PHILLIPS

Ciencia de los materiales dentales

Undécima edición

Anusavice

ELSEVIER

Material chrom

SAUNDERS

Fuerza de tracción 77
Fuerza de compresión 77
Fuerza de cizallamiento 78
Fuerza de flexión 78
Propiedades mecánicas basadas en la deformación elástica 79
Módulo elástico (módulo de Young o de elasticidad) 80
Módulo dinámico de Young 83
Flexibilidad 83
Resiliencia 84
Coeficiente de Poisson 85
Propiedades de resistencia 85
Límite proporcional 86
Límite elástico 87
Límite elástico convencional (tensión de prueba) 87
Deformación permanente (plástica) 88
Trabajo en frío (endurecimiento por deformación en frío) 88
Resistencia diametral a la tracción 88
Resistencia a la flexión 89
Resistencia a la fatiga 90
Resistencia al impacto 91
Propiedades mecánicas de la estructura dental 92
Fuerzas y tensiones masticatorias 93
Otras propiedades mecánicas 94
Tenacidad 94
Tenacidad frente a la fractura 94
Fragilidad 94
Ductilidad y maleabilidad 95
Medición de la ductilidad 96
Dureza 96
Factores para la concentración de estrés 99
Criterios para la selección de materiales de restauración 100

5 Solidificación y microestructura de los metales 103
William A. Brantley
Metales 104
Enlaces metálicos 107
Aleaciones 107
Solidificación de los metales 108
Formación del núcleo 110
Formas de solidificación y efectos sobre las propiedades 112
Refinado y tamaño del grano 116

6 Fases de equilibrio en las aleaciones para colado 119
William A. Brantley
Clasificación de las aleaciones 120
Soluciones de sólidos 121
Solutos y disolventes 121
Condiciones para la solubilidad de sólidos 122
Propiedades físicas de las soluciones de sólidos 124
Diagramas de la fase de constitución o equilibrio 124
Interpretación del diagrama de fases 126
Nucleación 128
Homogeneización 129
Formación de dendritas en las aleaciones 130
Aleaciones eutécticas 130
Sistema plata-cobre 130
Propiedades físicas 134
Aleaciones peritécticas 134
Reacciones en estado sólido 135
Sistema oro-cobre 135
Sistema plata-cobre 139
Otros sistemas binarios 139
Aleaciones de oro 139
Aleaciones de paladio 140
Sistemas de aleaciones ternarios y de orden superior 140

7 Polímeros dentales 143
H. Ralph Rawls
Aplicaciones de las resinas en odontología 144
Clasificación 144
Requisitos de las resinas dentales 145
Compatibilidad biológica 145
Propiedades físicas 145
Manipulación 145
Propiedades estéticas 146
Aspectos económicos 146
Estabilidad química 146
Naturaleza fundamental de los polímeros 146
Longitud de cadena y peso molecular 146
Ramificación y entrecruzamiento de cadena 147
Organización molecular 149
Propiedades físicas de los polímeros 150
Deformación y recuperación 150
Propiedades reométricas 150
Propiedades de disolución 151
Propiedades térmicas 152
Química de la polimerización 154
Polimerización por adición 155
Etapas de la polimerización por adición 155
Inhibición de la polimerización por adición 160
Polimerización escalonada 161
Copolimerización 162
Resinas dentales de acrílico 164
Resinas acrílicas 164
Metilmetacrilato 165
Polimetilmetacrilato 166
Metacrilato y resinas acrílicas multifuncionales 166

8 Biocompatibilidad de los materiales dentales 171
John C. Wataha
Biocompatibilidad: perspectiva histórica 172
Efectos adversos de los materiales dentales 174

Material chroniony prawem autorskim

Toxicidad, inflamación, alergia y mutagenicidad 174
Efectos locales y sistémicos de los materiales 177
Principios clave que determinan los efectos adversos de los materiales 178
Inmunotoxicidad 179
Respuesta biológica en el medio ambiente dental 181
La anatomía oral que influye en la respuesta biológica 181
Interfases biológicas especiales con los materiales dentales 185
Osteointegración 187
El sistema inmune oral 187
Medición de la biocompatibilidad de los materiales 188
Definición del uso de un material 188
Tipos de pruebas: ventajas y desventajas 189
¿Cómo se emplean de forma conjunta las pruebas para medir la biocompatibilidad? 190
Estándares: ventajas y desventajas 192
Documento n.º 41 de la ANSI/ADA 193
Norma ISO 10993 193
Aspectos comunes sobre biocompatibilidad en odontología 194
Látex 194
Níquel 196
Berilio 197
Mercurio y amalgama 197
Estrogenicidad 199
Otros efectos biológicos de las resinas 200
Guías clínicas para seleccionar materiales biocompatibles 200
Definir el uso del material 200
Establecer cómo va a ser examinado el material 201
Pensar en términos de riesgo y beneficio 201

PARTE II
MATERIALES DENTALES AUXILIARES

9 Materiales de impresión 205
Chiayi Shen
Materiales de impresión: objetivos y requisitos 207
Materiales empleados para la toma de impresiones 208
Mecanismo de fraguado 208
Propiedades mecánicas 208
Usos de los materiales de impresión 208
Materiales de impresión elastoméricos 210
Características 210
Propiedades viscoelásticas 211
Materiales de impresión elastoméricos: química y composición, 212
Polisulfuro 212
Silicona de condensación 213
Silicona de adición 214
Poliéter 216
Materiales elastoméricos: toma de impresiones 216
Preparación de materiales de impresión 216
Cubetas de impresión 219
Pasos necesarios para la toma de impresiones 219
Retirada de la impresión 222
Preparación de los modelos y troqueles de escayola 222
Materiales de impresión elastoméricos: propiedades 223
Tiempos de trabajo y fraguado 223
Estabilidad dimensional 224
Reproducción de detalles orales 225
Desinfección 225
Propiedades reológicas 226
Elasticidad 226
Resistencia al desgarro 227
Biocompatibilidad 228
Vida media 229
Consecuencias de la manipulación errónea 230
Hidrocoloides 231
Transformación sol-gel 234
Resistencia del gel 234
Efectos dimensionales 234
Hidrocoloides reversibles: agar 234
Composición 235
Manipulación 235
Preparación y acondicionamiento del material de agar 236
Atemperado del material 237
Toma de impresiones con agar 237
Precisión 238
Viscosidad del sol 238
Distorsión durante la gelación 239
Hidrocoloides irreversibles: alginato 239
Composición 240
Proceso de gelación 241
Control del tiempo de fraguado 242
Manipulación 243
Toma de impresiones 243
Resistencia 244
Exactitud 244
Otras aplicaciones y manipulación de los hidrocoloides 245
Técnica laminar (método de alginato-agar) 245
Materiales para duplicados 245
Alginatos modificados 245
Biocompatibilidad 245
Desinfección 246
Estabilidad dimensional 246
Compatibilidad con el yeso 247
Vida media 248
Consecuencias de la manipulación errónea 248

Material chroniony prawem autorskim

Materiales de impresión rígidos 248
Compuesto para impresión 250
Composición 250
Manipulación 250
Estabilidad dimensional 251
Desinfección 251
Pastas zinquenólicas 251
Composición 251
Manipulación 252
Estabilidad dimensional 253
Desinfección 253
Pastas sin eugenol 253
Pastas quirúrgicas 253
Pastas para registros de mordida 253

10 Productos derivados del yeso 255
Kenneth J. Anusavice
Usos del yeso en odontología 255
Yeso para modelos y yeso piedra 257
Producción de sulfato cálcico hemihidratado 257
Productos comerciales derivados del yeso 258
Fraguado de los productos derivados del yeso 258
Reacciones de fraguado 259
Proporción agua/polvo 261
Pruebas para los tiempos de trabajo, fraguado y endurecimiento final 261
Tiempo de mezclado (TM) 261
Tiempo de trabajo (TT) 261
Tiempo de fraguado (TF) 261
Prueba de la pérdida de brillo en el inicio del fraguado 261
Prueba inicial de Gilmore en el inicio del fraguado 262
Prueba de Vicat para el tiempo de fraguado 262
Prueba de Gilmore para el tiempo de endurecimiento final 263
Criterio de material listo para usar 263
Control del tiempo de fraguado 264
Impurezas 264
Finura del polvo 264
Proporción agua/polvo 264
Mezclado 264
Temperatura 265
Retardadores y aceleradores 265
Expansión de fraguado 266
Control de la expansión de fraguado 267
Aceleradores y retardadores: teoría y práctica 268
Aceleradores 268
Retardadores 269
Expansión higroscópica de fraguado 270
Resistencia 271
Tipos de productos derivados del yeso 273
Yeso de impresión (tipo I) 273
Yeso para modelos (tipo II) 274
Yeso piedra dental (tipo III) 274
Yeso piedra de alta resistencia (tipo IV) 275
Yeso piedra de alta resistencia y expansión (tipo V) 276
Yeso sintético 276
Dosificación, mezclado y cuidado de los productos derivados del yeso 276
Dosificación 276
Mezclado 277
Cuidado del modelo 278
Productos especiales procedentes del yeso 278
Cuidado de los productos derivados del yeso 279
Control de la infección 280

11 Ceras dentales 283
Kenneth J. Anusavice
Tipos de cera para incrustaciones 284
Composición 285
Propiedades deseables 286
Flujo 287
Propiedades térmicas 288
Distorsión de la cera 289
Manipulación de la cera para incrustaciones 290
Otras ceras dentales 292

12 Revestimientos y procedimientos para colado 295
Kenneth J. Anusavice
Revestimiento con aglutinante de yeso 296
Composición 296
Yeso 297
Sílice 297
Modificadores 298
Tiempo de fraguado 299
Expansión normal de fraguado 300
Expansión higroscópica de fraguado 300
Efecto de la composición 302
Efecto de la proporción agua/polvo 302
Efecto del mezclado con espátula 302
Vida media del revestimiento 302
Efecto del tiempo de inmersión 302
Efecto del encofrado 302
Efecto de la adición de agua 303
Expansión térmica 304
Efecto de la proporción agua/polvo 306
Efecto de los modificadores químicos 306
Contracción térmica 306
Resistencia 306
Otros aspectos de los revestimientos de yeso 308
Porosidad 308
Almacenamiento 309
Revestimiento con aglutinante de fosfato 309
Composición 310
Reacciones de fraguado 310
Expansión térmica y de fraguado 311

Materiał chroniony prawem autorskim

Tiempo de trabajo y de fraguado 313
Propiedades diversas 313
Revestimiento con aglutinante de silicato de etilo 313
Evaluación clínica del ajuste del colado 314
Compensación de la contracción de solidificación 316
Sistema de colado sin anillo 316
Preparación del troquel maestro 316
Métodos para alterar las dimensiones del troquel 317
Combinación de yeso piedra para troquel-revestimiento 317
Otros materiales para el troquel 318
Troqueles electroformados 318
Variables y principios para el diseño óptimo de bebederos 319
Eliminación del patrón de cera 319
Diámetro del bebedero 320
Posición del bebedero 320
Unión del bebedero 320
Dirección del bebedero 321
Longitud del bebedero 322
Recubrimiento del anillo de colado 323
Proceso de revestimiento 324
Mezclado al vacío 325
Compensación de la contracción 325
Técnica de adición controlada de agua 326
Procedimiento de colado 326
Eliminación y calentamiento de la cera 326
Técnica higroscópica mediante calentamiento ligero 327
Técnica de expansión térmica a alta temperatura 327
Revestimientos de yeso 327
Revestimientos de fosfato 329
Tiempo permisible para el colado 330
Equipamiento para colado 330
Máquina de colado mediante fusión con llama y centrifugado 330
Máquina de colado mediante calentamiento con resistencia eléctrica 332
Máquina de fusión por inducción 333
Máquina de fusión mediante arco de corriente continua 333
Máquina de colado mediante vacío o presión 333
Crisoles para colado 333
Fusión por llama de aleaciones de metales nobles 333
Limpieza del colado 335
Fusión de metales de base 336
Consideraciones técnicas de los revestimientos con aglutinante de fosfato 336
Causas de defectos en el colado 337
Distorsión 338
Rugosidad, irregularidades y decoloración de la superficie 338
Burbujas de aire 338
Películas de agua 339
Alta velocidad de calentamiento 339
Calentamiento insuficiente 340
Proporción líquido/polvo 340
Calentamiento prolongado 340
Temperatura de la aleación 340
Presión del colado 340
Composición del revestimiento 340
Cuerpos extraños 341
Impacto de la aleación fundida 341
Posición del patrón 341
Inclusiones de carbono 341
Otras causas 341
Porosidad 342
Colado incompleto 347

13 Materiales para acabado y pulido 351
Kenneth J. Anusavice y Sibel A. Antonson
Beneficio del acabado y pulido de los materiales para restauración 352
Principios del corte, desbastado, acabado y pulido 352
Procedimiento para la reducción de salientes 355
Contorneado 356
Acabado 356
Pulido 357
Riesgos biológicos del proceso de pulido 357
Abrasión y erosión 358
Abrasión 358
Erosión 359
Dureza de los abrasivos 360
Diseño de instrumentos abrasivos 361
Polvos abrasivos 361
Abrasivos aglutinados 361
Discos y tiras recubiertos de abrasivos 365
Abrasivos no aglutinados 366
Maniobras de abrasión 366
Tipos de abrasivos 367
Piedra de arkansas 367
Tiza 367
Corindón 367
Diamante natural 368
Abrasivos sintéticos de diamante 368
Piedra de esmeril 368
Granate 368
Piedra pómez 369
Cuarzo 369
Arena 369
Trípoli 369
Silicato de zirconio 369
Hueso de jibia 369
Diatomea 369
Carburo de silicona 370
Óxido de aluminio 370
Rojo de pulir 370
Óxido de estaño 370
Pastas abrasivas 370

Materiał chroniony prawem autorskim

Procedimientos de acabado y pulido 371
Restauraciones de resina compuesta 371
Amalgama dental 371
Aleación de oro 372
Restauraciones de porcelana 372
Resinas acrílicas para bases de prótesis y carillas 373
Tecnología neumática de abrasión 373
Dentífricos 373
Composición 374
Abrasividad 375
Programa de aceptación de la ADA 376
Cepillos dentales 376

PARTE III
MATERIALES PARA RESTAURACIÓN DIRECTA

14 Adhesión 381
Barry K. Norling
Mecanismos de adhesión 382
Técnica de grabado ácido 382
Adhesivos dentinarios 386
Adhesivos de primera generación 387
Adhesivos de segunda generación 390
Adhesivos de tercera generación 390
Adhesivos de cuarta generación 392
Adhesivos de quinta generación 393
Medición de las fuerzas de adhesión y la microfiltración 394
Restauraciones con vidrio ionómero 395
Amalgama adherida 396
Selladores de fosas y fisuras 396

15 Resinas para restauraciones 399
H. Ralph Rawls y J. Esquivel-Upshaw
Materiales para restauraciones estéticas 400
Usos y aplicaciones 401
Resinas compuestas para restauraciones 401
Resinas compuestas dentales 401
Composición y función de los componentes 402
Matriz de resina 402
Partículas de relleno y proporción del relleno 403
Beneficios del relleno 403
Agentes de conexión 406
Sistema activador-iniciador 406
Resinas de activación química 407
Inhibidores 408
Modificadores ópticos 408
Polimerización de las resinas compuestas 410
Activación química 410
Activación por luz 410
Fotopolimerización con luz visible (azul) 411
Lámparas de polimerización 411
Tipos de lámparas empleadas en la fotopolimerización 411
Profundidad de fraguado y tiempo de exposición 412
Resinas de fraguado dual y polimerización extraoral 413
Grado de conversión 414
Reducción de la tensión residual 415
Reconstrucción incremental y configuración de la cavidad 415
Técnicas de inicio blando, fraguado incremental y fraguado retardado 416
Fraguado de alta intensidad 417
Precauciones de uso de las lámparas de fotopolimerización 417
Clasificación de las resinas compuestas 417
Resinas compuestas tradicionales 418
Propiedades de las resinas compuestas tradicionales 420
Consideraciones clínicas de las resinas compuestas 421
Resinas compuestas de partícula pequeña 421
Consideraciones clínicas de las resinas de PP 422
Resinas compuestas de microrrelleno 423
Propiedades de las resinas compuestas de microrrelleno 425
Consideraciones clínicas de las resinas de microrrelleno 426
Resinas compuestas híbridas 426
Consideraciones clínicas de las resinas compuestas híbridas 426
Resinas compuestas fluidas 428
Resinas compuestas para restauraciones de dientes posteriores 428
Resinas compuestas de obturación directa en sectores posteriores 428
Resinas compuestas condensables 429
Filtración marginal 430
Radiopacidad 430
Desgaste 431
Criterios de selección 432
Resinas compuestas indirectas para la zona posterior 433
Empleo de las resinas compuestas para carillas 433
Acabado de las resinas compuestas 434
Biocompatibilidad de las resinas compuestas 436
Reparación de las resinas compuestas 437
Probabilidad de supervivencia de las resinas compuestas 437

16 Cementos dentales 443
Chiayi Shen
Cementos dentales 445
Cementos liberadores de flúor para restauraciones directas 446
Resistencia a los ácidos del esmalte 447
Equilibrio desmineralización-remineralización 447
Flúor y metabolismo de la placa 448
Fuentes liberadoras de flúor 448
Recarga de flúor 449

Material chroniony prawem autorskim

Cementos como agentes de cementado 449
Características de la interfase prótesis-pilar 450
Procedimiento para el cementado de la prótesis 451
Colocación del cemento 452
Asentamiento 452
Retirada del exceso de material 454
Poscementación 455
Mecanismos de retención 455
Desinserción de la prótesis 456
Grosor de la capa 458
Agentes para protección pulpar 458
Barnices cavitarios 459
Recubrimientos cavitarios 459
Bases de cemento 459
Consideraciones clínicas 461
Cemento de fosfato de zinc 461
Composición y fraguado 461
Tiempos de trabajo y fraguado 462
Propiedades físicas del cemento de fosfato de zinc 463
Retención 464
Propiedades biológicas 464
Manipulación 465
Cemento de policarboxilato de zinc 466
Composición química 466
Adhesión a la estructura dentaria 467
Grosor de capa 467
Tiempo de trabajo y fraguado 468
Propiedades mecánicas 468
Solubilidad 468
Consideraciones biológicas 469
Manipulación 469
Preparación de la superficie y retención 470
Retirada del exceso de cemento 471
Cemento de ionómero de vidrio 471
Composición 472
Química del fraguado 473
Mecanismos de adhesión 475
Propiedades biológicas 475
Propiedades físicas del cemento de ionómero de vidrio 475
Consideraciones en la manipulación del CIV 476
Preparación de la superficie 476
Preparación del material 477
Uso del CIV como material restaurador y retirado de los excesos de material 478
Procedimientos postoperatorios 479
Cementos de ionómero de vidrio reforzados con metal 479
Propiedades generales 479
Consideraciones clínicas 481
Cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad 481
Cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas (ionómero híbrido) 482
Composición y reacción de fraguado 483
Características del cemento de ionómero híbrido 483
Aplicaciones como sellador de fisuras 484
Aplicaciones como base/recubrimiento cavitario 484
Compómero 484
Composición y propiedades químicas 485
Características de los compómeros 485
Manipulación de los compómeros 486
Cementos de resina 486
Composición y química 486
Características de los cementos de resina 486
Manipulación 488
Prótesis metálica 488
Brackets de ortodoncia 488
Adhesión de carillas de resina, incrustaciones intra y extracoronarias, coronas y prótesis parciales fijas 488
Adhesión de prótesis cerámicas 489
Cemento de óxido de zinc-eugenol 489
Composición y química de fraguado 490
Características de los cementos de OZE 490
Restauraciones temporales de OZE (tipo III) 490
Restauraciones intermedias de OZE (tipo IV) 490
Agente cementante temporal a base de OZE (tipo I) 491
Agente cementante definitivo a base de OZE (tipo II) 491
Hidróxido de calcio 491
Recubrimientos cavitarios 491
Bases 491
Solubilidad y desintegración de los cementos 492
Resumen 493

17 Amalgamas dentales 495
Sally J. Marshall, Grayson W. Marshall, Jr. y Kenneth J. Anusavice
Composición de la aleación 496
Fases metalúrgicas en las amalgamas dentales 499
Sistema plata-estaño 499
Efecto de las fases Ag-Sn en las propiedades de la amalgama 500
Fabricación del polvo para la aleación 500
Polvo para la aleación cortado en torno 500
Templado para la homogeneización 500
Tratamiento de las partículas 501
Polvo atomizado 501
Tamaño de la partícula 501
Comparación entre la aleación esférica atomizada y la aleación torneada 502
Amalgamación y microestructuras resultantes 502
Aleación con bajo contenido en cobre 502
Aleaciones con alto contenido en cobre 504
Aleaciones mezcladas 504
Aleaciones de composición única 506
Estabilidad dimensional 508
Cambio dimensional 508

Materiał chroniony prawem autorskim

Teoría del cambio dimensional 509
Efecto de la contaminación con humedad 510
Resistencia 511
Medición de la resistencia 512
Efecto de trituración 513
Efecto del contenido de mercurio 513
Efecto de la condensación 514
Efecto de la porosidad 514
Efecto de la velocidad de endurecimiento 514
Escurrimiento 515
Importancia del escurrimiento en las propiedades de la amalgama 515
Influencia de la microestructura en el escurrimiento 516
Efecto de la manipulación sobre el escurrimiento 516
Cualidades clínicas de las restauraciones de amalgama 516
Pigmentación y corrosión 517
Relación entre la composición y la supervivencia de las restauraciones de amalgama 519
Factores que afectan al éxito de las restauraciones de amalgama 520
Proporción mercurio-aleación 521
Dosificación 522
Trituración mecánica 523
Consistencia de la mezcla 525
Condensación 527
Condensación manual 528
Presión de condensación 529
Condensación mecánica 530
Tallado y terminación 530
Significado clínico del cambio dimensional 531
Expansión 532
Contracción 533
Aleaciones sin zinc 534
Efectos colaterales del mercurio 535
Alergia 535
Toxicidad 536
Influencia del contenido de mercurio en la calidad de la restauración 538
Deterioro marginal 538
Preparación o terminado incorrecto de la cavidad 539
Exceso de mercurio 540
Escurrimiento 540
Reparación de las amalgamas 540

18 Oro para obturación directa 545
Kenneth J. Anusavice
Historia del oro laminado empleado como material de restauración dental 546
Propiedades del oro puro 546
Formas del oro para obturación directa 547
Oro laminado 548
Oro cohesivo y no cohesivo 549
Cilindros de oro laminado 549
Hojas de oro preformadas 549
Hojas platinizadas 549
Precipitado electrolítico 550
Oro mate 550
Precipitado electrolítico de aleación 550
Oro granular (en polvo) 551
Eliminación de impurezas superficiales 551
Compactación de la obturación directa de oro 553
Condensadores 554
Tamaño de la punta del condensador 554
Aplicación de la presión 555
Método de compactación 555
Propiedades físicas del oro 556
Restauración directa con oro 558

PARTE IV
MATERIALES PARA RESTAURACIÓN INDIRECTA Y PRÓTESIS

19 Aleaciones dentales para colado y soldadura 563
Kenneth J. Anusavice y Paul Cascone
Perspectiva histórica de las aleaciones dentales para colado 564
1905: El procedimiento de la cera perdida 565
1932: Clasificación de las aleaciones para colado con base de oro 565
1933: Aleaciones de cobalto-cromo para prótesis parciales 566
1959: Procedimiento de fusión de la porcelana al metal 566
1971: El estándar de oro 566
1976: Acta sobre Dispositivos Médicos y Dentales 567
1996: Directiva Europea sobre Dispositivos Médicos 567
1998: Actas sobre aire limpio 567
Propiedades deseables de las aleaciones dentales para colado 567
Clasificación de las aleaciones dentales para colado 570
Metales nobles 572
Aleaciones de metal base predominante 573
Quilate y pureza 574
Identificación de las aleaciones por sus elementos principales 574
Aleaciones para restauraciones totalmente metálicas y recubiertas de resina 574
Tratamiento térmico de las aleaciones de metales nobles y de alta nobleza 575
Tratamiento térmico de reblandecimiento de las aleaciones de oro para colado 576
Tratamiento térmico de endurecimiento de las aleaciones de oro para colado 576
Contracción de colado 577
Fusión del metal previamente colado 578
Aleaciones de plata-paladio 578

Material chroniony prawem autorskim

Aleaciones de cromo-níquel y cromo-cobalto 578
Titanio y aleaciones de titanio 579
Aleación de aluminio y bronce 580
Aleaciones nobles y de alta nobleza para prótesis metal-cerámicas 580
Aleaciones de oro-paladio-plata (bajo contenido en plata) 582
Aleaciones de oro-paladio-plata (alto contenido en plata) 582
Aleaciones de oro-paladio 584
Aleaciones de paladio-oro 585
Aleaciones de paladio-oro-plata 585
Aleaciones de paladio-plata 585
Aleaciones de paladio-cobre-galio 587
Aleaciones de paladio-galio-plata 587
Decoloración de la porcelana por la plata 588
Compatibilidad e incompatibilidad térmica de los sistemas metal-cerámicos 589
Aleaciones para porcelanas de fusión ultrabaja 592
Porcelanas menos abrasivas 592
Aleaciones para prótesis parciales 593
Propiedades físicas de las aleaciones nobles y de alta nobleza 593
Aleaciones de metales base para prótesis de metal y metal-cerámicas coladas 594
Riesgos biológicos y precauciones: riesgos para los protésicos dentales 596
Riesgos potenciales para los pacientes 597
Criterios para la selección y uso de metales base para coronas y puentes 598
Aleaciones para prótesis parciales y criterios para su selección 604
Alternativas a la tecnología de metal colado 605
Sinterización de láminas bruñidas 606
Procesado por CAD-CAM 606
Duplicado mediante fresadora copiadora 607
Electroformado 607
Soldadura de aleaciones dentales 608
Metal sustrato para la soldadura 608
Fundente de la soldadura 609
Metal de relleno para soldadura (soldadura fuerte) 610
Fuentes de calor para soldaduras 612
Temperatura de la llama 612
Hidrógeno 613
Gas natural 613
Acetileno 613
Propano 613
Soldadura en horno 613
Aspectos técnicos de la soldadura 614
Procedimientos técnicos 614
Análisis radiográfico de la calidad de la unión por soldadura 616
Soldadura por fusión con láser de titanio comercial puro 616
Procedimiento de unión al colado 617

20 Aleaciones para forjado 621
William A. Brantley
Deformación de los metales 622
Introducción a las aleaciones para forjado y alambres de ortodoncia 622
Resistencia teórica y real al corte de los metales 624
Defectos puntuales 625
Dislocaciones 626
Dislocaciones que comprometen los mecanismos de resistencia 628
Maclado 630
Fractura 631
Efectos del recocido del metal trabajado en frío 633
Recuperación 634
Recristalización 634
Crecimiento del grano 635
Estructura colada frente a estructura forjada 635
Aceros de carbono 636
Aceros inoxidables 637
Fundamento 637
Aceros inoxidables ferríticos 637
Aceros inoxidables martensíticos 638
Aceros inoxidables austeníticos 639
Resistencia a la corrosión y propiedades del acero inoxidable austenítico 639
Sensibilización 639
Estabilización 640
Causas generales de corrosión 640
Propiedades mecánicas 640
Tratamiento térmico de recuperación 642
Alambres trenzados y torcidos 642
Soldadura convencional y autógena del acero inoxidable 643
Materiales para soldadura fuerte 643
Fundentes para soldadura 643
Aspectos técnicos de la soldadura 643
Soldadura autógena 644
Aleaciones de cobalto-cromo-níquel 645
Composición y propiedades mecánicas 645
Aleaciones de níquel-titanio 646
Propiedades mecánicas 646
Aleaciones para alambres de ortodoncia: composición, superelasticidad y memoria de forma 646
Instrumentos endodóncicos de níquel-titanio 648
Aleaciones de titanio beta 649
Formas cristalográficas del titanio y de las aleaciones de titanio 649
Propiedades mecánicas de los alambres de titanio-β 650
Soldadura 650
Resistencia a la corrosión 651
Otras aleaciones para forjado 652
Metales nobles 652
Otras aleaciones de metales de base para forjado 653

Material chroniony prawem autorskim

21 Porcelanas dentales 655
Kenneth J. Anusavice
¿Qué son las porcelanas? 657
Historia de las porcelanas dentales 660
Clasificación de las porcelanas dentales 663
Métodos de procesamiento de las porcelanas 664
Prótesis de metal-cerámica 666
Composición de las porcelanas dentales 666
Modificadores del vidrio 667
Porcelanas feldespáticas 668
Otros aditivos 670
Potencial estético de las coronas de metal-cerámica frente a las de porcelana 670
Condensación de la porcelana 671
Sinterización de la porcelana 671
Sobreglaseado y tonalidad de las porcelanas 672
Enfriamiento de las prótesis de metal-cerámica 673
Resistencia a la deformación 674
Cofias para prótesis metal-cerámicas 674
Coronas de metal-cerámica a base de recubrimientos de láminas bruñidas 676
Unión de la porcelana al metal 677
Unión de la porcelana al metal mediante sustratos electrodepositados 678
Beneficios e inconvenientes de la combinación metal-cerámica 679
Prótesis de porcelana 680
Coronas de porcelana aluminosa 680
Vitrocerámica fundible y mecanizable (Dicor y Dicor MGC) 681
Vitrocerámica prensada 683
In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell e In-Ceram Zirconia 686
Procera All-Ceram 692
Porcelana CAD-CAM 692
Porcelanas con núcleo de zirconio Cercon y lava 693
Métodos de fortalecimiento de las porcelanas 697
Minimizar el efecto de los facilitadores de tensiones 697
Desarrollar fuerzas de compresión residuales 699
Minimizar el número de ciclos de calentamiento 700
Minimizar las fuerzas de tensión mediante el diseño óptimo de las prótesis de porcelana 700
Intercambio iónico 701
Acondicionamiento térmico 701
Fortalecimiento por dispersión 702
Endurecimiento por transformación 703
Abrasividad de las porcelanas dentales 704
Desgaste de las porcelanas en comparación con otros materiales 705
Desgaste del esmalte por porcelanas y otros materiales restauradores 706
Reducción de la abrasividad de las porcelanas mediante el pulido y el glaseado 708
Guía para minimizar el deterioro excesivo del esmalte causado por porcelanas dentales 708
Resultados clínicos de las prótesis de porcelana 710
Dientes de porcelana para prótesis removibles 711
Factores que afectan al color de la porcelana 711
Agresión química del fluorofosfato acidulado sobre la fase cristalina de las porcelanas 713
Criterios para la selección y uso de porcelanas dentales 714

22 Resinas para la base de prótesis removibles 721
Rodney D. Phoenix
Técnica general 722
Resinas acrílicas 722
Resinas termopolimerizables para base de prótesis 722
Composición 722
Almacenamiento 724
Técnica de moldeado por compresión 724
Preparación del molde 724
Selección y aplicación de un medio de separación 725
Proporción polímero-monómero 726
Interacción polímero-monómero 727
Tiempo de formación de pasta 727
Tiempo de trabajo 728
Empaquetado 728
Técnica de moldeado por inyección 729
Procedimiento de polimerización 730
Elevación de temperatura 731
Porosidad interna 732
Ciclo de polimerización 733
Polimerización a través de energía de microondas 734
Resinas quimiopolimerizables para base de prótesis 734
Aspectos técnicos 735
Aspectos del procesado 736
Técnica de la resina fluida 736
Resinas fotopolimerizables para base de prótesis 737
Propiedades físicas de las resinas para base de prótesis 738
Contracción de polimerización 739
Porosidad 741
Absorción de agua 742
Solubilidad 743
Tensiones de procesado 744
Agrietamiento de la superficie 744
Resistencia mecánica 745

Materiał chroniony prawem autorskim

Fluencia 746
Propiedades diversas 746
Otras resinas y técnicas 747
Resinas para reparación 747
Rebase de prótesis de resina 748
Confección de nuevas bases para prótesis de resina 749
Rebases blandos de prótesis de corta y larga duración 750
Cubetas de resina para impresiones y materiales para cubetas 752
Limpiadores de prótesis 752
Procedimientos para el control de la infección 753
Reacciones alérgicas 753
Toxicología 754
Dientes de resina para usos protésicos 754
Materiales para prótesis maxilofaciales 755
Látex 755
Plastisol de vinilo 756
Gomas de silicona 756
Polímeros de poliuretano 756

23 Implantes dentales 759
Josephine Esquivel-Upshaw
Historia de los implantes dentales 760
Clasificación de los implantes 761
Diseño de los implantes 761
Propiedades de los implantes 764
Mecanismos de unión 764
Componentes de los implantes 766
Éxito clínico de los implantes dentales 767
Materiales para implantes 768
Implantes metálicos 768
Sistemas de implantes cerámicos y recubiertos de porcelana 771
Polímeros 772
Otros materiales para implantes 773
Selección de un material para implante 774
Biocompatibilidad de los implantes 777
Biomecánica 778
Resumen 780

Apéndice 783
Índice 785

Material chroniony prawem autorskim

I
TIPOS Y PROPIEDADES GENERALES DE LOS MATERIALES DENTALES

1 **Visión panorámica de los materiales para uso dental,** 3

2 **Estructura de la materia y principios de la adhesión,** 21

3 **Propiedades físicas de los materiales dentales,** 41

4 **Propiedades mecánicas de los materiales dentales,** 73

5 **Solidificación y microestructura de los metales,** 103

6 **Fases de equilibrio en las aleaciones para colado,** 119

7 **Polímeros dentales,** 143

8 **Biocompatibilidad de los materiales dentales,** 171

Material chroniony prawem autorskim

1

Visión panorámica de los materiales para uso dental

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

¿Qué son los materiales dentales?
Uso histórico de los materiales para restauración
Normas sobre materiales dentales
Programa de aceptación de la ADA
Requisitos generales para la aceptación por la ADA
Reglamentos de la administración para el control de alimentos y fármacos de Estados Unidos (FDA)
Normas internacionales
Normas, subcomités y grupos de trabajo de la ISO
Otras organizaciones normativas en el ámbito dental
¿Qué grado de seguridad tienen los materiales para restauración dental?

PALABRAS CLAVE

Material de restauración directa: Cemento, metal o resina compuesta al que se da forma y se aplica intraoralmente para restaurar los dientes o mejorar la estética.

Material de restauración indirecta: Cerámica, metal, metal-cerámica o resina compuesta que se emplea extraoralmente para construir prótesis que reemplazan la pérdida de piezas dentarias, para restaurar los dientes dañados o para mejorar la estética.

Material de restauración temporal: Cemento o resina compuesta que se emplea durante un período de tiempo que varía desde unos días a varios meses. Se utiliza para restaurar o reemplazar la pérdida de piezas dentarias o la estructura dental hasta que se pueda hacer una reconstrucción o poner una prótesis más duradera.

Material dental de restauración: Sustancia metálica, ce

¿QUÉ SON LOS MATERIALES DENTALES?

El objetivo principal de la odontología es mantener o mejorar la calidad de vida del paciente. Este objetivo puede lograrse previniendo enfermedades, aliviando el dolor, mejorando la eficacia masticatoria, la dicción y la apariencia. El logro de muchos de estos objetivos requiere la restitución o alteración de la estructura dental. Por esta razón, durante siglos el principal desafío ha sido desarrollar y seleccionar materiales protésicos biocompatibles, de larga duración, de restauración dental directa y materiales protésicos procesados indirectamente que soportan las condiciones adversas de la cavidad oral. La figura 1-1 representa un corte esquemático de un diente natural, del tejido blando y del hueso de soporte. En buenas condiciones de salud, la parte del diente que sobresale de la encía adyacente se denomina *corona clínica* y la que se encuentra debajo de la encía se denomina *raíz dental*. La corona del diente está recubierta de esmalte. La raíz está recubierta de cemento, se compone de dentina y tejido y consta de uno o más canales.

Históricamente se han empleado gran cantidad de materiales como coronas dentarias y en sustitución de la raíz, incluidos dientes de animales, huesos, dientes humanos, marfil, conchas marinas, cerámica y metales. En los últimos siglos, la evolución de los materiales de restauración empleados para restituir la estructura dentaria ha sido más lenta.

Actualmente, los cuatro grupos de materiales empleados en odontología son metales, cerámicas, polímeros y composites. A pesar de las recientes mejoras en las propiedades físicas de estos materiales, ninguno de ellos es permanente. En el siglo XXI los dentistas y científicos de los materiales continuarán la búsqueda del material de restauración ideal. Un material de restauración ideal 1) sería biocompatible, 2) se adheriría a la estructura dentaria o al hueso de manera permanente, 3) tendría el aspecto natural de la estructura dentaria y de otros tejidos visibles, 4) tendría propiedades similares a las del esmalte, la dentina y otros tejidos dentales y 5) podría restaurar tejidos o regenerar aquellos que faltan o que están dañados.

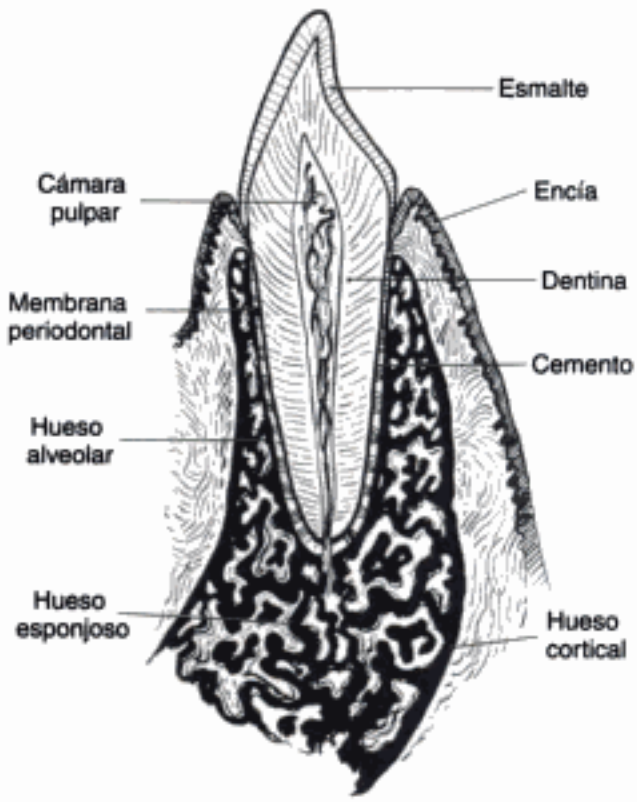


Fig. 1-1 Esquema del corte de un diente natural anterior y de los tejidos de soporte.

Material chroniony prawem autorskim

Los materiales dentales pueden clasificarse en: *materiales de prevención, materiales de restauración* o *materiales auxiliares*. Los **materiales dentales de prevención** son: selladores de fosas y fisuras; agentes selladores que previenen las filtraciones; materiales que se emplean principalmente por sus efectos antibacterianos; y los forros, bases, cementos y materiales de restauración que se emplean sobre todo porque liberan fluoruro (compómero, ionómero híbrido, cemento de ionómero de vidrio, cemento de silicofosfato de zinc), clorhexidina u otros agentes terapéuticos empleados para prevenir o inhibir la progresión de la *caries dental*. La tabla 1-1 resume los tipos de materiales de prevención y restauración, sus aplicaciones y su durabilidad potencial. En algunos casos, un material de prevención también puede utilizarse como material de restauración a corto plazo (por un período de varios meses), durante un período relativamente largo (entre 1 y 4 años) o un tiempo más largo (5 años o más). Los materiales de restauración dental, cuyos beneficios terapéuticos son escasos o nulos, también pueden emplearse a corto plazo (provisionalmente) o aplicarse en aquellos casos en los que se requiere una durabilidad moderada o a largo plazo. Por ejemplo, los materiales de restauración que no contienen fluoruro se pueden emplear en pacientes con poco riesgo de padecer caries.

Los **materiales dentales de restauración** son todos los componentes sintéticos que se pueden utilizar para reparar o restituir la estructura dental, entre los que se incluyen imprimadores, agentes de enlace, forros, bases de cemento, amalgamas, resinas compuestas, compómeros, ionómeros híbridos, metales para colados, metal-cerámicas, cerámicas y polímeros protésicos. Estos materiales también pueden emplearse como dispositivos que, de

Tabla 1-1 **Aplicaciones comparativas de la durabilidad de los materiales dentales preventivos y de restauración**

Tipo de material	Aplicaciones de los productos	Beneficio preventivo potencial	Durabilidad
Adhesivo de resina	A	F (en algunos productos)	M
Sellador de resina	S	S	M
Cemento de resina	AC	F (en algunos productos)	M
Compómero	B, AC, R	F	M
Ionómero híbrido	B, AC, R	F	M
Ionómero de vidrio (IV)	A, B, AC, R, S	F, S	B, M
IV de metal modificado	R	F	B, M
Óxido de zinc-eugenol	B, AC, R		B, M
Fosfato de zinc	B, AC		M
Policarboxilato de zinc	B, AC		M
Silicofosfato de zinc	B, AC	F	M
Composite de resina	R	F (en algunos productos)	A
Amalgama dental	R		A
Cerámica	R		A
Metal/cerámica	R		A
Metal/resina	R		M, A
Resina acrílica (uso temporal)	P		B
Acrílico para prótesis	R		A
Metal colado	R		A
Metal forjado	R		A

Aplicaciones: **A**, Adhesivo; **B**, base; **AC**, agente cementante; **S**, sellador de fosas y fisuras; **R**, restaurador; **P**, restaurador provisional.
Beneficio preventivo potencial: **F**, Material liberador de fluoruro; **S**, agente sellador.
Durabilidad: **B**, baja; **M**, moderada; **A**, alta.

Material chroniony prawem autorskim

manera controlada, liberan agentes terapéuticos o de diagnóstico. Los materiales de restauración pueden emplearse para tratamientos provisionales a corto plazo (tales como cementos, coronas provisionales y puentes de resina) o a largo plazo (adhesivos dentinarios, incrustaciones, restauraciones extracoronarias, coronas, prótesis removibles, prótesis fijas y aparatos ortodóncicos). Los materiales de restauración se pueden clasificar como **materiales de restauración directa** o **materiales de restauración indirecta**, según se empleen 1) de manera intraoral para realizar restauraciones o prótesis directamente en los dientes o en los tejidos o 2) de manera extraoral, si se fabrican indirectamente sobre modelos u otras réplicas de dientes y tejidos. Los **materiales dentales auxiliares** son sustancias que se emplean en el proceso de fabricación de prótesis dentales y otros aparatos, pero que no forman parte de los mismos. Entre ellos se incluyen soluciones de grabado ácido, materiales de impresión, revestimientos de modelos, materiales de yeso para modelos y colados, ceras dentales, resinas acrílicas para impresiones y férulas de blanqueamiento, resinas acrílicas para protectores bucales y de oclusión, y abrasivos de acabado y pulido.

Una subcategoría de los materiales de restauración son los **materiales de restauración provisional,** entre los que se incluyen productos empleados para aparatos y restauraciones dentales a corto plazo. Algunos ejemplos son los cementos temporales empleados para pegar estructuras, cementos temporales u otros materiales empleados en obturaciones, alambres ortodóncicos y resinas acrílicas utilizadas en incrustaciones, restauraciones extracoronales, coronas y prótesis parciales fijas temporales.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué avances tecnológicos dieron lugar a un ajuste más preciso de las prótesis fabricadas de manera indirecta?

USO HISTÓRICO DE LOS MATERIALES PARA RESTAURACIÓN

Se cree que la odontología como especialidad tuvo su origen aproximadamente en el año 3000 a. C. Después del 2500 a. C., los fenicios utilizaban bandas y alambres de oro. Alrededor del año 700 a. C. los etruscos tallaban marfil o hueso para construir prótesis parciales de dientes que se ajustaban a los dientes naturales por medio de bandas o alambres de oro. Las bandas de oro se empleaban para colocar los dientes extraídos en el lugar de las piezas dentales que faltaban.

A pesar de que las inscripciones en las lápidas egipcias indican que los dentistas eran considerados como especialistas médicos, no se conoce que hayan practicado la odontología restauradora. Sin embargo, algunos dientes hallados en momias egipcias eran dientes humanos trasplantados o bien dientes tallados en marfil. La prueba documental más antigua sobre materiales de implantes dentales se atribuye a los etruscos y data del año 700 a. C. Alrededor del 600 a. C. los mayas utilizaron implantes hechos de segmentos de conchas marinas que se aplicaban en los alvéolos dentarios anteriores. Los mayas y posteriormente los aztecas empleaban incrustaciones de oro repujado, de piedra o minerales con fines estéticos o como ornamentación tradicional. Los incas mutilaban los dientes empleando oro forjado, pero este material no se usaba con fines decorativos.

Desde la antigüedad hasta el siglo XVIII las cavidades dentales han sido restituidas o reemplazadas por diversos materiales, entre ellos trozos de piedra, marfil, dientes humanos, resina de trementina, corcho, goma y láminas de metal (plomo y estaño). Más recientemente se han empleado otros materiales para la restauración dental, tales como gutapercha, cementos, cementos modificados con metal, resina sintética sin relleno, composites, otros metales (láminas de oro, amalgamas y una gran variedad de metales colados y aleaciones), cerámicas y metal-cerámicas. Paré (1509-1590), cirujano de cuatro reyes, utilizaba plomo o corcho para realizar obturaciones dentales. La reina Isabel I (1533-1603) usaba trozos de tela para obturar las cavidades de sus dientes. Fauchard (1678-1761), el

Materiał chroniony prawem autorskim

padre de la odontología moderna, empleaba láminas de estaño o cilindros de plomo para rellenar las cavidades dentales. Los pacientes adinerados preferían los dientes hechos de ágata, madreperla, plata u oro. La odontología moderna comenzó en 1728, cuando Fauchard publicó un tratado sobre los distintos tipos de restauraciones dentales, que incluía un método para la construcción de prótesis artificiales hechas de marfil.

Las láminas de oro también se empleaban en la restauración dental. Pfaff (1715-1767), dentista de Federico el Grande de Prusia, utilizaba láminas de oro para cubrir la cámara pulpar. En Connecticut, en 1812, Bull comenzó a emplear oro, que martilleaba hasta conseguir láminas para fines dentales. En 1848, Arculanus recomendó el uso de láminas de oro para obturaciones dentales. En 1853 se introdujo en Estados Unidos e Inglaterra el oro esponjoso en sustitución de las láminas de oro. En 1855, Arturo promovió en Estados Unidos el uso del oro cohesivo. En 1897, Philbrook describió el uso de obturaciones metálicas hechas a partir de modelos de cera de la cavidad dental.

En 1816, Taveau desarrolló en Francia la que probablemente sea la primera amalgama dental, utilizando monedas de plata mezcladas con mercurio. En 1833, los hermanos Crawcour, que emigraron de Francia a Estados Unidos, introdujeron las obturaciones de amalgama de Taveau. Sin embargo, los alumnos de la Universidad de Odontología de Baltimore optaron por no utilizar amalgamas en las prácticas. Muchos dentistas criticaron la baja calidad de las primeras restauraciones de amalgama. Esto dio lugar a la «guerra de la amalgama», que tuvo lugar entre 1840 y 1850. Durante este período, eran habituales los acalorados debates sobre los beneficios y desventajas de las amalgamas. Las investigaciones llevadas a cabo entre 1860 y 1890 sobre la fabricación de la amalgama mejoraron notablemente sus propiedades de manipulación y de aplicación clínica. En 1895, Black propuso realizar preparaciones cavitarias estandarizadas, así como procesos manufacturados con el fin de crear productos para amalgamas dentales.

En 1746, Mouton desarrolló las coronas de oro. Sin embargo, éstas no fueron patentadas hasta 1873 por Beers. En 1885, Logan patentó la porcelana adherida a un perno de platino, en sustitución de los antiguos pernos de madera que se utilizaban para reconstrucciones intrarradiculares (dentro de la raíz dental) y que no habían dado buenos resultados. En 1907 se introdujo la corona separada del perno, cuyo ajuste era mucho más sencillo.

En 1756, Pfaff desarrolló un método para la toma de impresiones orales con cera, a partir de las cuales fabricaba un modelo de yeso de París. Esta técnica permitió a los dentistas realizar impresiones de las mandíbulas edéntulas de los pacientes. En 1774, Duchateau, farmacéutico francés, y de Chemant, dentista, diseñaron el proceso de creación de prótesis de porcelana dura, a prueba de caries. En 1789, de Chemant patentó una versión mejorada de estos dientes de porcelana hechos de «pasta mineral». Poco después, a principios del siglo XIX, se introdujeron las incrustaciones de porcelana. Sin embargo, no fue hasta mediados del siglo XX cuando la adhesión de la porcelana a los metales se convirtió en coronas de metal-cerámica.

George Washington (1732-1799) sufrió mucho durante su presidencia (1789-1797) debido al mal ajuste de sus prótesis dentales. A diferencia de lo que se dice, Washington nunca usó dientes de madera, sino que utilizaba dentaduras hechas a partir de sus propios dientes, de dientes de vaca o de hipopótamo, de marfil o de plomo. Antes de su primer mandato como presidente, había utilizado prótesis parciales ajustadas a los dientes remanentes. En 1789, durante la inauguración de su primer mandato como presidente, Washington, al que sólo le quedaba un diente, lució su primer juego de prótesis completas, hechas por John Greenwood. La base de estas prótesis estaba compuesta de colmillos de hipopótamo tallados para que se adaptaran a las crestas mandibulares. La prótesis superior contenía dientes de marfil y la inferior constaba de 8 dientes humanos que se ajustaban mediante remaches de oro atornillados a la base de la prótesis. Ambas prótesis se fijaban a la boca mediante resortes en espiral.

En 1808, el dentista italiano Fonzi desarrolló un diente individual de porcelana que se mantenía en su lugar mediante un alfiler de platino incrustado. En 1817, el dentista francés Planteau fue el primero en introducir los dientes de porcelana en Estados Uni-

Material chroniony prawem autorskim

certificar que su utilización sea satisfactoria cuando se utilice de manera adecuada por el técnico del laboratorio dental o el dentista. El Programa de Aceptación del Consejo de Asuntos Científicos incorpora esas especificaciones en la evaluación de los productos dentales y dichos productos se someten a pruebas para cumplir con los requisitos de especificación. Cuando se clasifica un producto como *aceptado*, el fabricante está autorizado a incluir en su etiqueta el rótulo de «Aceptado por la ADA».

La ADA, acreditada por el American National Standards Institute (ANSI), es también la patrocinadora administrativa de dos comités creadores de normas que trabajan bajo la dirección del ANSI. El Comité de Normas sobre Productos Dentales de la ADA (SCDP) crea normas sobre todos los materiales dentales, instrumental y equipos, excepto los medicamentos y las radiografías. El Consejo de Asuntos Científicos (CSA) también es responsable de la evaluación de los medicamentos, de los agentes blanqueadores y de limpieza dental, de los agentes terapéuticos empleados en odontología, del equipo y de las radiografías.

Los grupos de trabajo del Comité de Normas sobre Productos Dentales de la ADA crean las especificaciones. Cuando el Comité de Normas sobre Productos Dentales y el Comité de Asuntos Científicos de la ADA aprueban una especificación, ésta se envía al American National Standards Institute. Una vez aceptada por este órgano, se convierte en una norma nacional estadounidense. De esta manera, el Consejo de Asuntos Científicos también tiene la oportunidad de aceptarla como especificación de la ADA.

Continuamente se están creando nuevas normas aplicables a nuevos programas. Del mismo modo, las normas ya existentes son revisadas de manera periódica para reflejar los cambios en las fórmulas de los productos y los nuevos conocimientos sobre el comportamiento de los materiales en la cavidad oral, entre ellas la especificación n.º 1 de la ANSI/ADA sobre las amalgamas dentales, revisada en enero de 2003.

El sello de aceptación de la ADA

El sello de aceptación de la ADA es un símbolo importante de la seguridad y eficacia de los productos dentales, altamente reconocido por los dentistas y consumidores de productos dentales. Durante más de 125 años, la ADA ha tratado de fomentar la seguridad y eficacia de los productos dentales. El primer sello de aceptación fue concedido en 1931. Aunque este programa es estrictamente voluntario, más de 400 empresas participan en él. Los fabricantes aportan recursos significativos para evaluar, probar y poner a la venta productos en el programa del sello de aceptación. Aproximadamente 1.250 productos dentales llevan el sello de aceptación. Alrededor del 60% de estos recursos son productos recetados o utilizados por dentistas, tales como antibióticos o materiales dentales de restauración. El 40% restante son productos dentales de venta a los consumidores, como pasta de dientes, seda dental, cepillos de dientes manuales o eléctricos y enjuagues bucales.

Clasificación de los productos evaluados por el Consejo de Asuntos Científicos de la ADA

Se aceptan los productos que cumplen con las normas de aceptación en lo referente a seguridad, eficacia, composición y etiquetado, prospectos de envase, publicidad y otro material promocional. Una vez aceptados, se hace una lista de los productos y se describen en informes apropiados y en anuncios en *The Journal of the American Dental Association*. El fabricante ya puede utilizar el sello de aceptación del Consejo. Es probable que se le solicite que haga uso de una declaración autorizada en caso de que el sello de la ADA se emplee en publicidad. Normalmente los productos son aceptados por un período superior a 5 años. La aceptación es renovable y puede ser reconsiderada en cualquier momento. En caso de que haya un cambio en el fabricante o el distribuidor del

Material chroniony prawem autorskim

producto, el período de aceptación se extingue automáticamente. Los productos *aceptados provisionalmente* son aquellos que no aportan pruebas suficientes para ser clasificados como *aceptados,* pero sí pruebas suficientes de seguridad y utilidad, incluida viabilidad clínica. Estos productos cumplen los otros requisitos establecidos por el Consejo. Éste puede autorizar el uso de una declaración adecuada para definir específicamente el área de utilidad de los productos clasificados como *aceptados provisionalmente*. La clasificación de esta categoría se revisa cada año y no se continúa habitualmente durante más de 3 años. Los productos obsoletos, notablemente inferiores, ineficaces o peligrosos para la salud del usuario, se declaran *inaceptados.* Cuando es por el bien público o de la profesión, el Consejo puede enviar informes sobre los productos inaceptados al editor de la publicación *The Journal of the American Dental Association*. Las decisiones del Consejo se basan en las pruebas científicas disponibles y están sujetas a ser reconsideradas en el momento en que se disponga de un número significativo de pruebas nuevas.

PREGUNTA CLAVE

¿Puede un fabricante alterar la composición de un producto aceptado por la ADA y mantener el sello de aceptación de la ADA?

REQUISITOS GENERALES PARA LA ACEPTACIÓN POR LA ADA

Composición, naturaleza y función

Es necesario aportar al Consejo una declaración cuantitativa de la composición y la información adecuada sobre las propiedades de todos los componentes. En el caso del instrumental y los equipos, debe entregarse una descripción de los materiales utilizados en la fabricación y el método de funcionamiento. Cualquier cambio en la composición, naturaleza o función de un producto aceptado debe ser enviado al Consejo para que lo revise y apruebe antes de que se comercialice el producto modificado.

La empresa que intenta obtener la aceptación de la ADA debe proporcionar pruebas de que la fabricación y las instalaciones de control del laboratorio están supervisadas por personal cualificado, de que las instalaciones son adecuadas para garantizar la pureza y uniformidad de los productos y de que éstos se fabrican según el Código de Buena Práctica de Fabricación. La empresa debe permitir a los representantes del Consejo que visiten los laboratorios y las empresas solicitantes. Para aquellos productos entre cuyas pautas se incluye una especificación oficial de la ADA, el fabricante debe realizar pruebas regularmente para determinar el continuo cumplimiento de la norma. Los informes de prueba deben estar disponibles para el Consejo que lo solicite. Además, el fabricante debe poner a disposición del Consejo los datos e informes de prueba que solicite sobre cualquier lote de productos aceptados.

Información necesaria

El producto debe cumplir con las normas o especificaciones adecuadas. En el caso de los productos regulados por normas oficiales de la ADA, debe enviarse la siguiente información: 1) el número de serie o de lote; 2) la composición; 3) las propiedades físicas, obtenidas por métodos de pruebas estándar, y 4) los datos relativos a cualquier cláusula de la especificación oficial. La responsabilidad de garantizar que el producto cumple con la norma oficial recae exclusivamente en el fabricante y no en la ADA.

El Consejo puede autorizar la realización de pruebas en cualquier producto, en cualquier momento y sin avisar al fabricante. En caso de que una muestra no pase las pruebas, el producto será retirado de la Lista de Productos Aceptados. Las pruebas realizadas

Material chroniony prawem autorskim

a las muestras corren a cargo de los fabricantes. Si el producto es retirado de la Lista de Productos Aceptados, será reenviado siempre que el producto que no superó la prueba haya sido retirado del mercado.

Los nombres engañosos o que sugieran enfermedades o síntomas son inaceptables. Esta cláusula no se aplica a determinados productos biológicos, como los sueros o vacunas. Puesto que los usos de un producto pueden cambiar, su nombre debe indicar el tipo genérico de material o su composición y no el uso propuesto del mismo. Sin embargo, en determinadas circunstancias el Consejo puede aceptar un nombre que denote un uso o una acción fisiológica ya establecida, particularmente en el caso de una mezcla.

La empresa debe enviar las pruebas relativas a las propiedades físicas y mecánicas, a las características de funcionamiento (en caso de ser aplicables), a las acciones, a la dosis, a la seguridad y a la eficacia. La información acerca de los métodos de prueba sobre las propiedades físicas ha de ser confirmada a petición del Consejo de Asuntos Científicos. En términos generales, los datos requeridos sobre las pruebas físicas deben incluir una breve descripción de los aparatos empleados para realizar dichas pruebas, una declaración completa de los resultados obtenidos, los nombres de los observadores y la fecha de la prueba.

La empresa debe proporcionar datos objetivos de los estudios clínicos y de laboratorio diseñados adecuadamente. Debe emplearse una amplia experiencia clínica, en parte, como base para la evaluación de un producto. Los productos que se rigen por una especificación oficial de la ADA serán probados de acuerdo con la norma de la ADA. A menos que se estipule lo contrario en la norma pertinente, el fabricante sacará al mercado las muestras de prueba.

La empresa deberá declarar todo acuerdo económico pasado, vigente o anticipado entre el investigador clínico y la empresa, sus socios o sucursales, incluidos, aunque sin limitarse a ellos, los acuerdos de comercialización, las tasas de los portavoces, las concesiones o contratos para investigar o los miembros de los comités consultivos de la empresa. Si el Consejo determina que los intereses económicos cuestionan la integridad de los datos, podrá emprender las acciones que considere oportunas para garantizar la fiabilidad de éstos, incluidas, aunque sin limitarse a ellas, las siguientes:

- Solicitar a la empresa que envíe un nuevo análisis de los datos.
- Solicitar a la empresa que realice estudios independientes adicionales.
- Rechazar los datos.

Información necesaria para la renovación de la aceptación

Para renovar la aceptación, se solicitará al fabricante que envíe pruebas que demuestren el funcionamiento clínico aceptable y continuado del producto. Esta prueba puede enviarse en forma de estudios clínicos nuevos, informes sobre las reacciones adversas o investigaciones complementarias de los estudios clínicos enviados anteriormente.

En ocasiones, el Consejo podrá estimar necesario revisar el estado de la aceptación de un producto. Las decisiones del Consejo se basan en las pruebas científicas disponibles y están sujetas a ser reconsideradas en cualquier momento. Si una cantidad significativa de pruebas científicas nuevas demuestra que un producto ya no es seguro ni eficaz, o si un producto es considerado obsoleto, notablemente inferior o peligroso para la salud del consumidor, se retirará la aceptación del Consejo.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las diferencias entre los dispositivos de clase I, clase II y clase III de la FDA? ¿Qué tipo de reglamentos debe cumplir un implante dental?

Material chroniony prawem autorskim

REGLAMENTOS DE LA ADMINISTRACIÓN PARA EL CONTROL DE ALIMENTOS Y FÁRMACOS DE ESTADOS UNIDOS (FDA)

El 28 de mayo de 1976 se aprobó una ley que concedió a la FDA la autoridad de regulación para proteger a la población de dispositivos médicos y dentales dañinos o ineficaces. Esa ley supuso la culminación de una serie de intentos de proporcionar productos eficaces y seguros, que comienza con un pasaje del acta de la FDA de 1906, en la que no se incluía ninguna cláusula que regulara la seguridad de los dispositivos médicos ni las quejas hechas sobre los mismos.

La nueva ley, denominada Enmiendas sobre los dispositivos médicos de 1976, requiere la clasificación y regulación de todos los productos médicos destinados al uso en humanos. Según el Registro Federal, el término *dispositivo* incluye todo instrumento, aparato, utensilio, máquina, invento, implante o reactivo in vitro empleado para el diagnóstico, cura, alivio, tratamiento o prevención de enfermedades en los seres humanos y que no alcanza ninguno de los objetivos principales para los que estaba destinado mediante una acción química dentro o sobre el cuerpo humano o de animales, y que no depende de su metabolismo para lograr ninguno de dichos propósitos.

Algunos productos dentales, como los que contienen fluoruro, se consideran drogas, aunque la mayor parte de los que se emplean en las clínicas dentales se consideran dispositivos, y por tanto están sujetos al control del Centro de Dispositivos y Salud Radiológica de la FDA. También están sujetos a este control los productos de venta al público comercializados en el mercado, como los cepillos de dientes, la seda dental y los adhesivos para prótesis.

La clasificación de los productos dentales y médicos se lleva a cabo mediante jurados compuestos por expertos dentales no gubernamentales, representantes de la industria y grupos de consumidores. El Jurado de Productos Dentales identifica los peligros conocidos o los problemas asociados con un producto y posteriormente lo clasifica en una de las tres categorías basadas en los factores de riesgo relativos. Los *dispositivos de clase I* se consideran de bajo riego y están sujetos a controles generales, incluidos el registro de los productos del fabricante, la adhesión a *buenas prácticas de fabricación* y algunos requisitos para el almacenamiento de registros. Si se considera que dichos controles generales no son adecuados para garantizar la seguridad y eficacia que solicita el fabricante, el producto pasa a formar parte de los *dispositivos de clase II*. Los productos de este grupo deben cumplir ciertas normas de funcionamiento establecidas por la FDA u otras normas establecidas por otros organismos autoritarios, como los de la ADA. Estas normas de funcionamiento están relacionadas con los componentes, la fabricación y las propiedades del dispositivo y deben indicar también los requisitos de prueba específicos para garantizar que los lotes o los productos individuales cumplan con los requisitos de regulación.

La *clase III* es la categoría más estricta. Los dispositivos deben cumplir los requisitos de seguridad y eficacia antes de ser comercializados. En esta categoría se incluyen todos los dispositivos implantados o que sirven para mantener la vida. Deben proporcionarse datos específicos para demostrar la seguridad y eficacia de los productos antes de comercializarlos. En algunos casos, el producto o dispositivo puede ser muy parecido a otros productos ya aprobados, y en esas circunstancias sólo es necesario que se demuestre la equivalencia. Aquel producto que no contenga la información clínica o científica adecuada para permitir que se cree una norma de funcionamiento, se sitúa en la categoría de aprobación previa a la comercialización. Por ejemplo, uno de estos dispositivos, el implante endóseo para uniones protésicas, se considera prioritario en relación con la necesidad de obtener datos adecuados que demuestren su seguridad y eficacia. Los fabricantes de ese dispositivo deben solicitar la aprobación de sus implantes antes de que salga al mercado. El Jurado de Productos Dentales los evalúa para determinar si se pueden comercializar nuevos implantes. Las directrices creadas por la FDA están a disposición de todo aquel al que le interese y proporcionan los requisitos y prerrequisitos clí-

Materiał chroniony prawem autorskim

nicos necesarios para la preparación de una solicitud de aprobación previa a la salida del producto al mercado.

Se han clasificado varios centenares de productos dentales en una de estas tres categorías. El programa de la FDA, junto con el Programa de Aceptación de productos dentales de la ADA, proporciona un marco fundamental para la creación de normas y aporta las primeras pruebas de que el producto será seguro y efectivo, tal como se solicita. Otros países cuentan con agencias gubernamentales nacionales comparables a la FDA, que incluyen también materiales dentales y dispositivos dentro de la jurisdicción de su autoridad reguladora.

NORMAS INTERNACIONALES

Dos organizaciones, la Federación Dental Internacional (FDI) y la Organización Internacional de Normalización (ISO) trabajan para conseguir establecer especificaciones internacionales sobre los materiales dentales. En principio, la FDI inició y apoyó activamente un programa para la creación de normas internacionales sobre los materiales dentales. Como resultado, se han adoptado varias normas sobre materiales y dispositivos dentales.

La ISO es una organización internacional no gubernamental cuyo objetivo es el desarrollo de normas internacionales. Este organismo está formado por organizaciones nacionales de normalización de más de 80 países. El miembro de Estados Unidos es el American National Standards Institute (ANSI). La FDI solicitó a la ISO que considerara las especificaciones sobre materiales dentales de la FDI como normas ISO, y esto dio lugar a la creación del Comité Técnico de la ISO (CT), CT 106: Odontología. La responsabilidad de este comité es normalizar la terminología y los métodos de prueba y desarrollar normas (especificaciones) sobre materiales dentales, instrumental, aparatos y equipos. En la siguiente sección se proporciona más información sobre las normas ISO.

Varias especificaciones de la FDI han sido adoptadas como normas ISO. Desde 1963, el Comité Técnico 106 de la ISO, en colaboración con la FDI, ha creado más de 100 normas nuevas o que están actualmente en desarrollo. Por tanto, ya se ha conseguido progresar de manera considerable al alcanzar el objetivo fundamental: una amplio número de normas internacionales sobre materiales y dispositivos dentales.

El beneficio de dichas especificaciones para la odontología es incalculable, teniendo en cuenta la oferta y demanda de materiales, instrumental y dispositivos dentales. Los dentistas cuentan con criterios de selección imparciales y fiables. En otras palabras, si los dentistas usan principalmente estos materiales que cumplen con las normas adecuadas, pueden dar por hecho que estos materiales serán satisfactorios. Probablemente ningún otro factor haya contribuido tanto a obtener un alto nivel en la práctica odontológica como el programa de especificación. Es esencial que los técnicos de los laboratorios dentales y los dentistas tengan en cuenta los requisitos de estas normas para reconocer las limitaciones de los materiales dentales con los que trabajan. Tal como se comentará en los capítulos próximos, ningún material dental es perfecto en su papel restaurador, al igual que ningún brazo o pierna artificial puede cumplir la misma función que el miembro al que reemplaza.

Las investigaciones sobre los materiales dentales supervisadas por el Consejo de Asuntos Científicos de la ADA y por otras organizaciones de normalización es de vital importancia en este libro sobre materiales dentales. En los siguientes capítulos se abordarán las especificaciones de la ADA sobre materiales dentales, aunque se omiten los detalles específicos sobre los modelos de pruebas empleados. En cuanto a los productos vendidos en otros países, se emplearán como fuente de referencia las normas complementarias de la ISO, en caso de ser aplicables. Se sobreentiende que para los debates de este libro, el estudiante tiene acceso al conjunto de especificaciones y a las directrices del Programa de Aceptación de la ADA o de otras normas nacionales o internacionales.

Materiał chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

De los siete subcomités de la ISO CT 106 y de los 52 grupos de trabajo, ¿cuáles son los responsables de los materiales de restauración directos e indirectos?

NORMAS, SUBCOMITÉS Y GRUPOS DE TRABAJO DE LA ISO

Comité Técnico 106 de la ISO

En el año 2002, la ISO contaba con 224 Comités Técnicos que creaban normas para probar la eficacia y seguridad de los productos dentales. De estos Comités Técnicos, el 106 es el responsable de las normas dentales, de la terminología empleada en las normas, de los métodos de prueba y de las especificaciones aplicables a los materiales, instrumental, aparatos y equipos empleados en todas las ramas de la odontología. Se han publicado un total de 134 normas dentales de la ISO en relación con el Comité Técnico (CT), sus subcomités (SC) y con los grupos de trabajo (GT). En el 2002 se incluyeron los representantes de 25 países miembros y de 20 países observadores. Siete subcomités incluyen normas ISO sobre productos dentales. Los siguientes subcomités se ocupan de todos los productos dentales incluidos en el programa de normas de la ISO, bajo la dirección del Comité Técnico 106.

CT 106/SC1: Materiales de restauración y de obturación. Se incluyen los siguientes diez grupos de trabajo: *GT1:* óxido de zinc, cementos con eugenol y sin eugenol; *GT2:* materiales de endodoncia; *GT5:* selladores de fosas y fisuras; *GT7:* amalgama/mercurio; *GT9:* materiales de obturación de resina; *GT10:* cementos dentales adhesivos, bases y recubrimientos, *GT11:* métodos de prueba de adhesión; *GT12:* cementos de resina; *GT13:* productos de ortodoncia, y *GT14:* elásticos de ortodoncia.

CT 106/SC2: Materiales protésicos. Los siguientes 17 grupos de trabajo crean normas sobre materiales protésicos: *GT1:* cerámicas dentales, *GT2:* aleaciones metálicas dentales, *GT6-* métodos de prueba de la estabilidad del color, *GT7:* materiales de impresión, *GT8:* aleaciones de metales nobles para colados, *GT9:* dientes sintéticos de polímeros, *GT10:* materiales flexibles de revestimiento, *GT11:* polímeros para bases de prótesis, *GT12:* métodos de prueba de la corrosión, *GT13:* revestimientos, *GT14:* materiales dentales de soldadura, *GT16:* facetados con polímeros y materiales para troqueles, *GT17:* dientes de cerámica para prótesis, *GT18:* ceras dentales y placas base de cera, *GT19:* métodos de prueba de desgaste, *GT20:* dientes artificiales y *GT21:* materiales metálicos.

CT 106/SC3: Terminología. Hay cuatro grupos de trabajo en el subcomité 3: *GT1:* Armonización de los códigos y abreviaturas dentales, *GT2:* Vocabulario dental (Revisión de la ISO de 1942 y de la codificación temática de sus términos), *GT3:* Comunicación y comunicaciones, y *GT4:* Definición de nuevos términos relacionados con las necesidades de las normas dentales.

CT 106/SC4: Instrumental dental. Los siguientes seis grupos de trabajo están incluidos en el subcomité 4: *GT1:* Dimensiones de los instrumentos rotatorios, *GT5:* Sistema de numeración, *GT7:* Piezas de mano dentales, *GT8:* Instrumentos dentales manuales, *GT9:* Instrumentos para el conducto radicular y *GT10:* Sistemas dentales de inyección.

CT 106/SC6: Equipo dental. Hay seis grupos de trabajo en el subcomité 6: *GT1:* Luz dental de trabajo, *GT2:* Sillón y unidad dental, *GT3:* Taburete del dentista, *GT5:* Amalgamadores, dispensadores y cápsulas, *GT7:* Activadores eléctricos de polimerización y *GT8:* Equipo de succión.

Material chroniony prawem autorskim

CT 106/SC7: Productos de higiene oral. Hay cuatro grupos que se incluyen en el subcomité 7: *GT1:* Cepillos dentales manuales, *GT2:* Dispositivos eléctricos de higiene oral, *GT3:* Productos auxiliares de higiene oral y *GT4:* Dentífricos.

CT 106/SC8: Implantes dentales. Los cinco grupos de trabajo del subcomité 8 son los siguientes: *GT1:* Materiales implantables, *GT2:* Evaluación y pruebas biológicas preclínicas, *GT3:* Contenido de los archivos técnicos, *GT4:* Pruebas mecánicas y *GT5:* Implantes dentales-terminología.

¿Cómo se desarrollan las normas de la ISO?

Los fabricantes, los vendedores dentales, los usuarios, los grupos de consumidores, los laboratorios de pruebas, los gobiernos, los profesionales de la odontología y las organizaciones de investigación proporcionan la información y los requisitos de entrada para la creación de normas. La estandarización internacional se rige por el mercado y se basa en la implicación voluntaria de todos los intereses que se mueven en él.

La necesidad de crear normas viene dada, generalmente, por un sector de la industria, que comunica dicha necesidad al organismo del país miembro. Éste propone todo ese nuevo material de trabajo a la ISO. Una vez que se ha establecido la necesidad de crear una norma internacional, la primera fase implica la definición del ámbito técnico de la futura norma. Normalmente esa fase es desarrollada por los grupos de trabajo, formados por expertos técnicos de distintos países interesados en el tema. Una vez que se ha llegado a un acuerdo sobre los aspectos técnicos que se deben cubrir en la norma, se pasa a una segunda fase, en la que los países determinan las especificaciones detalladas dentro de la norma. La fase final supone la aprobación formal del borrador de la norma internacional, aprobada por un 75% de los miembros votantes, que da lugar a la publicación del texto aprobado como norma internacional ISO.

La mayoría de las normas requieren una revisión periódica debido a la evolución tecnológica, a los nuevos métodos y materiales, a las nuevas pruebas de calidad y a los nuevos requisitos de seguridad. Para cumplir con estos factores, todas las normas ISO deben ser revisadas en intervalos de no más de cinco años. En algunos casos, es necesario que se revisen con más frecuencia.

OTRAS ORGANIZACIONES NORMATIVAS EN EL ÁMBITO DENTAL

El trabajo desarrollado en el Instituto Nacional de Normalización y Tecnología de Gaithersburg, Maryland, ha estimulado el desarrollo de programas similares en otros países. El laboratorio de Normas Dentales de Australia se fundó en 1936 (hasta 1973 se conocía como el *Commonwealth Bureau of Dental Standards)*. H.K. Worner y A.R. Docking, los primeros directores, son reconocidos por su liderazgo en el desarrollo de las normas australianas sobre materiales dentales. Otros países que cuentan con organizaciones similares para la creación de normas y certificación de productos son Canadá, Japón, Francia, República Checa, Alemania, Hungría, Israel, India, Polonia, Islandia, Noruega y Suecia. El Instituto Escandinavo de Materiales Dentales, conocido como NIOM (Nordisk Institutt for Odontologisk Materialprøvning) fue fundado en 1969 para la realización de pruebas, certificación e investigación de materiales y equipos dentales que serían empleados en los cinco países. El NIOM comenzó a funcionar en 1973.

También en Europa, el Comité Europeo de Normalización (CEN) fundó el Grupo de Trabajo 55 para crear normas europeas. Tras la creación de la Comunidad Económica Europea, el CEN fue el encargado de redactar las recomendaciones para las normas sobre dispositivos médicos, incluidos los materiales dentales. De hecho, el término más adecuado en Europa para describir los *materiales dentales*, los *implantes dentales*, el *instrumental dental* y los *equipos dentales* es *dispositivos médicos empleados en odontología*. La mar-

Material chroniony prawem autorskim

cación de la CE en las etiquetas de los productos denota el sello europeo de conformidad con los Requisitos Esenciales de la Directiva de Dispositivos Médicos que entró en vigor el 1 de enero de 1995. Todos los dispositivos médicos comercializados en los países de la Unión Europea deben tener el sello de conformidad de la CE. En el caso de ciertos productos, algunos países deben crear sus propias normas cuando otros países o la comunidad internacional no hayan desarrollado mutuamente los requisitos de aceptación. Por ejemplo, Suecia restringe el uso del níquel en las aleaciones dentales para colados debido a factores de biocompatibilidad, mientras que en Estados Unidos no existe dicha restricción. Islandia, Liechtenstein y Noruega forman parte de la Zona Europea de Acuerdo Económico y emplean el número de registro de la CE y del organismo notificado de NIOM sobre el embalaje de dispositivos médicos.

Un creciente número de universidades de diferentes países han creado laboratorios para la investigación de materiales dentales. En los últimos años, esta fuente de información básica sobre la materia ha superado a la combinación de las demás fuentes. Hasta hace poco, las actividades de investigación dental en las universidades se centraban exclusivamente en las universidades de odontología. Sin embargo, hoy en día, la investigación de los materiales dentales también se lleva a cabo en algunas universidades que no cuentan con facultad de odontología. Esta investigación orientada a la odontología en áreas como la metalurgia, la ciencia de los polímeros, la ciencia de los materiales, la ingeniería y la cerámica se realiza en departamentos de ciencias básicas. Estos campos de investigación en expansión sobre los materiales dentales ilustran los aspectos interdisciplinarios de la ciencia. Los odontólogos han hecho innumerables aportaciones a este campo, ya que el objetivo final para el éxito de cualquier material o técnica es el servicio que preste en la boca del paciente. El odontólogo atento aporta una información incalculable mediante sus observaciones y análisis de los éxitos y fracasos. El almacenamiento de datos y los procedimientos clínicos bien controlados constituyen una base excelente para una exitosa investigación clínica.

Es evidente la importancia que tienen los documentos clínicos para las reclamaciones en relación con el funcionamiento in vivo de los materiales dentales. Por ejemplo, el Programa de Aceptación del Consejo de Asuntos Científicos requiere los datos clínicos, cuando sea necesario, como apoyo a las pruebas de laboratorio sobre las propiedades físicas. Durante las dos últimas décadas se ha producido un aumento en el número de investigaciones clínicas diseñadas para correlacionar las propiedades específicas con los criterios de funcionamiento clínico. Estos estudios están diseñados para establecer el comportamiento preciso de un determinado material o sistema. En los siguientes capítulos se hará referencia a dichas investigaciones.

Otra fuente de información procede de los laboratorios de investigación de los fabricantes. El fabricante previsor reconoce la importancia del laboratorio de investigación para el desarrollo y control de los productos, así como la información imparcial que aportan dichos grupos. Durante la creación de este libro, al igual que con la edición anterior, se recurrió al consejo de dentistas de empresas dentales y no dentales. De esta manera, las fórmulas de los productos descritas en los siguientes capítulos reflejan, con gran precisión, los materiales comerciales empleados por el dentista.

Esta diversidad en la investigación está teniendo como resultado un gran aumento en el ámbito del conocimiento de los materiales dentales. Por ejemplo, en 1978 aproximadamente el 10% del apoyo total de Estados Unidos para la investigación en el campo de la odontología se centraba en los materiales dentales de restauración. Sin duda, el porcentaje sería considerablemente mayor si se hubieran incluido los fondos invertidos por las industrias para el desarrollo de nuevos materiales, instrumental y aparatos. Este creciente esfuerzo de investigación está dando lugar a un notable aumento del número de materiales, instrumental y técnicas nuevas que están siendo introducidas en la profesión. Por estas y otras razones, es necesario contar con un amplio conocimiento de las propiedades y del comportamiento de los materiales dentales para que la práctica odontológica moderna vaya al compás de los constantes cambios que se van produciendo.

Materiał chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

American Dental Association Seal Program, ADA website: *http://www.ada.org/public/topics/seal.htm*

Coleman RL: Physical Properties of Dental Materials. National Bureau of Standards Research Paper No. 32. Washington, DC, US Government Printing Office, 1928.

Esta publicación es la primera en relacionar las propiedades físicas de los materiales dentales con la situación clínica. Se creó el programa de especificación de la ADA basándose en esta revisión histórica de la filosofía y del contenido creado en la Oficina Nacional de Normas.

Federal Register: Medical Devices; Dental Device Classification; Final Rule and Withdrawal of Proposed Rules. August 12, 1987, p 30082.

Lista de los materiales dentales y de los aparatos clasificados en la categoría III por la FDA en esa fecha.

Food and Drug Administration (FDA) website: *http://www.fda.gov*

FDA Center for Devices and Radiological Health, website: *http://www.fda.gov/cdrh/consumer/c-products.shtml*

Gallo MA, and Doull J: History and scope of toxicology. In: Casarett and Doull's Toxicology. New York, Pergamon Press, 1991, pp 3–11.

Hensten-Pettersen A, and Jacobsen N: Perceived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent 65:138, 1991.

International Organization for Standardization (ISO) website: *http://www.iso.org*

International Organization for Standardization (ISO) TC 106–Dentistry website: *http://www.iso.org/iso/en/stdsdevelopment/techprog/workprog/TechnicalProgrammeTCDetailPage.TechnicalProgrammeTCDetail?COMMID=2916*

Kallus T, and Mjör IA: Incidence of adverse effects of dental materials. Scand J Dent Res 99:236, 1991.

Klaassen CD, and Eaton DL: Principles of toxicology. In: Casarett and Doull's Toxicology. New York, Pergamon Press, 1991, pp 12–49.

Munksgaard EC: Toxicology versus allergy in restorative dentistry. In: Advances in Dental Research. Bethesda, International Association for Dental Research, Sept 1992, pp 17–21.

Phillips RW: Changing trends of dental restorative materials. Dent Clin North Am 33(2):285, 1989.

Repaso de las tendencias en biomateriales que influyen en los tratamientos de restauración dental, sobre todo en odontología estética. Lo más destacable es la tecnología de adhesión y su aplicación.

BIBLIOGRAFÍA ADICIONAL SOBRE LA HISTORIA DENTAL

American Dental Association: 125th anniversary commemoration. J Am Dent Assoc 108(4):473-586, 1984.

Asbell MB: Dentistry, a Historical Perspective. Bryn Mawr, PA, Torrence & Co, 1988.

Visión de la historia de la odontología desde los primeros años centrándose en Estados Unidos desde la época colonial hasta la actualidad.

Bennion E: Antique Dental Instruments. New York, Sotheby's Publishing, 1986.

Black CE, and Black BM: From Pioneer to Scientist. St. Paul, MN, Bruce Publishing, 1940.

La historia de Greene Vardiman Black, «El padre de la odontología moderna», y de su hijo Arthur Davenport Black, posteriormente Decano de la Northwestern University Dental School.

Carter WJ, and Graham-Carter J. Dental Collectibles and Antiques. 2nd ed. Bethany, OK, Dental Folklore Books, 1992.

Gardner PH: Foley's Footnotes: A Treasury of Dentistry. Wallingford, PA, Washington Square East Publishing, 1972.

Glenner RA, Davis AB, and Burns SB: The American Dentist. Missoula, MT, Pictorial Histories Publishing, 1990.

Historia ilustrada que incluye las primeras fotografías dentales tomadas en Estados Unidos.

Guerini V: A History of Dentistry, from the Most Ancient Times Until the End of the Eighteenth Century. Pound Ridge, NY, Milford House, 1909.

Hoffmann-Axthelm W: History of Dentistry. Chicago, Quintessence Publishing, 1981.

Koch, CRE: History of Dental Surgery. Chicago, National Art Publishing, 1909.

Lufkin AW: A History of Dentistry. Philadelphia, Lea & Febiger, 1948.

McCluggage RW: A History of the American Dental Association, A Century of Health Service. Chicago, American Dental Association, 1959.

Ring ME: Dentistry: An Illustrated History. New York, Harry N Abrams Inc, 1985.

Weinberger BW: An Introduction to the History of Dentistry. St Louis, Mosby, 1948.

Incluye datos bibliográficos y cronología médica y dental (2 volúmenes)

Weinberger BW: Pierre Fauchard, Surgeon-Dentist. Minneapolis, MN, Pierre Fauchard Academy, 1941.

Breve resumen del comienzo de la odontología moderna, el primer libro sobre odontología y la vida profesional hace 200 años.

Wynbrandt J: The Excruciating History of Dentistry: Toothsome Tales and Oral Oddities from Babylon to Braces. New York, St Martin's Press, 1998.

Material chroniony prawem autorskim

2

Estructura de la materia y principios de la adhesión

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Cambio de estado
Enlaces interatómicos primarios
Enlaces interatómicos secundarios
Distancia interatómica de enlace y energía de enlace
Energía térmica
Estructura cristalina
Sólidos no cristalinos y sus estructuras
Difusión
Adhesión y unión
Adhesión a la estructura dental

PALABRAS CLAVE

Adherente: Sustrato material que se une a otro material mediante un adhesivo.
Adhesión: Atracción molecular o atómica entre dos superficies de contacto fomentada por una fuerza de atracción interfacial entre dos moléculas o átomos de dos especies distintas. La adhesión puede ser química, mecánica (engranaje estructural) o una combinación de ambas.
Adhesivo: Sustancia que promueve la adhesión de un compuesto o material a otro.
Agente humectante: Sustancia que actúa sobre la superficie reduciendo la tensión superficial de un líquido para fomentar la humectación o adhesión.
Ángulo de contacto: Ángulo de intersección entre un líquido y la superficie de un sólido que se mide desde la superficie del sólido a través del líquido hasta la línea tangente del líquido/vapor que tiene su origen en el límite de la interfase líquido/sólido. Se utiliza para medir la humectabilidad. En un ángulo de 180° no se produce humectación y en un ángulo de 0° se produce humectación total.
Ausencia: Lugar de un átomo desocupado en un sólido cristalino.
Autodifusión: Trasladar térmicamente un átomo a un lugar adyacente en un cristal compuesto de la misma especie atómica.
Barrillo dentario: Sedimento adhesivo/retentivo de residuos microscópicos que cubre la superficie del esmalte y de la dentina, que han sido preparados para la restauración.
Calor de vaporización: Energía térmica necesaria para convertir un sólido en un gas.
Calor latente de fusión: Energía térmica necesaria para convertir un sólido en un líquido.
Coeficiente de difusión: Constante proporcional que representa la cantidad de sustancia que se difunde a través de un área y de su grosor bajo la influencia de un gradiente de concentración a una temperatura determinada.
Coeficiente lineal de expansión: Cambio lineal relativo en la longitud por unidad de la longitud inicial durante el calentamiento de un sólido por °K dentro de un intervalo de temperatura específico.
Cohesión: Fuerza de atracción molecular entre moléculas o átomos de la misma especie.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Concentración de tensión: Estado de gran tensión de un sólido debido a defectos superficiales o internos o a cambios pronunciados en el contorno.

Fuerzas de van der Waals: Fuerza de atracción física débil que fomenta la adhesión entre las moléculas de los líquidos o cristales moleculares.

Humectabilidad: Afinidad relativa de un líquido por la superficie de un sólido.

Humectación: Tensión interfacial relativa entre un sustrato líquido y uno sólido que da lugar a un ángulo de contacto inferior a 90°.

Líquido superenfriado: Líquido que ha sido enfriado lo suficientemente rápido hasta un punto inferior a la temperatura en la que se puede producir un cambio en la fase de equilibrio.

Técnica de grabado ácido: Proceso mediante el cual se expone una superficie sólida a un ácido para hacerla más rugosa y posteriormente se eliminan los residuos para fomentar la unión micromecánica de un adhesivo a la superficie.

Temperatura de fusión (punto de fusión): Temperatura de equilibrio en la cual el calentamiento de un metal puro, de un compuesto o de una aleación eutéctica produce un cambio de sólido a líquido.

Temperatura de transición del vidrio: Temperatura a la cual se da un fuerte incremento en el coeficiente de expansión térmica que indica el aumento en la movilidad molecular.

Tensión superficial: Tensión interfacial, normalmente entre la superficie de un sólido y un líquido, que se produce a causa de fuerzas intermoleculares desequilibradas.

Unión adhesiva: Proceso de unión de dos materiales mediante un agente adhesivo que solidifica durante el proceso de unión.

Unión metálica: Unión primaria entre átomos metálicos.

Unión micromecánica: Adhesión mecánica asociada con la unión de un adhesivo a una superficie adherente rugosa.

CAMBIO DE ESTADO

Para comprender la ciencia de los materiales dentales debemos comenzar con un conocimiento básico de su estructura atómica o molecular y su comportamiento durante su manipulación y aplicación intraoral. Nuestro conocimiento científico sobre su comportamiento es limitado. Los factores ambientales son muy determinantes en el éxito clínico, por lo que debe extrapolarse la información in vitro a la situación clínica (in vivo) con mucha precaución.

El comportamiento de los materiales dentales, cerámicos, poliméricos o metálicos se basa en su estructura atómica. Las reacciones físicas y químicas colectivas de los átomos determinan las propiedades del material. Por tanto, es necesario realizar una breve revisión de la materia para establecer las bases de nuestro conocimiento sobre los materiales dentales.

Los átomos y las moléculas se unen mediante interacciones atómicas. Cuando el agua hierve, se necesita energía para transformar el líquido en vapor. Esta cantidad de energía se denomina **calor de vaporización.** Durante la condensación del vapor de agua se libera la misma cantidad de calor y se conserva la energía. Se define el calor de vaporización como la cantidad de calor necesaria para evaporar un gramo de líquido a una temperatura y presión determinadas. Por ejemplo, se necesitan 540 calorías para evaporar un gramo de agua a 100 °C y a una presión de una atmósfera. Como conclusión, podemos decir que el estado gaseoso posee más energía cinética que el estado líquido.

Aunque las moléculas en estado gaseoso ejercen cierta cantidad de atracción mutua, pueden moverse con facilidad debido a su alta energía cinética. Esto también explica por qué han de confinarse las moléculas gaseosas para evitar su dispersión. Los átomos presentes en un líquido también pueden difundirse. Sin embargo, las atracciones mutuas son mayores en el estado líquido que en el gaseoso; por eso, debe aumentarse la energía cinética de un líquido para conseguir separarlos. Si la energía cinética de un líquido disminuye lo suficiente cuando baja la temperatura, se producirá una

Material chroniony prawem autorskim

segunda transformación de estado y el líquido se transformará en sólido. La energía cinética se libera en forma de calor cuando el líquido se congela. En ese caso, la energía liberada se denomina **calor latente de fusión.** Por ejemplo, cuando se congela un gramo de agua, se liberan 80 calorías. Si un gramo de un sólido se transforma en líquido, se produce lo contrario y se necesita energía. En el caso de los metales puros y de otros sólidos, la temperatura a la que se produce este cambio se denomina **temperatura de fusión.**

La atracción entre los átomos (o moléculas) en estado sólido debe ser mayor que en estado líquido o gaseoso, ya que se necesita energía para pasar de sólido a líquido. Si esto no fuera cierto, los átomos se separarían fácilmente. Además, los metales se deformarían con facilidad y, a bajas temperaturas, podrían trasformarse en gases.

La temperatura de ebullición o solidificación de un líquido depende, en parte, de la presión ambiental. Un líquido puede vaporizarse (o evaporarse) a cualquier temperatura entre su punto de congelación y de ebullición, siempre que el espacio que se encuentra sobre el líquido no esté ya saturado o sobresaturado por el vapor. En un recipiente cerrado, al aumentar la densidad del vapor que se encuentra sobre el líquido, también aumenta la presión del vapor producida por las moléculas en estado gaseoso. Esta densidad del vapor, así como la presión del vapor resultante, alcanza un valor constante en equilibrio debido a que las moléculas entran y salen de la fase líquida en la misma medida. Es posible que algunos sólidos se trasformen directamente en gases mediante el proceso de sublimación. Sin embargo, este fenómeno tiene poca importancia práctica para los materiales dentales.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué tipos de uniones primarias controlan las propiedades de las resinas dentales y de las aleaciones para colados?

ENLACES INTERATÓMICOS PRIMARIOS

Las fuerzas que unen a los átomos se denominan fuerzas de cohesión. Estos enlaces interatómicos pueden ser primarios o secundarios. La fuerza de estos enlaces y su capacidad para volver a formarse tras su ruptura determinan las propiedades físicas de un material. Los enlaces atómicos primarios (fig. 2-1) pueden ser de tres tipos: 1) iónicos, 2) covalentes y 3) metálicos.

Enlaces iónicos

Los enlaces iónicos (fig. 2-1, *A*) son el resultado de la atracción mutua de cargas positivas y negativas. Un ejemplo típico es el cloruro de sodio (Na^+Cl^-). El átomo de sodio contiene un electrón de valencia en su capa más externa y el átomo de cloro posee siete electrones de valencia en su capa más externa; por eso, la transferencia del electrón del sodio al átomo de cloro da lugar a un compuesto estable, el NaCl. Los enlaces iónicos dan lugar a cristales cuya configuración atómica se basa en el equilibrio de la carga y del tamaño. En odontología, los enlaces iónicos se presentan en determinadas fases cristalinas de algunos materiales dentales, como el yeso y los cementos de fosfato.

Enlaces covalentes

En muchos compuestos químicos, los átomos adyacentes comparten dos electrones de valencia (fig. 2-1, *B*). La molécula de hidrógeno, H_2, es un ejemplo de enlace covalente. El electrón de valencia de cada átomo de hidrógeno se comparte con el del átomo de

Material chroniony prawem autorskim

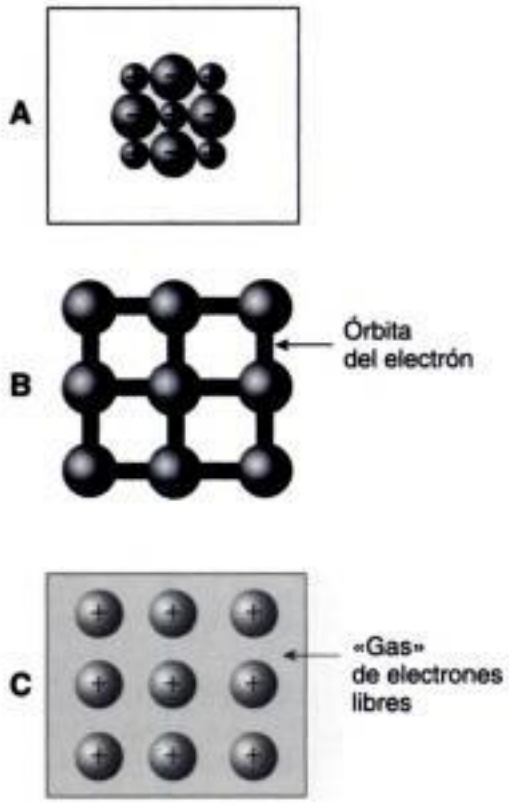


Fig. 2-1 **A,** Formación de un enlace iónico: caracterizado por la transferencia de electrones de un elemento (positivo) a otro (negativo). **B,** Formación de un enlace covalente: caracterizado porque se comparten electrones y las orientaciones del enlace son muy precisas. **C,** Formación de un enlace metálico: caracterizado porque se comparten electrones y se forma un «gas» o «nube» de electrones que unen los átomos y forman una estructura (que se cargan positivamente debido a la formación de la nube de electrones). (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Fig. 2-2 Átomo de carbono con una órbita sp^3. Este tipo de configuración híbrida también es común en el silicio. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

combinación, y la capa de valencia se estabiliza. Los enlaces covalentes se dan en muchos compuestos orgánicos, como las resinas dentales, en las que los compuestos forman la columna vertebral de las cadenas de hidrocarburos. El átomo de carbono tiene cuatro electrones de valencia que forman una configuración híbrida sp^3 (fig. 2-2) y puede estabilizarse al combinarse con hidrógeno. Una característica clásica de los enlaces covalentes es su orientación direccional.

Enlaces metálicos

El **enlace metálico** es el tercer tipo de interacción atómica primaria (fig. 2-1, *C*), que resulta del aumento en la extensión espacial de las funciones de onda valencia-electrón cuando se acerca un agregado de átomos metálicos. Este tipo de enlace puede comprenderse mejor al estudiar un cristal metálico como el oro puro. Este tipo de cristal está compuesto únicamente de átomos de oro. Al igual que otros metales, los átomos de oro pueden donar fácilmente los electrones de su capa externa y formar una «nube» de electrones libres. La contribución de los electrones libres a esta nube da lugar a la formación de iones positivos que pueden ser neutralizados al adquirir nuevos electrones de valencia de los átomos adyacentes.

Materiał chroniony prawem autorskim

Debido a su capacidad para donar y recuperar electrones, los átomos de un cristal metálico se asemejan a un racimo de iones metálicos positivos rodeado de una nube de electrones. Esta estructura es responsable de la excelente conductividad eléctrica y térmica de los metales, así como de su capacidad de deformarse plásticamente. Las conductividades eléctrica y térmica de los metales están controladas por la facilidad con que los electrones libres se mueven a través del cristal, mientras que su capacidad de deformación se asocia con el movimiento de átomos a lo largo de los planos del cristal. Durante la deformación, los electrones se reagrupan fácilmente para mantener la naturaleza cohesiva del metal.

ENLACES INTERATÓMICOS SECUNDARIOS

En comparación con los enlaces primarios, los secundarios (fig. 2-3) no comparten electrones. En su lugar, las variaciones en las cargas entre las moléculas o grupos de átomos provocan fuerzas polares que atraen a las moléculas. En principio, es difícil comprender cómo pueden adherirse al parabrisas de un coche las gotas de agua que al congelarse se convierten en cristales de hielo, ya que no hay enlaces primarios entre el agua y el cristal. Sin embargo, los enlaces de hidrógeno y los enlaces secundarios –dos tipos de enlaces que se dan entre el agua y el cristal– nos permiten explicar este fenómeno de adhesión.

Enlace de hidrógeno

El enlace de hidrógeno puede entenderse al estudiar la molécula de agua (fig. 2-4). Dos átomos de hidrógeno se unen al átomo de oxígeno. Estos enlaces son covalentes, ya que los átomos de oxígeno e hidrógeno comparten electrones. Como consecuencia, los protones de los átomos de hidrógeno que sobresalen del átomo de oxígeno no son cubier-

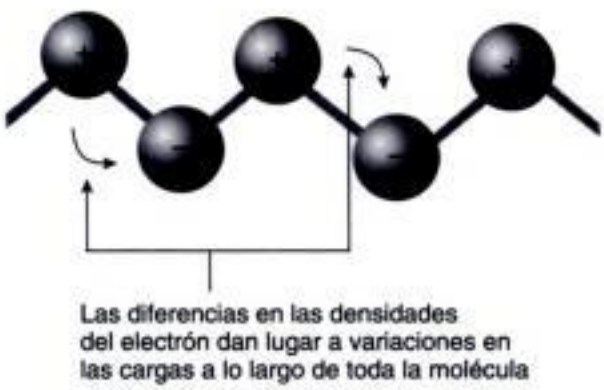


Fig. 2-3 Formación de un enlace secundario. Los cambios en las cargas a lo largo de las moléculas producen fuerzas polares que atraen otras moléculas. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Fig. 2-4 Formación de un enlace de hidrógeno entre moléculas de agua. La molécula polar de agua une las moléculas de agua adyacentes mediante una interacción H•••O entre las moléculas. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

tos eficazmente por los electrones y el lado donde se encuentra el protón de la molécula de agua se carga positivamente. En el otro lado de la molécula de agua, los electrones que ocupan la órbita externa del átomo de oxígeno tienen carga negativa. Por tanto, existe un dipolo permanente que representa una molécula asimétrica. El enlace de hidrógeno, que se asocia con la carga positiva del hidrógeno provocada por la polarización, es un buen ejemplo de este tipo de enlace secundario.

Cuando una molécula de agua se entremezcla con otras moléculas de agua, el hidrógeno (la parte positiva) de una molécula es atraída por el oxígeno (la parte negativa) de la molécula adyacente, formando puentes de hidrógeno. Esta polaridad es importante a causa de las reacciones intermoleculares de muchos compuestos orgánicos, como la absorción de agua por parte de las resinas dentales sintéticas.

Fuerzas de van der Waals

Las **fuerzas de van der Waals** constituyen la base de la atracción bipolar (fig. 2-5). Por ejemplo, en una molécula simétrica, como un gas inerte, el campo del electrón fluctúa constantemente. En general, los electrones de los átomos se distribuyen equitativamente alrededor del núcleo y producen un campo electroestático alrededor del átomo. Sin embargo, este campo puede fluctuar, por lo que la carga es alternativamente positiva y negativa, tal como se muestra en la figura 2-5. Por tanto, se crea un dipolo fluctuante que atraerá otros dipolos similares. Estas fuerzas interatómicas son bastante débiles.

DISTANCIA INTERATÓMICA DE ENLACE Y ENERGÍA DE ENLACE

Distancia de enlace

Independientemente del tipo de materia, existe un factor que evita que los átomos o las moléculas se acerquen demasiado. Este factor es la distancia entre el centro de un átomo y el centro de otro átomo, que está limitada por el diámetro de los átomos implicados. Aunque el átomo se considera una partícula aparte, con límites y volumen, sus límites los establecen los campos electroestáticos de los electrones. Si los átomos se acercan demasiado, se repelen por las cargas de sus electrones. Por otro lado, las fuerzas de atracción tienden a unir los átomos. La posición de equilibrio de los átomos que se muestra en la figura 2-6 es aquella en la que estas fuerzas de repulsión y atracción son iguales en magnitud (pero opuestas en cuanto a su dirección). En esta posición, las fuerzas de repulsión son iguales en magnitud que las fuerzas de atracción. El átomo **B** puede ser desplazado a la posición **B'** mediante una fuerza mecánica, térmica o eléctrica. Una fuerza también puede hacer que los átomos se acerquen más (posición **B"** de la fig. 2-6). Al aumentar las fuerzas de atracción, disminuye el espacio interatómico. Por otra parte, las

Fig. 2-5 Dipolo que fluctúa y une las moléculas de gas inerte. Las **flechas** muestran cómo pueden fluctuar los campos de manera que las cargas son alternativamente positivas y negativas. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

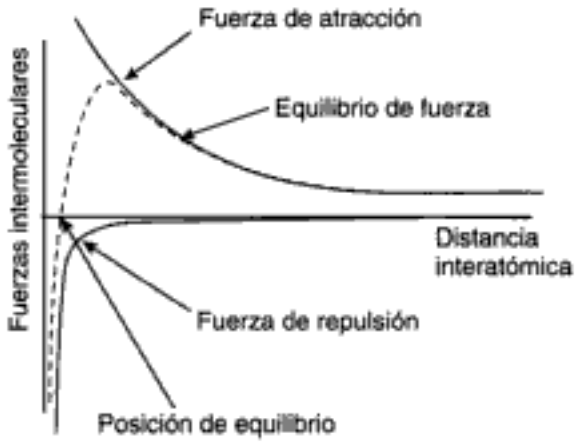


Fig. 2-6 Las fuerzas de atracción y repulsión se equilibran unas a otras y el átomo B alcanza su posición de equilibrio. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

fuerzas de repulsión permanecen relativamente inactivas hasta que los átomos están lo suficientemente cerca unos de otros. La línea punteada de las figuras 2-6 y 2-7 indica la suma o el resultado de estas dos fuerzas. En la figura 2-6, la fuerza resultante es cero, es decir, las magnitudes de las dos fuerzas son iguales en la intersección entre la línea punteada y el eje horizontal. En estado de equilibrio, la distancia interatómica representa la distancia entre los centros de los átomos implicados (distancia **a** en la fig. 2-7).

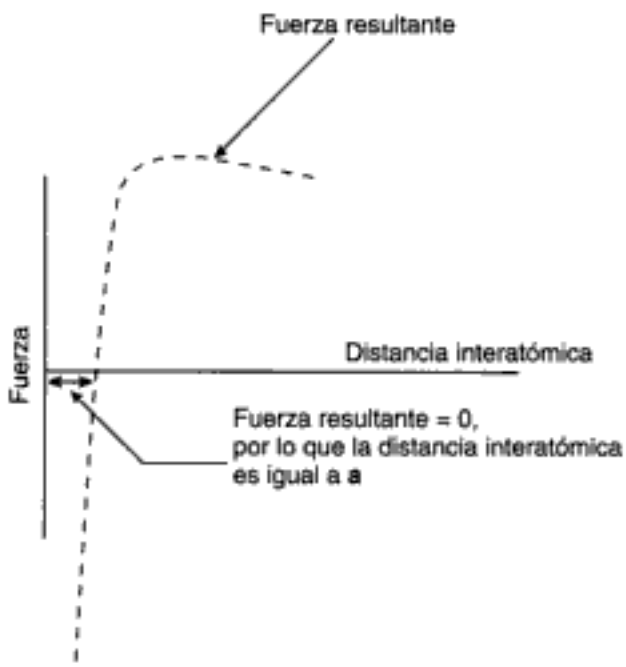


Fig. 2-7 Cuando se alcanza la posición de equilibrio, la distancia interatómica es **a.** Si el átomo se mueve de esta posición, se necesita una fuerza negativa (de repulsión) o positiva (de atracción) para hacer que el átomo vuelva a la posición de equilibrio indicada en la figura 2-6. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

Energía de enlace

Las relaciones de la figura 2-7 pueden explicarse de manera más lógica en términos de energía interatómica, ya que las condiciones de equilibrio se describen normalmente en términos de energía y no en términos de fuerzas interatómicas. Según las leyes de la física, se define la energía como la fuerza integrada sobre una distancia. Si la fuerza resultante (F), representada por una línea punteada en la figura 2-7, se integra sobre el espacio interatómico **(a)**, daría lugar a la gráfica representada en la figura 2-8. El eje horizontal de esta figura representa la distancia interatómica, y el eje vertical la energía o enlace interatómico. A diferencia de la fuerza resultante representada en la figura 2-6, la energía, en principio, no cambia mucho cuando se acercan dos átomos. Cuando la fuerza resultante se acerca a cero (v. fig. 2-7), la energía disminuye (v. fig. 2-8). Finalmente, la energía alcanza el mínimo cuando la fuerza resultante es cero. Por tanto, la energía aumenta con rapidez (v. fig. 2-8) porque la fuerza de repulsión resultante (v. fig. 2-7) aumenta rápidamente sin variar casi la distancia interatómica. La energía mínima se corresponde con la situación de equilibrio y define la distancia interatómica de equilibrio.

ENERGÍA TÉRMICA

La energía térmica viene dada por la energía cinética de los átomos o moléculas a una temperatura determinada. Los átomos de un cristal a temperatura superior a cero están vibrando constantemente y la amplitud media depende de la temperatura. Cuanto más alta sea ésta, mayor será la amplitud y, como consecuencia, mayor será la energía cinética o interna. Las figuras 2-7 y 2-8 aportan otras interpretaciones de estos fenómenos.

A una temperatura determinada, la energía mínima, representada por el punto más bajo de la curva de la figura 2-8, está en equilibrio. Al aumentar la temperatura, la amplitud de la vibración atómica (o molecular) se incrementa. Por otra parte, el espacio interatómico medio también aumenta (v. figs. 2-8 y 2-9), al igual que la energía interna. Todo ello da lugar al fenómeno conocido como expansión térmica (fig. 2-9).

Si la temperatura sigue aumentando, el espacio interatómico se incrementará y se producirá un cambio de estado. Los sólidos se transforman en líquidos y éstos en gases. Según la figura 2-9, *A* y *B*, cuanto más descienda el punto más bajo de la curva, mayor será la cantidad de energía necesaria para la fusión y ebullición, y como consecuencia, mayores serán las temperaturas de fusión y ebullición. Según este mismo razonamiento, cuanto menor sea el valor mínimo de la curva de energía, menor será la expansión térmica por cada grado que aumente la temperatura, ya que el espacio interatómico no

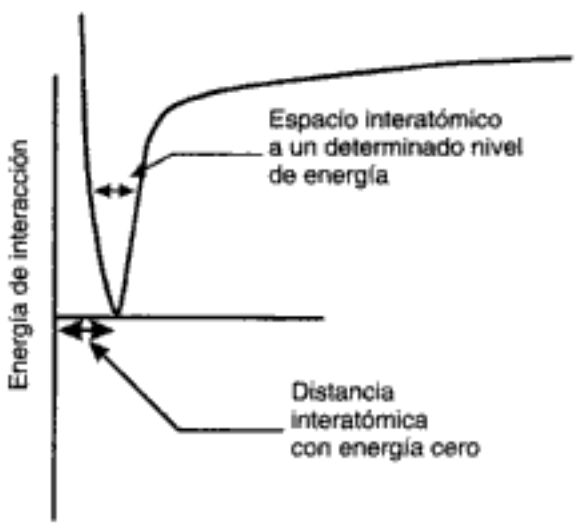


Fig. 2-8 Al multiplicar la fuerza representada en la figura 2-7 por el desplazamiento atómico desde su posición de equilibrio, el cambio de energía puede representarse como una función de desplazamiento en cualquier dirección. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

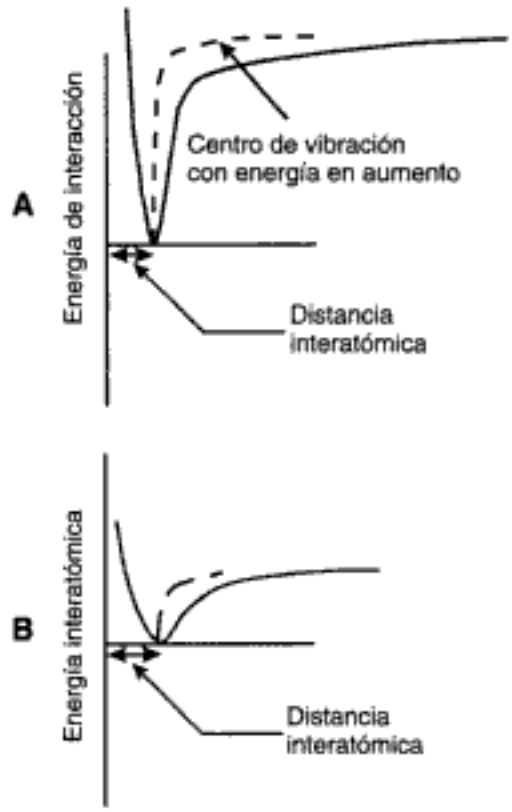


Fig. 2-9 La profundidad de la curva de energía está determinada por la magnitud de las fuerzas de atracción y repulsión. Por tanto, en el caso de la curva **B,** se necesita menos energía para separar los átomos que en la curva **A,** que es más pronunciada. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

aumenta necesariamente a medida que lo hace la profundidad del punto mínimo. En otras palabras, el **coeficiente lineal de la expansión térmica** (α) de los materiales con estructuras atómicas o moleculares similares tiende a ser inversamente proporcional a la temperatura de fusión.

Las figuras 2-7 y 2-8 representan otra interesante relación entre la temperatura de fusión y la fuerza necesaria para alejar los átomos de su espacio de equilibrio. Tal como muestra la figura 2-7, la fuerza neta sobre los átomos en el espacio de equilibrio es cero, pero los pequeños desplazamientos dan lugar a un rápido aumento de fuerzas que mantienen el espacio de equilibrio. La rigidez del material es proporcional a la tasa de cambio de la fuerza, con cambios de desplazamiento representados por la inclinación de la curva de fuerza neta cerca de la distancia interatómica igual a **a.** Una mayor inclinación de la curva de fuerza en comparación con la distancia implica una depresión más profunda y estrecha de la energía en comparación con la distancia (v. fig. 2-8). Por tanto, un punto de fusión más elevado normalmente va acompañado de una mayor rigidez.

La conductividad térmica está relacionada con el espacio interatómico, pero sólo en cuanto al hecho de que el calor es trasmitido de un átomo o molécula al siguiente y las unidades estructurales básicas adyacentes se ven afectadas por la energía cinética de los vecinos. Sin embargo, el número de electrones «libres» de materiales influye en su conductividad térmica. Tal como se ha expuesto previamente, las estructuras metálicas, como las aleaciones dentales para colados y las amalgamas, contienen muchos electrones libres, y la mayoría de los metales son buenos conductores del calor y de la electricidad. Por otra parte, los materiales no metálicos, como los composites de resina y los acrílicos para prótesis, no contienen muchos electrones libres, y en consecuencia suelen ser malos conductores de la electricidad y el calor.

Los principios anteriores representan generalidades, y no hay excepciones. No obstante, nos permiten calcular la influencia de la temperatura en las propiedades de la mayoría de los materiales dentales, que serán comentadas en los capítulos siguientes.

Materiał chroniony prawem autorskim

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué sustancias dentales son ejemplos de materiales cristalinos? ¿Cuáles son materiales no cristalinos? ¿Cuáles son combinaciones de materiales cristalinos y no cristalinos?

ESTRUCTURA CRISTALINA

Hasta ahora, para explicar conceptos específicos hemos empleado únicamente dos átomos o moléculas. Los materiales dentales están formados por millones de estas unidades. Pero, ¿cómo forma las unidades estructurales un sólido? ¿Cómo se unen? En 1665, Robert Hooke (1635-1703) simuló las formas características de los cristales apilando balas de mosquete. Nadie supo, hasta 250 años después, que había creado un modelo exacto de la estructura cristalina de muchos metales comunes, en el que cada bala representaba un átomo.

Los átomos están unidos entre sí por enlaces primarios o secundarios. En estado sólido, se combinan de manera que garantizan la energía interna mínima. Por ejemplo, el sodio y el cloro comparten un electrón, tal como hemos dicho anteriormente. Sin embargo, en estado sólido los átomos no sólo forman parejas; de hecho, todos los iones del sodio cargados positivamente atraen a todos los iones del cloro cargados negativamente. El resultado es que forman una configuración denominada estructura reticular espacial o cristal. Puede definirse una estructura reticular espacial como cualquier disposición de átomos en el espacio en la que cada átomo se sitúa de manera similar al resto. Las estructuras reticulares espaciales pueden ser el resultado de enlaces primarios o secundarios.

Hay 14 tipos o formas posibles de estructuras reticulares, aunque muchos de los metales empleados en odontología pertenecen al sistema cúbico; es decir, los átomos cristalizan en formas cúbicas. La figura 2-10 muestra la estructura reticular espacial cúbica más simple, en la que las esferas representan las posiciones de los átomos, situadas en los puntos de intersección de tres grupos de planos paralelos; cada grupo es perpendicular a los otros dos grupos de planos. En ocasiones estos planos se denominan planos cristalinos. Todas las amalgamas dentales, las aleaciones para colado, los metales forjados, las láminas de oro y las amalgamas dentales son cristalinos. Algunas cerámicas puras, como las cerámicas con el centro de óxido de aluminio y zirconio, son totalmente cristalinas. Otras como las porcelanas dentales, están formadas por un núcleo de vidrio no cristalino y de inclusiones cristalinas que proporcionan las propiedades deseadas, como el color y la opacidad, y que aumentan los coeficientes de expansión térmica, radiopacidad, fuerza y resistencia a las fracturas.

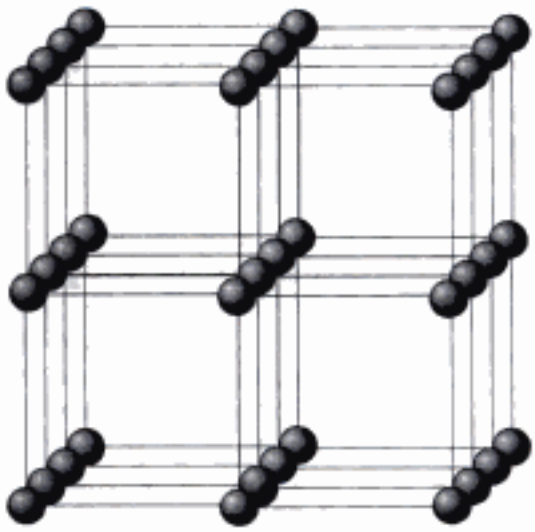


Fig. 2-10 Estructura reticular cúbica simple. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Materiał chroniony prawem autorskim

La figura 2-11, *A* muestra una unidad celular de la estructura reticular espacial cúbica simple. Las células se repiten en el espacio tridimensional, tal como indica la figura 2-10. Las figuras 2-10 y 2-11, *A* muestran las estructuras cúbicas simples. Las figuras 2-11, *B* y *C* representan las estructuras reticulares cúbicas de cierta importancia. Las figuras 2-10 y 2-11 son sólo esquemáticas. En realidad, los átomos están apiñados de manera que el espacio interatómico es igual a la suma de sus radios. La figura 2-12 representa el modelo de una estructura cúbica centrada en el cuerpo y la figura 2-13 el modelo similar de una estructura cúbica centrada en las caras.

El tipo de estructura reticular espacial viene definido por la longitud de cada uno de los tres ejes de las unidades celulares (llamados *ejes)* y por los ángulos entre los ejes. Por ejemplo, la estructura reticular cúbica (v. fig. 2-11, *A)* se caracteriza por tener ejes de la

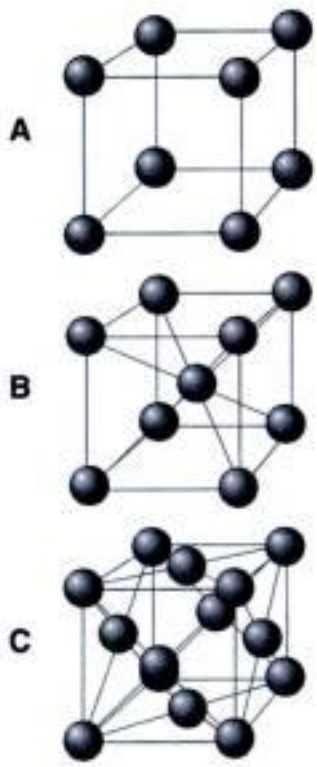


Fig. 2-11 Células simples de estructuras reticulares cúbicas. **A,** Estructura cúbica simple. **B,** Estructura cúbica centrada en el cuerpo. **C,** Estructura cúbica centrada en las caras. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Fig. 2-12 Modelo de un cristal cúbico centrado en el cuerpo. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Fig. 2-13 Modelo de un cristal cúbico centrado en las caras. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

saturación y difusión de los átomos de cobre para aumentar la concentración local de éste, haciendo que se precipiten fuera de la solución.

Las tasas de difusión de una determinada sustancia dependen fundamentalmente de la temperatura y del gradiente químico potencial o gradiente de concentración. Cuanto mayor sea la temperatura o el gradiente de concentración, mayor será la tasa de difusión. Éste varía según los gradientes de concentración, el tamaño del átomo, los enlaces interatómicos o intermoleculares y las imperfecciones de la estructura reticular. Por eso, materiales dentales diferentes muestran tasas de difusión características. La constante de difusión, característica de un determinado elemento en un compuesto, cristal o aleación, se define como **coeficiente de difusión,** normalmente denominado *D*. El coeficiente de difusión se define como la cantidad de sustancia que se difunde a través de una unidad de área determinada (p. ej., 1 cm^2), a través de una unidad de grosor de la sustancia (p. ej., 1 cm), en una unidad de tiempo (p. ej., 1 seg). En general, el coeficiente de difusión de un metal puro está relacionado con su temperatura de fusión; es decir, cuanto menor sea el punto de fusión, mayor será su coeficiente de difusión.

Los coeficientes de difusión de los elementos de la mayoría de los sólidos cristalinos son muy bajos a temperatura ambiente. La difusión de las aleaciones dentales a temperatura ambiente es tan baja que no puede detectarse en la práctica; sin embargo, a temperaturas ligeramente superiores, las propiedades del metal cambian notablemente por la difusión atómica. La difusión en un material no cristalino puede producirse con más rapidez, y en ocasiones puede ser evidente a temperatura ambiente o corporal. La estructura desordenada permite que las moléculas se difundan más rápidamente con menos energía de activación. Algunos metales se funden a temperaturas inferiores a la temperatura bucal. Por ejemplo, los puntos de fusión del mercurio y el galio son −38,36 °C (−37,05 °F) y 29,78 °C (85,60 °F), respectivamente. Por tanto, debido a que la tasa de difusión de estos átomos en las partículas de las aleaciones sólidas puede ser muy rápida a temperatura intraoral, se forman nuevos compuestos metálicos que pueden ser útiles como materiales de restauración directa.

ADHESIÓN Y UNIÓN

El fenómeno de la adhesión se aplica a muchas situaciones en la odontología. Por ejemplo, las fugas adyacentes a los materiales dentales de restauración son el resultado de una adhesión insuficiente o incompleta. Probablemente, la retención de las dentaduras postizas depende, en cierto modo, de la adhesión entre la prótesis y la saliva y entre ésta y el tejido blando. En realidad, la unión de la placa o el cálculo a la estructura dental se puede explicar como un mecanismo de adhesión. Por tanto, es esencial que el dentista entienda los principios fundamentales asociados con este fenómeno.

Cuando dos sustancias se ponen en contacto, las moléculas de una se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se denomina **adhesión** cuando se atraen diferentes moléculas y **cohesión** cuando se atraen moléculas del mismo tipo. El material o película empleado para la adhesión se denomina **adhesivo** y el material al que se aplica es el **adherente.**

En un sentido amplio, la adhesión es, simplemente, un proceso de unión superficial. El término adhesión se caracteriza normalmente por la especificación del tipo de atracción intramolecular que puede existir entre el adhesivo y el adherente.

Unión mecánica

La fuerte unión de una sustancia a otra se puede producir también por una unión mecánica o retención, y no por la atracción molecular. Dicha retención estructural puede tener una naturaleza grosera, tal como se ha visto en las aplicaciones en que se usan tornillos, pernos o socavaciones. La unión mecánica supone mecanismos más sutiles, como

Material chroniony prawem autorskim

la penetración del adhesivo en irregularidades microscópicas o submicroscópicas (p. ej., grietas y poros) en la superficie del sustrato. Para este procedimiento es mejor un adhesivo fluido o un adhesivo líquido ligeramente viscoso, porque penetra en estos defectos superficiales con facilidad. Al endurecer, las numerosas proyecciones del adhesivo embebidas en la superficie adherente proporcionan el anclaje para la unión mecánica (retención).

Se ha utilizado mucho este mecanismo de **unión micromecánica** en odontología por la carencia de verdaderos cementos adhesivos o materiales de restauración. Por ejemplo, la retención de restauraciones coladas, como una corona de aleación de oro colado o un perno endodóncico de metal de base, mejora por la unión mecánica del agente cementante en las irregularidades de la superficie interna del colado y en aquellas que se encuentran en la estructura dental contigua.

Un ejemplo más reciente de la unión metálica son los materiales de restauración de resina (plástico). Estas resinas no tienen la capacidad de adherirse realmente a la estructura dentaria, por lo que pueden producirse filtraciones adyacentes a la restauración. Estas filtraciones contribuyen a formar tinciones marginales, caries secundarias e irritación de la pulpa. Se debe emplear una técnica específica para minimizar los riesgos asociados con los agentes deletéreos que pueden emigrar hacia la pulpa. Antes de insertar la resina, se expone el esmalte de la estructura dental contigua, durante un corto período de tiempo, al ácido fosfórico. A esto se le conoce como **técnica de grabado ácido.** El ácido produce poros diminutos y otras irregularidades en la superficie del esmalte sobre la que la resina fluye cuando se coloca en la preparación. Al endurecer, estas proyecciones de resina proporcionan una mayor retención mecánica de la restauración, lo que reduce la posibilidad de que se produzca una filtración interfacial.

La técnica del grabado ácido es un ejemplo de cómo se puede lograr la unión entre un material dental y la estructura dentaria mediante técnicas mecánicas, en vez de mediante la adhesión molecular. En ocasiones, este proceso se denomina «unión micromecánica». Los principios de la adhesión y los factores asociados con este fenómeno se tratarán en los siguientes apartados.

Energía superficial

Para que se produzca la adhesión, las interfases de las superficies deben atraerse entre sí. Esta situación se da independientemente de las fases (sólida, líquida o gaseosa) de las dos superficies, con la excepción de que no se espera que se produzca adhesión entre dos gases, ya que no tienen interfase.

La energía de la superficie de un sólido es muy superior a la de su interior. Por ejemplo, obsérvese la estructura reticular espacial de la figura 2-15. Dentro de la estructura reticular, todos los átomos se atraen entre sí de la misma manera. Las distancias intera-

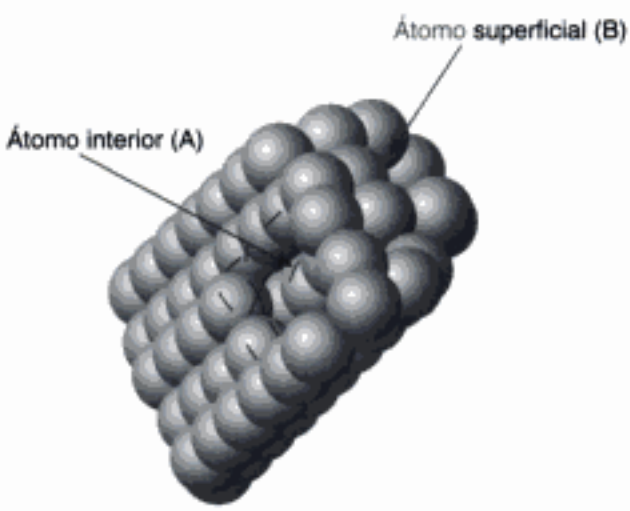


Fig. 2-15 Al comparar un átomo interior **(A)** con un átomo superficial **(B)** vemos que existe un equilibrio de enlace alrededor del átomo interior **A,** mientras que el átomo superficial **B** puede crear enlaces con átomos o moléculas que se acerquen a la superficie. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

tómicas son las mismas y la energía es mínima. En la superficie de la estructura, la energía es mayor porque los átomos más alejados no se ven atraídos de la misma manera en todas las direcciones, tal como muestra la figura 2-15. El átomo interior A tiene una disposición equilibrada de los átomos más próximos que le rodean, mientras que el átomo superficial B tiene un número equilibrado de átomos adyacentes.

El aumento en la energía por unidad de área de la superficie se denomina energía superficial o **tensión superficial**. Una película jabonosa se contrae y libera gotas de líquido que forman estructuras esféricas, minimizando el área superficial porque esta tensión superficial representa el estado de menor energía.

Los átomos superficiales de un sólido tienden a formar uniones con otros átomos próximos a la superficie y reducen la energía superficial del sólido. Esta atracción a través de la interfase entre moléculas distintas se denomina **adhesión**. Por ejemplo, las moléculas del aire pueden ser atraídas a la superficie y absorbidas por la superficie del material. La plata, el platino y el oro absorben oxígeno fácilmente. En el caso del oro, las fuerzas de unión son secundarias, pero en el caso de la plata la atracción puede ser controlada por uniones químicas o primarias, dando lugar a formación de óxido de plata.

Cuando existen uniones primarias, la adhesión se denomina *sorción química*, en comparación con la unión química de las fuerzas de van der Waals. En la sorción química, se forma una unión química entre el adhesivo y el adherente. Un ejemplo de este tipo de adhesión es la película de óxido que se forma en la superficie del metal o la capa de soldadura unida al sustrato metálico. Por ello, las fuerzas de van der Waals son más débiles que las uniones primarias porque son intermoleculares en vez de intramoleculares.

Las fuerzas de van der Waals preceden invariablemente a la sorción química. A medida que disminuye la distancia entre el adhesivo y el adherente, se produce la unión primaria. Sin embargo, la sorción química se limita a la monocapa de adhesivo sobre el adherente. Cualquier impureza superficial, como el gas absorbido, los óxidos o las secreciones humanas, pueden reducir la energía superficial y las cualidades adhesivas de un determinado sólido. Los grupos químicos funcionales disponibles o el tipo de superficie cristalina o de estructura reticular espacial de la superficie pueden afectar a la energía superficial. En resumen, cuanto mayor sea la energía superficial, mayor será la capacidad de adhesión.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué condiciones son necesarias para conseguir el nivel de unión más fuerte?

Humectación

Es difícil forzar la unión de dos superficies sólidas. Con independencia de lo lisas que puedan parecer esas superficies, suelen ser extremadamente rugosas al verlas a escala atómica o molecular. Como consecuencia, cuando se ponen juntas sólo están en contacto los «picos» o asperezas. No se produce ningún tipo de adhesión perceptible, ya que estas zonas suelen constituir sólo un pequeño porcentaje de la superficie total. En general, la atracción es insignificante cuando las moléculas superficiales de las sustancias que se atraen están separadas por distancias superiores a 0,7 nm (0,0007 μm).

Un método para solventar esta dificultad es emplear un fluido que se introduce en estas irregularidades para que haya más contacto entre una mayor parte de la superficie del sólido. Por ejemplo, cuando se coloca una superficie de vidrio pulido sobre otra y se presiona, éstas muestran poca tendencia a la adhesión por las razones descritas anteriormente. Sin embargo, si se introduce una película de agua entre ellas, es bastante difícil separar las dos superficies. La energía superficial del vidrio es lo suficientemente grande como para atraer las moléculas de agua.

Materiał chroniony prawem autorskim

Para producir adhesión de esta manera, el líquido debe fluir fácilmente por toda la superficie y adherirse al sólido. Esta característica recibe el nombre de **humectación.** Si el líquido no moja la superficie del adherente, no se producirá la adhesión entre el líquido y el adherente, o será insignificante. En caso de que se humecte la superficie, debería producirse la adhesión. En realidad, si se producen fallos, éstos se dan en el sólido o en el adhesivo, y no en la interfase, cuando el sólido y el adhesivo están en contacto.

Varios factores influyen en la capacidad de un adhesivo de humectar la superficie de un adherente. La limpieza de la superficie es bastante importante. Una película de agua de sólo una molécula de espesor sobre la superficie de un sólido puede reducir la energía superficial del adherente y prevenir que el adhesivo provoque humectación. Del mismo modo, una película oleosa sobre una superficie metálica también puede inhibir el contacto del adhesivo.

La energía superficial de algunas sustancias es tan baja que muy pocos líquidos, en caso de que haya alguno, humectan su superficie. Algunas sustancias orgánicas, como las ceras dentales, son de este tipo. El empaquetado de los grupos orgánicos estructurales y la presencia de halógenos puede prevenir la humectación. Con frecuencia se utiliza el teflón (politetrafluoroetileno), una resina sintética comercial, cuando se desea evitar la adhesión de las películas a la superficie. Por otra parte, los metales interaccionan fuertemente con los adhesivos líquidos debido a su alta energía superficial.

En general, la baja energía superficial de los líquidos orgánicos y de la mayoría de los inorgánicos les permite extenderse libremente sobre los sólidos que tienen alta energía superficial. La formación de una unión adhesiva fuerte requiere una buena humectación.

PREGUNTA CLAVE

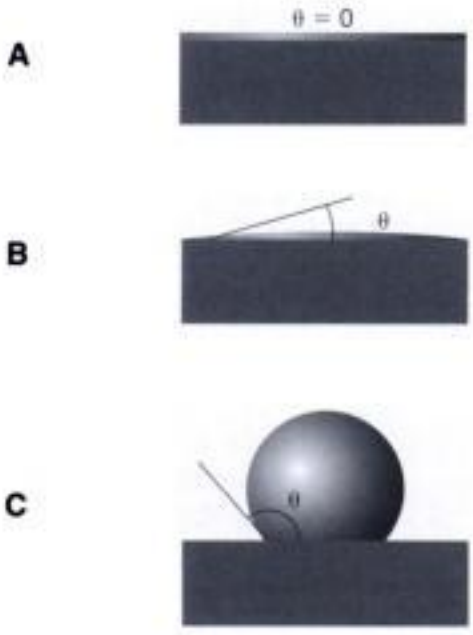
En un modelo de yeso realizado a partir de un material de impresión hidrofóbico se observa que faltan detalles de los tejidos blandos y duros. ¿Qué pasos se deben seguir para eliminar este problema al usar este material de impresión en el futuro?

Ángulo de contacto de humectación

Al medir el **ángulo de contacto** entre el adhesivo y el adherente se puede determinar hasta qué punto un adhesivo humecta la superficie de un adherente. El ángulo de contacto es el que se forma en la interfase de un adhesivo y el adherente. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las del adherente tanto o más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido, y no se formará ningún ángulo de contacto ($\theta = 0$ grados) (fig. 2.16, *A*). Por tanto, las fuerzas de adhesión son más fuertes que las de cohesión, que unen las moléculas del adhesivo. Un material dental, como por ejemplo uno elastomérico de impresión, no es el ideal para reproducir el tejido oral blando o duro si en este molde de goma se vierte un medio acuoso con un ángulo de contacto mayor de 90°. En esas condiciones se considera que el material de impresión es hidrófobo. Para mejorar la humectación de la impresión mediante una solución acuosa de un material para modelos de yeso, el fabricante puede cambiar la formulación para hacer el material más hidrófobo, o puede añadirse un **agente humectante** a la mezcla acuosa para hacer yeso.

Sin embargo, la energía de la superficie adherente se reduce levemente por la contaminación o por otros medios; la tensión superficial del sólido (γ_{SV}) disminuye y se puede cuantificar un leve aumento del ángulo de contacto (θ) (fig. 2-16, *B*). Este aumento en θ mantiene el equilibrio de la fuerza que se muestra en la figura 2-16, *D*. Obsérvese que cuando θ aumenta de 0 a 90 grados, el valor del coseno de θ disminuye de 1 a 0. Si una monocapa de un contaminante se sitúa sobre toda la superficie, se puede obtener

Material chroniony prawem autorskim



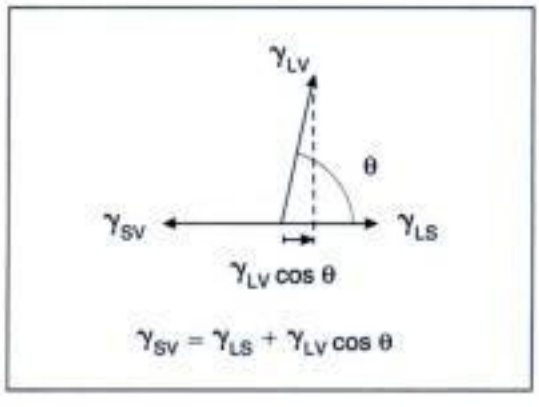


Fig. 2-16 La adhesión depende de la humectación de la superficie. **A,** Cuando el ángulo de contacto (θ) es de 0°, el líquido entra en contacto con la superficie y se extiende libremente. **B,** Ángulo de contacto pequeño en una superficie ligeramente contaminada. **C,** Ángulo amplio formado por escasa humectación. **D,** Las relaciones entre la tensión superficial del sólido (γ_{SV}), el líquido (γ_{LV}) y el ángulo de contacto (θ) pueden emplearse para determinar la tensión superficial entre el líquido y el sólido (γ_{LS}) según la ecuación, $\gamma_{SV}=\gamma_{LS} + \gamma_{LV} \cos\theta$. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

un ángulo medio, mientras que se obtendría un ángulo muy grande en un sólido de baja energía superficial (γ_{SV}), como el politetrafluoruroetileno (fig. 2-16, *C*). El ángulo de contacto es un buen indicativo de la **humectación** (fig. 2-16, *D*) debido a que aumenta la tendencia del líquido a extenderse al disminuir el ángulo de contacto. Con un ángulo de contacto de 0° se produce la humectación total, y con uno de 180° no se produce humectación.

Por tanto, cuanto menor sea el ángulo de contacto entre el adhesivo y el adherente, más capacidad tendrá el adhesivo para fluir y cubrir las irregularidades de la superficie del adherente. Estos vacíos o irregularidades se rellenarán dependiendo de la fluidez del adhesivo.

Las superficies sólidas y «planas» en realidad no lo son. Las imperfecciones superficiales representan un impedimento potencial para conseguir la unión adhesiva. Al extenderse el adhesivo se crean bolsas de aire que previenen la humectación completa de toda la superficie (fig. 2-17). Cuando la región interfacial adhesiva se somete a cambios térmicos y a fuerzas mecánicas, se crean **concentraciones de fuerzas** alrededor de estos vacíos. La fuerza puede ser tan intensa que inicia la separación de la unión adhesiva adyacente al vacío. Esto puede extenderse de un vacío a otro, separando la unión a causa de la fuerza.

Material chroniony prawem autorskim

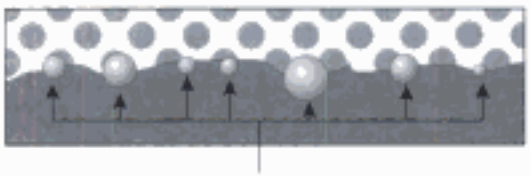


Fig. 2-17 Vacíos creados en las irregularidades superficiales. Dichas regiones contribuyen a la propagación de los fallos de adhesión por concentración de estrés. (Por cortesía de K.J. Söderholm.)

PREGUNTA CLAVE

La unión micromecánica de los selladores de resina al esmalte dental suele ser bastante eficaz para prevenir la aparición de caries en las zonas de fosas y fisuras. Sin embargo, hay muchos factores que pueden reducir la efectividad de la unión, lo que da lugar a la pérdida parcial o total del sellador. ¿Cuáles de estos factores son posibles causas del descementado?

ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTAL

Los principios fundamentales de la adhesión se pueden relacionar fácilmente con diversas situaciones odontológicas. Por ejemplo, cuando se emplean mediciones del ángulo de contacto para estudiar la humectabilidad del esmalte y la dentina, se observa que la humectabilidad de estas superficies se reduce notablemente tras la aplicación tópica de una solución acuosa de fluoruro. Si trasladamos esta información a la aplicación clínica, vemos que la superficie del esmalte tratada con fluoruro retiene menos placa en un período determinado, presumiblemente por una disminución en la energía superficial. Por tanto, además de los mecanismos reconocidos de la solubilidad reducida del esmalte en un medio ácido, se puede decir que los productos de fluoruro pueden ser eficaces para reducir la caries dental al conseguir que la superficie dental permanezca limpia durante más tiempo.

De manera similar, debido al alto nivel de energía superficial de muchos materiales de restauración en comparación con la de la superficie dental, la superficie y los márgenes de la restauración tienden a acumular más detritos. Esto se debe en parte a la relativamente alta incidencia de caries secundarias (recurrentes) halladas en los márgenes adamantinos de ciertos tipos de obturaciones dentales.

Los siguientes capítulos contienen debates sobre las filtraciones que se producen entre la estructura dental y las restauraciones. En algunos casos, las caries secundarias, la sensibilidad pulpar tras realizar la obturación o restauración y el deterioro de los márgenes de la restauración se asocian con la falta de adhesión entre el material de restauración y el diente. Se están llevando a cabo investigaciones para crear adhesivos que se unan a la estructura dental. En los siguientes capítulos, consideraremos cómo han afectado las técnicas de restauración dental tradicionales a estos sistemas adhesivos.

Al aplicar los principios que influyen en la adhesión a estructuras dentales, podemos ver que los problemas asociados con los adhesivos dentales son muy complejos. La composición de las estructuras dentales no es homogénea. La cantidad de componentes, tanto orgánicos como inorgánicos, de la dentina difieren de la presente en el esmalte. Un material que se puede adherir a los componentes orgánicos no se adhiere a los inorgánicos, y un adhesivo que se une al esmalte no puede adherirse del mismo modo a la dentina.

Una vez que el dentista ha terminado la preparación para la obturación, los restos adhesivos microscópicos cubren las superficies del esmalte y la dentina. Esta contaminación de la superficie, denominada **barrillo dentario,** reduce la humectación. Además, los instrumentos empleados para preparar la cavidad dejan una superficie rugosa que puede aumentar la acumulación de aire en la interfase.

Los mayores problemas asociados con la unión a las superficies dentarias son la eliminación inadecuada de los restos del grabado y la contaminación por agua o saliva. Los

Material chroniony prawem autorskim

componentes inorgánicos de la estructura dental tienen gran afinidad por el agua. La eliminación total del agua requeriría calentar el esmalte y la dentina a una temperatura inaceptable. Esto significa que un diente no se puede secar de manera segura a temperatura bucal con los dispositivos o agentes que están actualmente a disposición del dentista. Sería aceptable la presencia de al menos una monocapa de agua en la superficie de la cavidad preparada. Esta capa de agua reduce la energía superficial y puede disminuir la humectación de la superficie dental grabada por el material adhesivo de restauración.

Además, el fluido se intercambia a través de ciertos componentes del diente. El adhesivo dental debe desplazar el agua, reaccionar con ella o humectar la superficie de manera más efectiva que el agua que ya estaba sobre la superficie y dentro de la estructura dental. Además, el adhesivo debe soportar una adhesión a la estructura dentaria a largo plazo en un medio acuoso.

Aunque hay importantes obstáculos, el progreso de la investigación en el campo de los materiales adhesivos es prometedor. Para fomentar la unión adhesiva, los fabricantes y dentistas están creando y utilizando más resinas hidrófilas que no son tan sensibles a la humedad como los materiales usados anteriormente. En realidad, estos objetivos valen la pena. Un material de obturación realmente adhesivo podría reemplazar a muchos de los empleados en la odontología conservadora. Del mismo modo, se simplificaría la técnica de aplicación de los materiales y la retención mecánica del material en la preparación de la cavidad sería innecesaria.

Más estimulante es la posibilidad de crear un material capaz de formar una capa fina y que perdure sobre la superficie dental, que podría ser de aplicación tópica sobre la superficie intacta del esmalte. Dicha capa con baja energía superficial podría servir como barrera contra la formación de placa, la aparición de caries e incluso el depósito de cálculo.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Buonocore MG: The Use of Adhesives in Dentistry. Springfield, IL, Charles C Thomas, 1975.

Buena ilustración de los problemas que presentan los procedimientos que utilizan adhesivos. Muchos de los tratamientos que emplean adhesivos y que se tratan en este texto se han expandido desde entonces.

Glantz P: On wettability and adhesiveness. Odont Rev 20:1(Suppl 17):1, 1969.

Primera de una serie de publicaciones de este autor, quien establece que el uso de fluoruros tópicos proporciona un mecanismo adicional para la reducción de la caries dental, es decir, disminuyendo la energía superficial de la estructura dental y reduciendo la acumulación de placa en un intervalo determinado.

Gordon JE: The New Science of Strong Materials, or Why You Don't Fall Through the Floor? 2nd ed. Princeton, NJ, Princeton University Press, 1984.

Debate general sobre la resistencia de los materiales desde una base fundamental. Son particularmente interesantes materiales estructurales como la madera, la celulosa, los dientes y los huesos.

Phillips RW, and Ryge G (eds): Proceedings on Adhesive Restorative Dental Materials. Spencer, IN, Owen Litho Service, 1961.

Estas transacciones históricas fueron el resultado del primer taller sobre los problemas y las posibles soluciones en el desarrollo de materiales dentales de adhesión. Las recomendaciones sobre áreas de investigación muy importantes han dado un gran impulso a la investigación en este campo.

Van Vlack LH: Elements of Materials Science and Engineering, 5th ed. Reading, MA, Addison-Wesley, 1985.

Libro excelente sobre la ciencia de los materiales. Recomendado para un estudio más profundo sobre la estructura y propiedades de los materiales..

Zisman WA: Influence of constitution on adhesion. Ind Eng Chem 55:19, 1963.

Uno de los pioneros en los fenómenos superficiales trata los parámetros que influyen en la humectabilidad. Zisman fue un maestro en el uso de la medición del ángulo de contacto para estudiar la humectabilidad potencial de los adhesivos respecto de los adherentes seleccionados.

Material chroniony prawem autorskim

3

Propiedades físicas de los materiales dentales

Kenneth J. Anusavice y William A. Brantley

ESQUEMA

¿Cuáles son las propiedades físicas?
Abrasión y resistencia a la abrasión
Viscosidad
Relajación estructural y de fuerzas
Fluencia y flujo
Color y percepción del color
Propiedades termofísicas
Introducción al deslustrado y a la corrosión
Causas de deslustrado y corrosión
Clasificación de la corrosión
Corrosión electroquímica
Protección frente a la corrosión
Corrosión de las restauraciones dentales
Evaluación de la resistencia al deslustrado y a la corrosión
Significado clínico de las corrientes galvánicas

PALABRAS CLAVE

Celda de concentración: Celda de corrosión electroquímica en la que se asocia la diferencia de potencial con la diferencia en la concentración de especies disueltas, como el oxígeno, en una solución en distintas zonas de la superficie metálica.

Choque galvánico: Sensación dolorosa causada por la corriente eléctrica generada cuando dos metales diferentes se ponen en contacto dentro de la cavidad oral.

Coeficiente de expansión térmica (coeficiente lineal de expansión): Cambio en la longitud por unidad de longitud original de un material cuando su temperatura aumenta 1 °K.

Color: Sensación inducida por la luz con longitudes de onda variables que alcanzan el ojo.

Combado: Deformación (plástica) irreversible de las estructuras metálicas de las prótesis parciales fijas a temperaturas propias de la cocción de las carillas de cerámica.

Conductividad térmica (coeficiente de conductividad térmica): Propiedad que describe el transporte de energía térmica en vatios por segundo a través de una muestra de 1 cm de ancho con un área transversal de 1 cm^2 cuando la temperatura diferencial entre las superficies de la muestra perpendiculares al flujo de calor es de 1 °K.

Corrosión: Proceso químico o electroquímico en el que un agente medioambiental ataca a un sólido, por lo general un metal, disolviéndolo total o parcialmente. Por lo común, los metales son más susceptibles a sufrir estos ataques debido a reacciones electroquímicas, aunque los vidrios y otros no metales también son susceptibles de sufrir una degradación medioambiental.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Corrosión bajo tensión: Degradación causada por los efectos combinados de las fuerzas mecánicas y del medio corrosivo; normalmente se presenta como fracturas o grietas.

Corrosión galvánica (electrogalvanismo): Ataque acelerado que se produce en un metal menos noble cuando metales electroquímicamente diferentes están en contacto eléctrico con un medio líquido corrosivo.

Corrosión por picaduras: Corrosión muy localizada que se produce en los metales base, como el hierro, níquel y cromo, que están protegidos por una delgada película natural de óxido. En presencia de cloruros, la película se rompe y se produce una rápida disolución del metal subyacente en forma de picaduras.

Corrosión sulcular: Corrosión acelerada en espacios estrechos causada por procesos electroquímicos acelerados y por cambios químicos, como la acidificación y la depleción del contenido del oxígeno. Normalmente, la corrosión sulcular se produce cuando hay una microfiltración entre la restauración y el diente, bajo una capa delgada u otros sedimentos superficiales.

Desgaste, abrasión y erosión: Pérdida de material de una superficie provocada por una acción mecánica o a través de una combinación de acciones químicas y mecánicas.

Deslustrado: Proceso por el cual una superficie metálica se opaca o decolora cuando se forma una película delgada a causa de una reacción con sulfuro, óxido, cloruro u otra sustancia química.

Dureza: Resistencia de un material a ser perforado, indentado, cortado o rayado.

Fluencia: Distensión plástica de un material sometido a una carga o fuerza constante y que depende del tiempo.

Intensidad cromática: Grado de saturación de un determinado matiz.

Matiz: Color dominante de un objeto, por ejemplo, rojo, verde o azul.

Metamerismo: Fenómeno mediante el cual el color de un objeto bajo un tipo de luz determinada parece cambiar cuando lo ilumina una fuente de luz diferente.

Reología: Estudio de la deformación y flujo característicos de la materia.

Tixotrópico: Propiedad de determinados geles u otros materiales que se licuan (se hacen menos viscosos) cuando vibran, se baten, agitan o mueven.

Valor: Luminosidad u oscuridad relativa de un color.

Viscosidad: Resistencia de un fluido a fluir.

¿CUÁLES SON LAS PROPIEDADES FÍSICAS?

Las *propiedades físicas* se basan en las leyes de la mecánica, la acústica, la óptica, la termodinámica, la electricidad, el magnetismo, la radiación, la estructura atómica o de los fenómenos nucleares. El **matiz**, el **valor** y la **intensidad cromática** son propiedades físicas que se basan en las leyes de la óptica, que es la ciencia que trata los fenómenos de la luz, la visión y la vista. La **conductividad térmica** y el **coeficiente de expansión térmica** son propiedades físicas que se basan en las leyes de la termodinámica. En el capítulo 2 se analizó la influencia de la naturaleza atómica o molecular de los sólidos sobre estas propiedades. Los siguientes apartados ofrecen una breve descripción de las propiedades físicas, aunque algunos de estos temas se tratan con más detalle en los capítulos sobre materiales específicos. Por ejemplo, el **color** y el coeficiente de expansión térmica se tratan también en el capítulo sobre cerámicas dentales, el flujo en el capítulo de materiales de impresión y la **fluencia** en el capítulo sobre amalgamas.

Este capítulo aborda las propiedades que han sido definidas en otros campos científicos. Por ejemplo, la **viscosidad**, que es la resistencia a fluir que presenta un fluido, está relacionada con el campo de la ciencia de los materiales y con la mecánica. El color, que es la sensación que induce la luz con diferentes longitudes de onda que llegan al ojo, se basa en las leyes de la óptica. Las propiedades mecánicas son un subconjunto de las propiedades físicas, que se basan en las leyes de la mecánica y que se comentarán en el capítulo 4.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTAS CLAVE

En ocasiones, la dureza, que es la propiedad por la que un material ofrece resistencia a ser perforado, cortado o rayado, se emplea para predecir la resistencia que presenta un material a ser desgastado por el uso en una prótesis fija o removible y su capacidad de abrasión en contraposición a las estructuras dentales. ¿Qué factores, aparte de la dureza, pueden ser responsables del desgaste excesivo del esmalte natural de los dientes o de las superficies protésicas por parte de un material más duro, como la cerámica? ¿Cómo puede el dentista prevenir este problema?

ABRASIÓN Y RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

En ocasiones, la **dureza** ha sido empleada como un indicador de la capacidad de un material a resistir la **abrasión** o el **desgaste**. Sin embargo, la abrasión es un mecanismo complejo que implica la interacción entre varios factores dentro de la cavidad oral. Por este motivo, la dureza es un elemento limitado para predecir la resistencia a la abrasión. La dureza puede ser útil para comparar materiales de un tipo determinado, como una marca de metal para colado con otra marca del mismo tipo de aleación para colado. Sin embargo, la dureza por sí sola no es adecuada para evaluar la resistencia al desgaste o la abrasión de distintas clases de materiales, como puede ser un material metálico comparado con una resina sintética.

Se ha diseñado una prueba in vitro muy fiable para estudiar en profundidad la resistencia a la abrasión, que simula el tipo determinado de abrasión al que un material puede ser sometido in vivo. Sin embargo, una simple prueba in vitro sobre el desgaste no suele predecir con exactitud el desgaste in vivo debido a la gran complejidad del entorno clínico. Se conoce muy bien el desgaste del esmalte causado por la cerámica y por determinados tipos de aleaciones de metales base. Sin embargo, la dureza de un material es sólo uno de los muchos factores que afectan al desgaste de las superficies de contacto del esmalte. Otros factores importantes son la fuerza ejercida al morder, la frecuencia de masticación, la abrasividad de la dieta, la composición de los líquidos intraorales, los cambios de temperatura, la aspereza de la superficie, las propiedades físicas de los materiales y las irregularidades superficiales como las partículas duras de impurezas, los pequeños surcos anatómicos, las fosas, o los rebordes o crestas. Es más probable que se produzca un desgaste excesivo del esmalte dental por parte de una corona cerámica en presencia de fuerzas masticatorias de gran intensidad y de una superficie cerámica áspera. A pesar de que los dentistas no pueden controlar la fuerza ejercida por el paciente al morder, pueden ajustar la oclusión para crear áreas de contacto más amplias con el fin de reducir las fuerzas localizadas, y pueden pulir la superficie cerámica abrasiva para reducir el grado de destrucción o desgaste del esmalte.

VISCOSIDAD

La viscosidad es la resistencia de un líquido a fluir. Hasta el momento, hemos tratado las propiedades físicas de los materiales dentales según el comportamiento de los materiales sólidos a temperatura ambiente o a temperatura de la cavidad oral y que se ven sometidos a distintos tipos de fuerzas. Sin embargo, los dentistas y el personal de los laboratorios dentales también deben manipular los materiales en estado líquido para obtener resultados clínicos satisfactorios en los dientes restaurados o a la hora de prevenir las caries. Además, el éxito o fracaso de un determinado material depende tanto de sus propiedades en estado líquido como de sus propiedades en estado sólido. Por ejemplo, los cementos y los materiales de impresión se someten a una transformación de líquido a sólido dentro de la cavidad oral. Los productos de yeso empleados en la fabricación de modelos y troqueles pasan de ser semilíquidos a convertirse en estructuras sólidas. Los materiales amorfos como las ceras y resinas parecen sólidos, pero en realidad son líquidos superenfriados que pueden fluir de manera plástica (irreversible) al someterse a cargas constantes o pueden deformarse elásticamente (de manera reversible) al someterse a fuerzas de poca intensidad. Es importante conocer la manera en que estos materiales fluyen o se deforman al so-

meterse a distintas fuerzas para después emplearlos en odontología. El estudio sobre las características de flujo de los materiales es la base de la ciencia de la **reología.**

Aunque un líquido en reposo no puede soportar una fuerza de corte (fuerza de corte por unidad de área de corte), la mayoría de los líquidos, al ponerse en movimiento, resisten las fuerzas que les hacen moverse. Esta resistencia de los líquidos a fluir *(viscosidad)* está controlada por fuerzas de fricción internas dentro del líquido. Por tanto, la viscosidad es una medida de la consistencia de un fluido y su incapacidad para fluir. Un fluido altamente viscoso fluye lentamente. Los materiales dentales tienen distintos grados de viscosidad, dependiendo de su preparación para la aplicación clínica que se les pretende dar. Los auxiliares dentales, los dentistas y los estudiantes de odontología están familiarizados con esta diferencia de viscosidad, ya que han observado la naturaleza más viscosa del policarboxilato de zinc y de los cementos de resina en comparación con el cemento de fosfato de zinc cuando estos materiales se han mezclado adecuadamente como cementos adhesivos.

La figura 3-1 nos ayuda a cuantificar este concepto. Un líquido ocupa el espacio entre dos placas metálicas; la placa inferior está fija y la superior se mueve hacia la derecha a una velocidad (V). Se necesita una fuerza (F) para superar la resistencia a la fricción (viscosidad) del fluido para que fluya. Tal como se explicará en el capítulo 4, la *tensión* es la fuerza por unidad de área que se desarrolla dentro de una estructura cuando se aplica una fuerza externa. Esta tensión hace que se produzca o desarrolle una deformación. La deformación se calcula como el cambio en la longitud dividido por la longitud de referencia inicial. Si las placas tienen un área (A) en contacto con el líquido, la fuerza de corte (τ) se puede definir como $\tau = F/A$. La tasa de deformación de corte, o tasa de cambio de deformación, es $\varepsilon = V/d$, donde d es la distancia de corte de la placa superior en relación a la placa inferior fija y V es la velocidad de la placa superior. A medida que aumenta la fuerza de corte F, V aumenta y se puede obtener una curva que represente la fuerza frente a la velocidad, análoga a las curvas que representan la carga frente al desplazamiento y que derivan de las medidas estáticas de los sólidos.

Para explicar la naturaleza viscosa de algunos materiales se puede diseñar una curva que represente la fuerza de corte frente a la tasa de deformación de corte. La figura 3-2 representa los comportamientos reológicos de cuatro tipos de fluidos. Un fluido «ideal» muestra una tensión de corte que es proporcional a la tasa de deformación. El diagrama es una

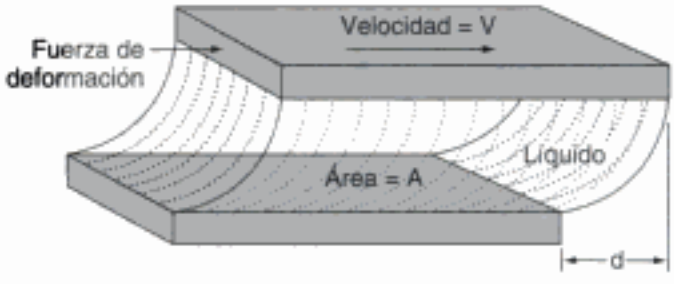


Fig. 3-1 Deformación de corte, d, de un líquido viscoso entre dos placas provocada por la traslación de la placa superior a una velocidad, V, respecto de la placa rígida inferior.

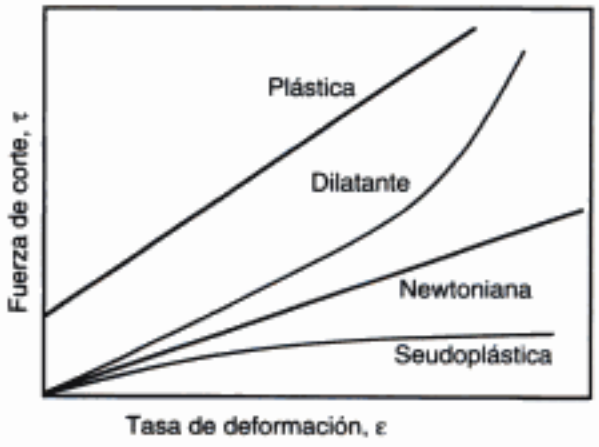


Fig. 3-2 Tasa de fuerza de corte en comparación con la tasa de deformación de corte de los fluidos con distinto comportamiento reológico.

Material chroniony prawem autorskim

línea recta que indica el comportamiento *newtoniano*. La viscosidad (η) se define como la fuerza de corte entre la tasa de corte, τ/ε, por lo que un fluido Newtoniano tiene una viscosidad constante y muestra una inclinación constante en la representación de la fuerza o tensión de corte respecto de la tasa de deformación (v. fig. 3-2). El diagrama es una línea recta y muestra la porción elástica de una curva de fuerza-deformación (v. cap. 4), siendo la viscosidad el análogo del módulo elástico (fuerza elástica entre deformación elástica). La viscosidad se mide en unidades de MPa por segundo, o centipoise (cP). El agua pura a 20 °C tiene una viscosidad de 1,0 cP, mientras que la viscosidad de las melazas es de aproximadamente 300.000 cP. Este valor es similar al del material de impresión de hidrocoloide agar templado (281.000 cP a 45 °C). En cuanto a los materiales de impresión elastoméricos, los polisulfuro ligeros tienen una viscosidad de 109.000 cP en comparación con los 1.360.000 cP de los polisulfuros pesados a 36 °C. Muchos materiales dentales muestran un comportamiento *seudoplástico*, tal como muestra el cambio en la pendiente del esquema de la figura 3-2. Su viscosidad disminuye al aumentar la tasa de deformación hasta que alcanza un valor casi constante. Los líquidos que muestran la tendencia opuesta se denominan *dilatantes*. Estos líquidos se hacen más rígidos a medida que aumenta la tasa de deformación (tasa de deformación de corte).

Por último, algunos tipos de materiales dentales se comportan como un cuerpo rígido hasta alcanzar un valor mínimo de la fuerza de corte. Esto se refleja en la curvatura del eje de la fuerza de corte. Estos fluidos, que en principio muestran un comportamiento rígido y posteriormente alcanzan un grado constante de viscosidad, se denominan *plásticos*. El ketchup es un ejemplo común: normalmente es necesario dar un golpe seco a la botella para que comience a fluir.

La viscosidad de la mayoría de los líquidos disminuye rápidamente al aumentar la temperatura. La viscosidad puede depender también de la deformación previa del líquido. Un líquido de este tipo, que se hace menos viscoso y más fluido al someterse a repetidas aplicaciones de presión, se denomina **tixotrópico.** Las pastas dentales profilácticas, el yeso de París, los cementos de resina y algunos materiales de impresión son tixotrópicos. La naturaleza tixotrópica de los materiales de impresión es beneficiosa porque el material no se sale de la cubeta de impresión mandibular hasta que se sitúa sobre los tejidos dentales, y una pasta profiláctica no se sale de la copa de goma hasta que se rota contra los dientes para limpiarlos. Si estos materiales se remueven rápidamente y se mide la viscosidad, se obtiene un valor menor al de una muestra que no se ha tocado.

La viscosidad de un material dental puede determinar si es adecuado o no para una aplicación determinada. Del mismo modo, la naturaleza de la fuerza de corte frente a la curva de la tasa de deformación de corte puede ser importante para determinar la mejor manera de manipular un material. Tal como se explicará en detalle más adelante, la viscosidad como función de tiempo también puede emplearse para medir el tiempo de trabajo de un material que se somete a una transformación de líquido a sólido.

RELAJACIÓN ESTRUCTURAL Y DE FUERZAS

Después de que una sustancia haya sido deformada permanentemente (deformación plástica), se producen fuerzas internas. Por ejemplo, en una sustancia cristalina como el metal se desplazan los átomos de la estructura cristalina y el sistema no está en equilibrio. Del mismo modo, cuando se produce una deformación permanente en las estructuras amorfas, algunas moléculas están demasiado cerca y otras demasiado lejos.

Es comprensible que dichas situaciones sean inestables. Los átomos desplazados no están en posición de equilibrio. A través de un proceso de difusión en estado sólido provocado por la energía térmica, los átomos pueden recuperar lentamente su posición de equilibrio. El resultado es un cambio en la forma o contorno del sólido a medida que los átomos o moléculas cambian de posición. El material se *deforma* o *distorsiona*. Esta *relajación de la tensión* conlleva la distorsión de las impresiones elastoméricas.

La tasa de relajación aumenta al incrementarse la temperatura. Por ejemplo, si se dobla un alambre, éste tiende a enderezarse si se calienta a una temperatura elevada. A tem-

Material chroniony prawem autorskim

peratura ambiente, cualquier relajación causada por la reorganización de los átomos metálicos puede ser insignificante. Por otro lado, hay muchos materiales dentales no cristalinos (como las ceras, resinas y geles) que, cuando son manipulados y enfriados, experimentan la relajación (distorsión) a una temperatura elevada. En los siguientes capítulos se prestará más atención a este fenómeno, porque estos cambios dimensionales causados por la relajación pueden dar lugar a un ajuste inadecuado de los materiales dentales.

FLUENCIA Y FLUJO

Si se mantiene un material a una temperatura próxima a su punto de fusión y se somete a una fuerza constante, la deformación resultante aumentará con el tiempo. La **fluencia** se define como la deformación plástica de un material sometido a una carga estática o a una fuerza constante y que depende del tiempo. El **combado** es un fenómeno relacionado que se produce durante la deformación permanente de las estructuras metálicas de los puentes de gran envergadura cuando se encuentran a la temperatura de cocción de la porcelana bajo la influencia de la masa de la prótesis. Para determinados grosores, la masa de un puente más grande se relaciona con una mayor fuerza de flexión y, por tanto, *fluencia de flexión*. Normalmente la fluencia del metal se produce a medida que la temperatura sobrepasa en unos cientos de grados el rango de fusión. Los metales empleados en odontología para los modelos de restauraciones o los sustratos para los revestimientos de porcelana tienen puntos de fusión que son muy superiores a la temperatura bucal y no son susceptibles de sufrir deformaciones de fluencia intraorales. Sin embargo, algunas aleaciones empleadas para prótesis metal-cerámicas pueden fluir a temperaturas propias de las carillas de porcelana. Este fenómeno se tratará en el capítulo 21.

Las amalgamas dentales contienen Hg en el 42 al 52% de su peso y comienzan a fundirse a temperaturas ligeramente superiores a la temperatura ambiente. (El rango de fusión de una aleación se comentará en el cap. 6). Debido a este bajo índice de fusión, las amalgamas dentales pueden fluir lentamente en un diente restaurado sometido a fuerzas periódicas, como las ejercidas por los pacientes que rechinan los dientes. Debido a que la fluencia produce una deformación plástica continua, el proceso puede ser destructivo para la prótesis dental. La relación de esta propiedad con el comportamiento de la amalgama se abordará en el capítulo 17. La especificación n.º 1 del American National Standards Institute/American Dental Association y el Apéndice 1.º sobre amalgamas dentales exige la realización de una prueba de fluencia.

Normalmente, en odontología se ha utilizado el término *flujo*, en vez de fluencia, para describir la reología de los materiales amorfos, como las ceras. El flujo de la cera es una medida de su potencial para deformarse al someterse a pequeñas cargas estáticas, incluso asociadas con su propia masa. Aunque la fluencia o el flujo se pueden medir bajo cualquier tipo de fuerza, por lo general en las pruebas a las que se someten los materiales dentales se emplea la compresión. Un cilindro de unas dimensiones dadas se somete a una fuerza de compresión determinada durante un tiempo y temperaturas específicos. La fluencia o flujo se mide como la disminución del porcentaje de longitud que se produce en estas condiciones de prueba. La fluencia puede provocar deformaciones inaceptables en las restauraciones dentales (como las amalgamas dentales con bajo índice de cobre) hechas de un material que se emplea en clínica a una temperatura próxima a su punto de fusión durante un período prolongado. La fluencia también puede conllevar un ensamblaje inaceptable de las estructuras de las prótesis parciales fijas cuando se cubre una aleación para colado con baja resistencia a la fluencia (combado) con porcelana a una temperatura relativamente alta (~1.000 °C).

COLOR Y PERCEPCIÓN DEL COLOR

Los apartados anteriores se centraron en aquellas propiedades que son necesarias para permitir que un material restablezca la función de los tejidos naturales que faltan o que han sido dañados. Otro objetivo importante de la odontología es restaurar el *color* y la

Material chroniony prawem autorskim

apariencia de la dentición natural. En las últimas décadas se ha puesto mucho énfasis en las consideraciones estéticas en odontología restauradora y protésica. La búsqueda de una técnica indolora, de un material de restauración ideal, para fines generales, para obturación directa, y del color del diente, es uno de los continuos desafíos de la investigación actual sobre materiales dentales.

El conocimiento de los principios científicos sobre el color es esencial, ya que la odontología estética exige duros requisitos al dentista y al técnico de laboratorio sobre sus capacidades artísticas. Esto es cierto sobre todo en las restauraciones con materiales cerámicos, que cada vez están más solicitadas (v. cap. 21). En otros textos se aborda este tema con más profundidad (v. la lista de bibliografía recomendada al final de este capítulo).

La luz es una radiación electromagnética que el ojo humano puede detectar. El ojo es sensible a las longitudes de onda de aproximadamente 400 nm (violeta) a 700 nm (rojo oscuro), tal como muestra la figura 3-3 (v. también placas de color). La intensidad de luz reflejada y la combinación de intensidades de longitud de onda presentes en la luz incidente y en la reflejada determinan las propiedades de la apariencia (matiz, valor e intensidad de color). Para que un objeto sea visible debe reflejar o transmitir la luz que incide sobre él desde una fuente externa. Normalmente, la luz incidente es policromática, es decir, una mezcla de distintas longitudes de onda. La luz incidente es absorbida o dispersada (o ambas cosas) selectivamente a determinadas longitudes de onda. La distribución espectral de la luz transmitida o reflejada muestra la de la luz incidente, aunque determinadas longitudes de onda disminuyen en magnitud.

El fenómeno de la visión, y alguna terminología relacionada, se pueden representar considerando la respuesta del ojo humano ante la luz reflejada por un objeto. La luz procedente de un objeto que incide en el ojo se enfoca en la retina y se convierte en impulsos nerviosos que se transmiten al cerebro. Las células con forma de cono de la retina son responsables de la visión en color. Estas células tienen un umbral de intensidad necesario para la visión en color y también muestran una curva de respuesta relaciona-

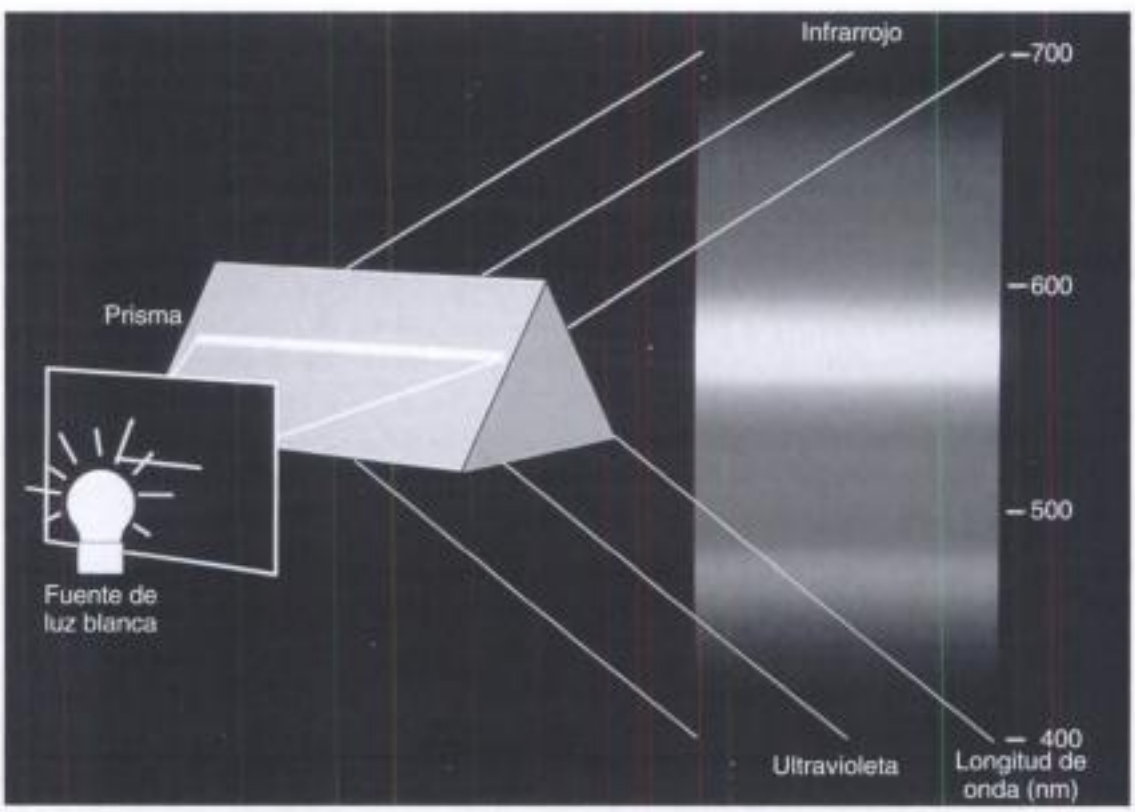


Fig. 3-3 Espectro de luz visible con una longitud de onda de entre 400 nm (violeta) hasta 700 nm (rojo). La zona del espectro con la misma energía en condiciones de luz diurna más perceptible por la visión tiene unas longitudes de onda de entre 540 y 570 nm, con un valor máximo de percepción visual de 555 nm (v. fig. 3-4). Véase también lámina en color.

Material chroniony prawem autorskim

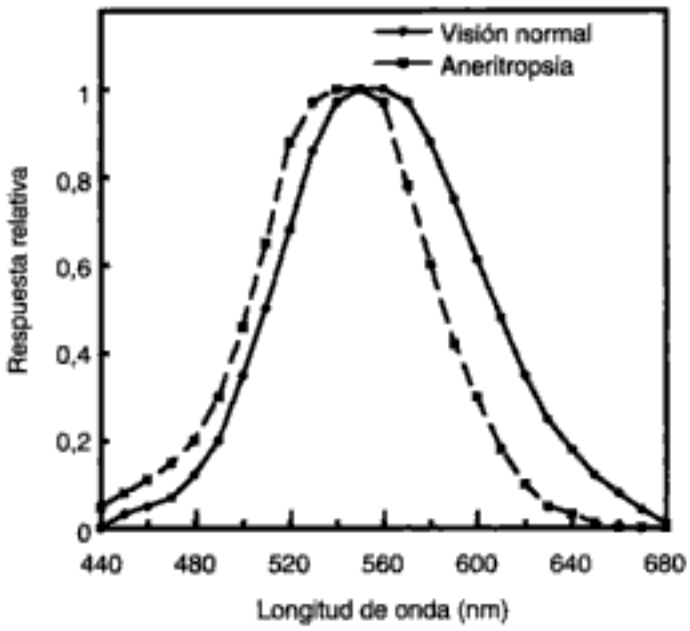


Fig. 3-4 Respuesta visual relativa de los humanos a las longitudes de onda de la luz. Un observador es normal y otro padece aneritropsia (rojo-verde). El 1% de la población masculina y el 0,02% de la población femenina padecen aneritropsia.

da con la longitud de onda de la luz incidente. La figura 3-4 muestra las curvas de personas con visión normal del color y de personas con visión deficiente del color. La curva de los que tienen visión normal en la figura 3-4 indica la respuesta visual de los humanos a la luz reflejada por una fuente u objeto determinado. La figura indica que el ojo es más sensible a la luz en la zona verde-amarillo (longitud de onda de 550 nm) y menos sensible a la zona roja o azul del espectro de color.

La estimulación constante de un único color puede producir fatiga y una disminución en la respuesta ocular, ya que la respuesta nerviosa influye en la visión en color. Las señales de la retina son procesadas por el cerebro para producir la percepción psicofisiológica del color. Los defectos en ciertas partes de los receptores del color dan lugar a distintos problemas para percibir el color, y por tanto varía la capacidad de los humanos para percibir los colores. Desde un punto de vista científico, el ojo humano se puede comparar con un colorímetro diferencial sensitivo excepcional, un instrumento científico que mide la intensidad y longitud de onda de la luz. A pesar de que el colorímetro es más preciso que el ojo humano para medir las pequeñas diferencias de los objetos coloreados, puede ser muy inexacto al emplearse con superficies curvas o rugosas. El ojo es capaz de diferenciar entre dos colores vistos juntos en superficies lisas o irregulares, curvas o planas.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué da la sensación de que las restauraciones dentales con color desaparecen cuando se ven bajo una luz «disco»?

Las tres dimensiones del color

Las descripciones orales del color no son lo suficientemente exactas pare describir el aspecto de los dientes. Por ejemplo, describir un color entre amarronado y púrpura como *pardo rojizo*. El Webster's Third New International Dictionary lo define como «un rojo oscuro que es más amarillento y menos fuerte que el color de los arándanos, más pálido y un poco más amarillo que el granate normal, más azul, menos fuerte y ligeramente más claro que el color de las granadas, y más azul y más pálido que el color vino». Esta definición es mucho más compleja e imprecisa, por lo que es difícil describir al técnico de

Material chroniony prawem autorskim

laboratorio el color deseado de una corona dental. Esta descripción no nos permite percibir claramente el color, ya que resulta ambigua. Es necesario medir tres variables para describir de manera precisa nuestra percepción de la luz reflejada desde un diente o superficie de restauración: matiz, valor e intensidad cromática. El **matiz** describe el color dominante de un objeto, por ejemplo, rojo, verde o azul. Se refiere a las longitudes de onda dominantes en la distribución espectral. La gradación de estos matices crea el color sólido que muestra la figura 3-5 (v. también láminas en color). El **valor** aumenta hacia la zona superior (más blanca) y disminuye hacia la inferior (más oscura o más negra). Se pueden separar los dientes y otros objetos según los tonos más claros (valor más alto) y los más oscuros (valor más bajo). Por ejemplo, el amarillo limón es más claro que el rojo cereza. En el caso de un objeto como un diente o una corona dental, que difunden y reflejan la luz, el *valor* identifica la luminosidad u oscuridad de un color, que puede medirse independientemente del matiz. La figura 3-6 (v. también láminas en color) representa un plano horizontal y la figura 3-5 representa el color sólido. Esta carta de colores se basa en el sistema de color CIE L*a*b*, en el que L* representa el valor de un objeto, a* es la medida a lo largo del eje rojo-verde y b* es la medida a lo largo del eje amarillo-azul. La letra A muestra el color de una manzana roja en las cartas superio-

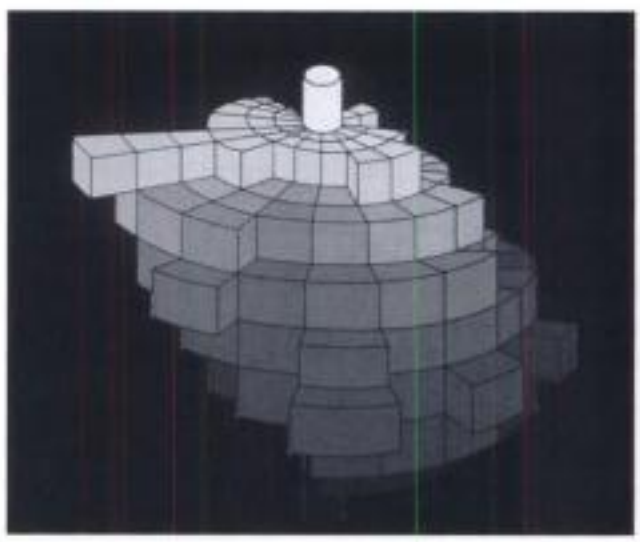


Fig. 3-5 Sólido de colores que se emplea para describir las tres dimensiones del color. El valor aumenta desde el negro, en el centro inferior, hasta el blanco, en el centro superior. La intensidad cromática aumenta desde el centro hacia el exterior, y el cambio de matiz se produce en dirección circunferencial. Véase también lámina en color. (Por cortesía de Minolta Corporation, Instrument Systems Division, Ramsey, NJ.)

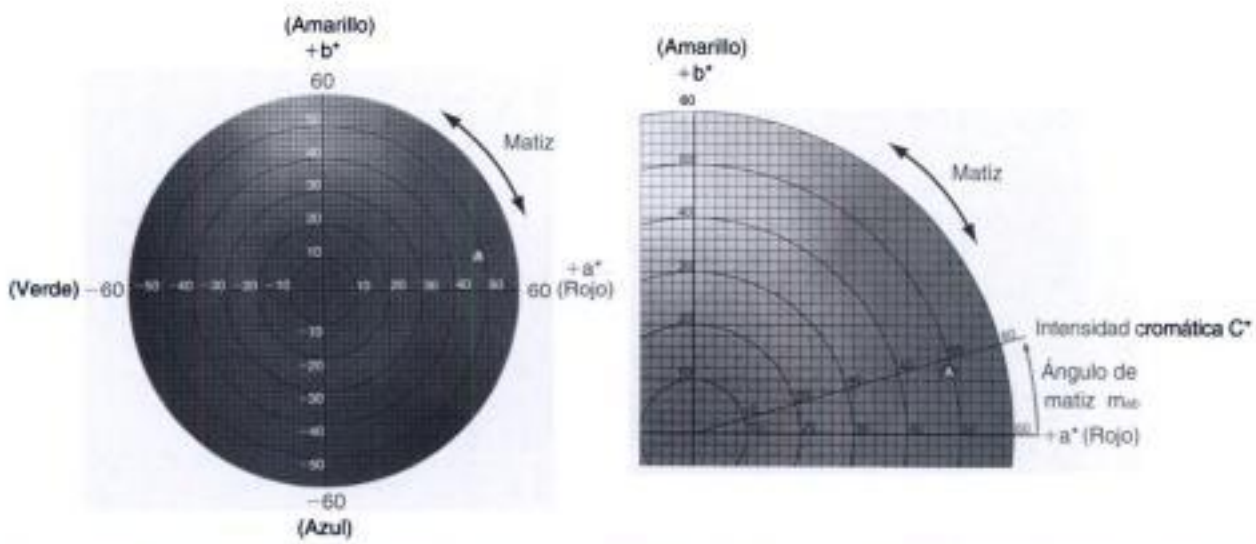


Fig. 3-6 La carta de colores L*ab* muestra en el punto A (superior e inferior) el color de una manzana roja. En esta carta, L* expresa la apariencia (valor) = 42,83; a* (eje rojo-verde) = 45,04; y b* (eje amarillo-azul) = 9,52. En comparación, L* = 72,99; a* = 1,00; y b* = 14,41 describen el color del tono porcelana A2. Véanse también las láminas en color. (Por cortesía de Minolta Corporation, Instrument Systems Division, Ramsey, NJ.)

Material chroniony prawem autorskim

res e inferiores. La apariencia de su color puede ser expresada por L* = 42,83, a* = 45,04 y b* = 9,52. En comparación, una porcelana dental (gingival) de tono A2 puede ser descrita por una L* superior (más clara) de 72,99, una a* inferior de 1,00 y una b* superior de 14,41.

El color amarillo limón es más «vivo» que el de un plátano, que es un amarillo «opaco». Ésta es la diferencia en la intensidad del color. La **intensidad cromática** representa el grado de saturación de un determinado matiz. El valor varía verticalmente, y la intensidad cromática varía de manera radial (v. fig. 3-6, *inferior*). Los colores del centro son opacos (grises). En otras palabras, cuanto mayor sea la **intensidad cromática,** el color será más intenso. En odontología, la **intensidad cromática** no se tiene en cuenta por separado. Siempre se asocia con el matiz y el valor de los tejidos dentales, las restauraciones y las prótesis. De igual modo, los ajustes de una televisión en color emplean estos principios sobre los matices, valores e intensidades cromáticas.

Con frecuencia, en la clínica o el laboratorio dental se combinan los colores empleando una *guía de tonos* como la guía de tonos cerámicos de la figura 3-7 (v. también láminas en color) para seleccionar el color de las carillas cerámicas, incrustaciones o coronas que realizará el técnico. Se ha eliminado la zona del cuello de las guías porque su tono es más oscuro y su presencia complicaría la combinación de los tonos adecuados. Desafortunadamente, aunque se puede alcanzar una igualdad adecuada entre un diente (o restauración) y uno de los elementos de esta guía, es difícil transmitirle esa información al técnico del laboratorio, que quizá no tenga la posibilidad de ver al paciente. Además, puede variar el grosor de la muestra de tono respecto del de la prótesis que se va a hacer, y el tono de una corona de porcelana puede parecer distinto del de otra corona hecha con polvo del mismo frasco de porcelana. La porcelana de un tono determinado hecha por el mismo fabricante puede variar según el lote. Por tanto, los desafíos son formidables para el dentista y el técnico, que trabajan en equipo para restaurar el aspecto adecuado de los dientes dañados, cariados o defectuosos.

La guía de colores de la figura 3-7 fue preparada especialmente eliminando los cuellos de las muestras de porcelana, ya que el tono correcto viene dado por la mitad gingival de la muestra y no por el cuello. Estas muestras se emplean del mismo modo que se utilizan las muestras de pintura para dar con el color adecuado de una casa. Al emplear estas muestras de colores se pueden determinar las características del color (matiz, valor, intensidad cromática) y la translucidez, que se especificarán al técnico, quien creará la apariencia adecuada. Las muestras con forma de dientes de la figura 3-7 se han coloca-

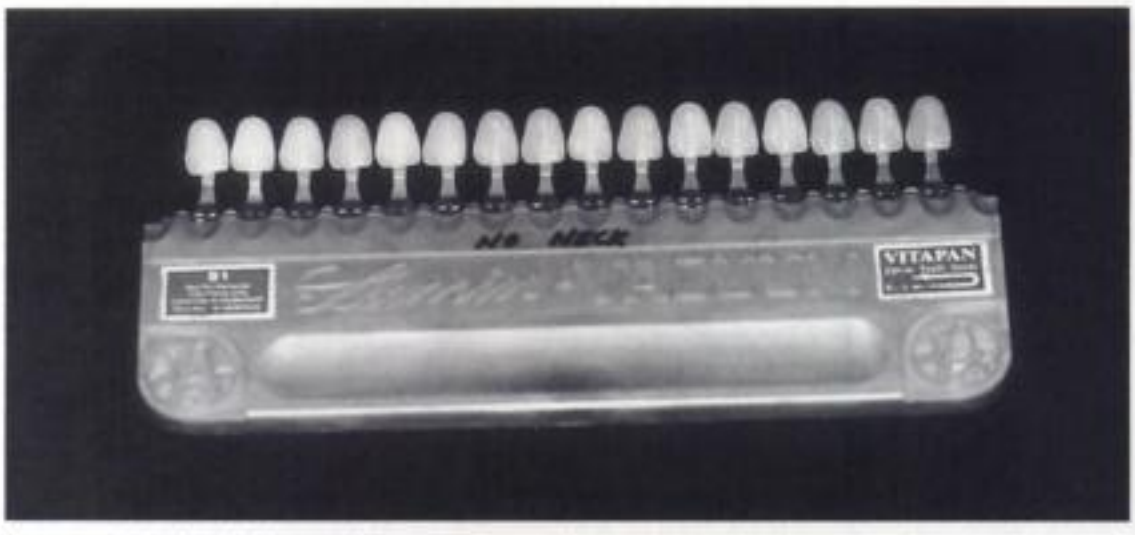


Fig. 3-7 Guía dental de tonos del tipo Vita Lumin dispuesta en orden decreciente de valor (de más claro a más oscuro). Se han eliminado los cuellos de las muestras para facilitar la selección del tono del diente. Véase también lámina en color.

Material chroniony prawem autorskim

do en orden decreciente de valor (de la más clara a la más oscura) de izquierda a derecha en vez de la agrupación estándar por matiz (A1 a D4). Esta técnica se basa en la idea de que la combinación de los tonos de los dientes se ve simplificada por la ordenación de las muestras según su valor.

Obviamente, si el técnico puede ver los dientes reales, la probabilidad de conseguir una combinación de colores aceptable es mucho mayor. Tal como muestra la imagen izquierda de la figura 3-8, *A*, el color de las coronas de metal-cerámica de los dos incisivos dentales con márgenes de porcelana unidos tiene un valor superior que el del incisivo lateral. Sin embargo, el paciente estaba encantado con el resultado. La figura 3-8, *B* muestra una ampliación de las coronas metal-cerámicas (v. también láminas en color).

Tal como se afirmó anteriormente, las señales de color se envían al cerebro humano a partir de tres grupos de receptores de la retina denominados *conos*. Éstos son especialmente sensibles al rojo, azul y verde. Los factores que interfieren en la percepción real del color normalmente incluyen niveles altos o bajos de luz, fatiga de los receptores de color, sexo, edad, memoria y bagaje cultural. Sin embargo, según un estudio reciente (Anusavice y Barrett, 1995), parece que no hay ningún efecto relacionado con la edad, sexo o experiencia clínica de la persona en cuanto a la exactitud en la comparación de tonos dentales.

Con bajos niveles de luz, los bastones del ojo humano son más dominantes que los conos, y se pierde la percepción del color. A medida que la claridad se hace más intensa, el color parece cambiar (efecto Bezold-Brucke). Además, si un observador mira un objeto rojo durante un período de tiempo razonable, y después mira un fondo blanco, la fatiga del receptor hace que vea un matiz verde cuando observa un fondo blanco. Por este motivo, si se mira a un paciente contra un fondo de color muy intenso, el dentista o técnico deberán seleccionar un color de dientes con un matiz que sea complementario al color del fondo. Por ejemplo, un fondo azul nos hace seleccionar un tono amarillo, y un fondo naranja nos hace elegir entre azul o verde. Desafortunadamente, el 8% de los hombres y el 0,5% de las mujeres sufren ceguera al color. Lo más común es que no puedan distinguir el rojo y el verde a causa de la falta de los conos sensibles a estos dos colores. Sin embargo, esta deficiencia no afecta a la selección del tono de los dientes naturales.

Aunque el rango de matices, la intensidad cromática y el valor que se encuentran normalmente en los dientes humanos tan sólo representan una pequeña parte del espacio de color estándar (como el que muestra la fig. 3-5), la selectividad del ojo humano es suficiente para que sea difícil comparar adecuadamente los colores al emplear una guía que sólo contiene un número reducido de tonos (fig. 3-7). El análisis espectrofotométrico de las guías de tonos comerciales ha demostrado también la ausencia de grandes regiones de matiz, valor e intensidad cromática al compararlos con los valores de color determinados por el diente humano.

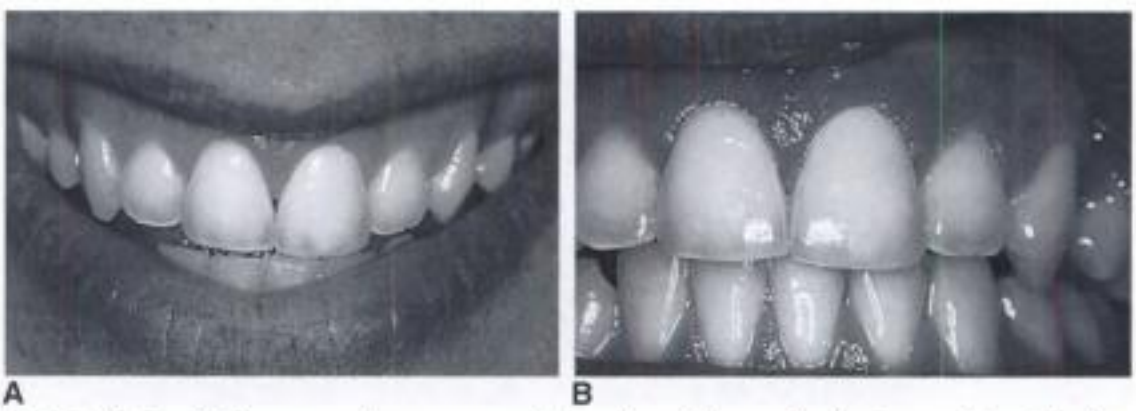


Fig. 3-8 **A,** Dos incisivos centrales con coronas de metal-cerámica con bordes de porcelana. El valor (L*) de estas coronas es superior al de los incisivos laterales adyacentes. **B,** Detalle de las coronas de metal-cerámica situadas a la izquierda. Véanse también láminas en color.

Material chroniony prawem autorskim

La apariencia de un objeto depende de la naturaleza de la luz en la que éste se ve, debido a que la distribución espectral de la luz reflejada o trasmitida a través de un objeto depende del contenido espectral de la luz incidente. La luz del día, la luz incandescente y la de las lámparas fluorescentes son fuentes comunes de luz en la clínicas y laboratorios dentales, y cada una de ellas tiene una distribución espectral distinta. Los objetos que parecen tener un color con un tipo de luz pueden parecer distintos con otra fuente de luz. Este fenómeno se denomina **metamerismo.** Por tanto, si es posible, la elección del color debe realizarse bajo dos o más fuentes de luz, siendo una de ellas la luz del día, y los procedimientos de combinación de tonos del laboratorio deben llevarse a cabo bajo las mismas condiciones del luz.

Además de los procesos que ya se han tratado, la estructura natural de los dientes absorbe la luz con longitudes de onda muy cortas para ser visibles por el ojo humano. Estas longitudes de onda de entre 300 y 400 nm se denominan *radiación ultravioleta cercana.* La luz natural del sol, las lámparas de los flashes fotográficos, ciertos tipos de lámparas de vapor y las luces ultravioletas empleadas como decoración son fuentes que contienen cantidades sustanciales de radiación ultravioleta cercana. La energía que absorbe el diente en realidad se convierte en fuente de luz. Este fenómeno se denomina *fluorescencia.* La luz emitida, el color azul-blanco, se sitúa, en principio, en un rango de 400 a 450 nm. La fluorescencia contribuye a la claridad y apariencia vital de los dientes humanos. Como ejemplo, si miramos a una persona con coronas cerámicas o restauraciones de composite que no tienen agentes fluorescentes bajo la luz de una discoteca, parece que le faltaran los dientes.

El investigador que crea un material de restauración coloreado, así como el dentista y el técnico que los fabrican, deben tener en cuenta la comparación de los colores bajo fuentes de luz con un componente cercano al ultravioleta suficiente. La luz incandescente contiene poca radiación ultravioleta. El dentista y el técnico del laboratorio deben valorar la importancia de la combinación de colores bajo más de una fuente de luz. Existen diversos libros de referencia sobre las aplicaciones del color en odontología y, además, el capítulo 21 contiene información adicional sobre el color y su percepción.

PROPIEDADES TERMOFÍSICAS

Conductividad térmica

Normalmente, la transferencia de calor a través de sustancias sólidas se produce por medio de la conducción. La conducción de calor a través de metales tiene lugar mediante la interacción de la vibración de las redes cristalinas y por el movimiento de electrones y su interacción con los átomos. La **conductividad térmica** (κ) es una medida termofísica de lo bien que se transmite el calor a través de un material por medio de un flujo de conducción. La medida de la conductividad térmica se realiza en *condiciones estables.* En tales condiciones, la temperatura en el sistema (es decir, el gradiente de temperatura) no varía con el tiempo. La tasa de flujo de calor a través de una estructura es proporcional al área (perpendicular a la dirección del flujo de calor) por la que se conduce el calor y al gradiente de temperatura a través de la estructura. Por tanto, si existe una porosidad significativa en la estructura, se reducen la zona disponible para la conducción y la tasa de flujo de calor. La conductividad térmica, o *coeficiente de conductividad térmica,* es la cantidad de calor en calorías por segundo que pasa a través de una muestra de 1 cm de grosor con un área transversal de 1 cm^2 cuando la diferencia de temperatura entre las superficies perpendiculares al flujo de calor de la muestra es 1 °K. Según la segunda ley de la termodinámica, el calor fluye desde puntos de mayor temperatura a puntos de menor temperatura.

Los materiales que tienen un alto grado de conductividad térmica se denominan *conductores,* mientras que los de baja conductividad térmica se denominan *aislantes.* La unidad o medida del Sistema Internacional (SI) de la conductividad térmica es el vatio por

Material chroniony prawem autorskim

metro por segundo por grado Kelvin ($W \times m^{-1} \times seg^{-1} \times K^{-1}$). Cuanto mayor sea la conductividad térmica, mayor será la capacidad de la sustancia para transmitir energía térmica, y viceversa. En comparación con el composite de resina, que tiene una baja conductividad térmica, el calor de los dientes se transmite más rápido cuando el agua fría entra en contacto con una restauración metálica, debido a que su conductividad térmica es mayor. Este aumento en la conductividad de un metal comparado con la del composite de resina provoca mayor sensibilidad pulpar, lo que puede constituir un trastorno insignificante, suave, moderado o extremo, dependiendo de los traumas anteriores y de la respuesta del paciente al dolor.

Difusividad térmica

El valor de la *difusividad térmica* de un material controla la tasa de tiempo de los cambios de temperatura a medida que el calor pasa a través de un material. Es una medida de la tasa en la que el cuerpo con una temperatura no uniforme alcanza un estado de equilibrio térmico. Aunque la conductividad térmica del óxido de zinc-eugenol es ligeramente menor que la de la dentina, su difusividad térmica es indirectamente proporcional a la capacidad térmica de aislamiento, mientras que el grosor de la base de cemento está directamente relacionada con su beneficios como aislante. Por tanto, el grosor del revestimiento es un factor de aislamiento térmico mucho más importante que la difusividad térmica de la cerámica. La importancia de la difusividad térmica se explica en el siguiente apartado.

Durante la ingesta de comida y bebida, las temperaturas de la cavidad oral no son constantes. En estas condiciones *inestables*, la transmisión de calor a través de un material disminuye el gradiente térmico. En tales condiciones, la difusividad térmica es importante. La fórmula matemática que relaciona la difusividad térmica (h) con la conductividad térmica (κ) es

$$h = \frac{\kappa}{c_p \rho} \quad (1)$$

donde κ es la conductividad térmica, c_p es el calor específico dependiente de la temperatura a presión constante (capacidad de calor) y ρ es la densidad dependiente de la temperatura. La capacidad de calor es numéricamente igual al término que se emplea más habitualmente, *calor específico*. La unidad del SI de la difusividad térmica es típica de los procesos de difusión, es decir, el metro cuadrado por segundo. Sin embargo, también es habitual emplear la unidad de centímetro cuadrado por segundo. Como muestra la tabla 3-1, los valores típicos de la difusividad térmica en unidades de 10^{-4} cm^2/seg son los siguientes: oro puro, 11.800; amalgama, 960; composite, 19-73; cemento de fosfato de zinc, 30; ionómero de vidrio, 22; dentina, 18-26 y esmalte, 47. Por tanto, si un paciente bebe agua helada, el bajo índice de calor específico de la amalgama y su alto índice de conductividad térmica sugieren que es más probable que un mayor índice de difusividad térmica favorezca que se produzca un choque térmico que cuando una estructura dental natural se expone a un líquido frío.

Para un volumen dado de un material, el calor necesario para aumentar la temperatura depende de su *capacidad de calor* o calor específico (caloría por gramo por grado Kelvin) y de la densidad (gramo por centímetro cúbico). Cuando el producto de la capacidad de calor y la densidad ($c_p\rho$) es alto, la difusividad térmica será baja, aunque la conductividad térmica sea relativamente alta. Por consiguiente, tanto la conductividad como la difusividad térmica son parámetros importantes para predecir la transferencia de energía térmica a través de un material. La difusividad térmica de un material de restauración es más importante que su conductividad térmica, ya que existe un estado inestable de transferencia de calor durante la ingesta de comidas y bebidas frías o calientes. Tal como muestra la tabla 3-1, el esmalte y la dentina son

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 3-1 **Densidad y propiedades térmicas del agua, el esmalte, la dentina y los materiales dentales**

Material	Densidad ($g\ cm^{-3}$)	Calor específico ($cal\ g^{-1}\ K^{-1}$)	Conductividad térmica ($W\ m^{-1}\ K^{-1}$)	Difusividad térmica ($cm^2\ s^{-1}$)
Agua	1,00	1,00	0,44	0,0014
Dentina	2,14	0,30	0,57	0,0018-0,0026
Ionómetro de vidrio	2,13	0,27	0,51-0,72	0,0022
Fosfato de zinc	2,59	0,12	1,05	0,0030
Composite	1,6-2,4	0,20	1,09-1,37	0,0019-0,0073
Esmalte	2,97	0,18	0,93	0,0047
Amalgama	11,6	0,005	22,6	0,96
Oro puro	19,3	0,03	297	1,18

aislantes térmicos efectivos. Su conductividad y su difusividad térmicas se comparan favorablemente con el agua y el sílice, en contraste con los valores notablemente superiores de los metales.

Sin embargo, tal como ocurre con cualquier aislante térmico, la estructura dental debe tener un grosor suficiente para que los cementos dentales de aislamiento sean eficaces. Cuando la capa de dentina entre la parte inferior de la cavidad y la pulpa es demasiado delgada, el dentista deberá colocar una capa adicional de una base de aislamiento, como se establece en el capítulo sobre cementos dentales. La eficacia de un material para prevenir la transmisión de calor es directamente proporcional al grosor del revestimiento e inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la difusividad térmica. Por tanto, el grosor de la dentina remanente y la base son tan importantes como las propiedades térmicas de los materiales, si no lo son más.

La baja conductividad térmica del esmalte y la dentina ayuda a reducir el choque térmico y el dolor pulpar cuando se ingieren comidas frías o calientes. Sin embargo, la presencia de restauraciones de cualquier tipo tiende a cambiar el medio. Tal como se comentará posteriormente, muchos materiales de restauración son metálicos. Debido a los electrones libres presentes en los metales sólidos (v. cap. 2), estos materiales son tan buenos conductores térmicos que la pulpa dental puede verse afectada negativamente por los cambios térmicos. En muchos casos, es necesario insertar un aislante térmico entre la restauración y la estructura dental. En este caso, es mejor un material dental con baja conductividad térmica.

Por otra parte, los dientes artificiales se fijan en la base de la prótesis, que normalmente es de resina sintética y es un mal conductor térmico. En la prótesis superior, la base normalmente cubre la mayor parte del paladar duro. Su baja conductividad térmica tiende a evitar el intercambio de calor entre el tejido blando de soporte y la propia cavidad oral. Por tanto, el paciente pierde parcialmente la sensación de calor y frío mientras come o bebe. Desde este punto de vista, es más cómodo usar prótesis de base metálica.

Coeficiente de expansión térmica

Una propiedad térmica importante para el dentista es el **coeficiente de expansión térmica**, que se define como el cambio en la longitud por unidad de la longitud original de un material cuando su temperatura aumenta 1 °K (v. Energía térmica en el cap. 2). La tabla 3-2 muestra los valores de los coeficientes de expansión térmica de algunos ma-

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 3-2 **Coeficientes de expansión térmica (α) de los materiales dentales en comparación con los del esmalte y la dentina**

Material	α (ppm K^{-1})	$\alpha_{material}/\alpha_{esmalte\ dental}$
Porcelana aluminosa	6,6	0,58
Dentina	8,3	0,75
Titanio puro comercializado	8,5	0,77
Ionómero de virio tipo II	11,0	0,96
Esmalte dental	**11,4**	**1,00**
Aleación de oro-paladio	13,5	1,18
Oro (puro)	14,0	1,23
Aleación de plata-paladio	14,8	1,30
Amalgama	25,0	2,19
Composite	14–50	1,2–4,4
Resina para prótesis	81,0	7,11
Sellador de fosas y fisuras	85,0	7,46
Cera para incrustaciones	400,0	35,1

teriales interesantes para la odontología. Las unidades de α se expresan normalmente en unidades de µm/m °K o ppm/°K.

Una restauración dental puede expandirse o contraerse más que el diente durante un cambio de temperatura; por tanto, puede existir una microfiltración marginal adyacente a la restauración, o ésta puede haberse despegado del diente. Según los valores de la tabla 3-2, los materiales de restauración pueden cambiar de dimensión hasta 4,4 veces más que el esmalte dental por cada grado de cambio de temperatura. Sin embargo, aunque las dimensiones de los patrones de cera pueden cambiar considerablemente cuando se produce un cambio de temperatura de 20 °C, la contracción relativa de la amalgama de diez milímetros de ancho tiene un valor de tan sólo 5 µm cuando la temperatura de la cavidad oral disminuye 20 °C ya que el esmalte se contrae alrededor de 2,2 µm. Por tanto, la diferencia neta es de sólo 2,7 µm, que es mucho menor que el cambio dimensional de 220 µm entre las cúspides que se encuentran sometidas a fuerzas mecánicas durante la polimerización de los composites de resina.

También es importante el alto coeficiente de expansión térmica de las ceras para incrustaciones, ya que es muy susceptible a los cambios de temperatura. Por ejemplo, un patrón de cera exacto que ajusta en un diente preparado se contrae de manera significativa cuando se quita del diente o de un troquel en una zona más cálida y se guarda en una zona más fría. Este cambio dimensional se transfiere a la restauración para colado hecha mediante el proceso de la cera perdida. De igual modo, los dientes que se han fijado sobre la base de cera de una prótesis en un laboratorio con una temperatura relativamente cálida pueden moverse de manera apreciable en sus posiciones intraorales simuladas después de que la base de la dentadura se traslada a una habitación más fría antes de procesar la prótesis.

Las fuerzas térmicas producidas por la expansión térmica o la diferencia de contracción también son importantes para la fabricación de restauraciones de metal-cerámica. Consideremos una faceta de porcelana cocida sobre un sustrato metálico (cofia). Se contraerá mucho más que el metal durante el enfriamiento y provocará tensiones tangenciales extensivas o tensiones extensibles circunferenciales en la porcelana que pueden

Material chroniony prawem autorskim

dar lugar a la formación de grietas inmediatamente o con el paso del tiempo. A pesar de que no pueden eliminarse completamente, estas fuerzas térmicas se pueden reducir de manera considerable seleccionando materiales cuyos coeficientes de expansión o contracción sean próximos (dentro de un 4%).

PREGUNTA CLAVE

¿Qué factores de la cavidad oral promueven la corrosión de las restauraciones dentales metálicas y de las prótesis?

INTRODUCCIÓN AL DESLUSTRADO Y A LA CORROSIÓN

En la mayoría de los casos, la **corrosión** es indeseable. Sin embargo, en la práctica dental puede ser beneficiosa una cantidad limitada de corrosión alrededor de los márgenes de las amalgamas dentales, ya que los productos corrosivos tienden a sellar los huecos de los márgenes y a inhibir la entrada de fluidos orales y bacterias. Algunos metales y aleaciones son resistentes a la corrosión debido a su nobleza inherente o a la formación de una capa superficial protectora.

Un ejemplo común de corrosión es la oxidación del hierro, una compleja reacción química en la que el hierro se combina con el oxígeno del aire y el agua para formar el óxido hidratado $Fe_2O_3 \bullet H_2O$. Esta capa de óxido es porosa, más voluminosa, más débil y más quebradiza que el metal del que procede. La pérdida de óxido no adherente expone la superficie metálica inferior y permite que continúe el proceso de corrosión. Un método para impedir esta corrosión es alear el hierro con cromo, lo que da lugar al acero inoxidable (que también contiene otros elementos de aleación). Tal como se comenta en el capítulo 20, las aleaciones de acero inoxidable austensítico y martensítico tienen una gran variedad de usos en la odontología.

Las aleaciones nobles empleadas en odontología son tan estables químicamente que no sufren una corrosión significativa en la cavidad oral; los principales componentes de estas aleaciones son oro, paladio y platino. (El iridio, el osmio, el rodio y el rutenio también se clasifican como metales nobles.) La plata no se considera metal noble según las normas dentales, ya que reacciona con el aire, el agua y el azufre para formar sulfuro de plata, un producto de decoloración oscura.

Los metales sufren reacciones químicas o electroquímicas con el medio, lo que da lugar a una disolución o a la formación de compuestos químicos. Éstos se conocen normalmente como productos de corrosión y pueden acelerar, retardar o no influir en el posterior deterioro de la superficie metálica. Desafortunadamente, muchos de los metales más utilizados proporcionan poca o ninguna protección ante los productos de corrosión que se forman en circunstancias normales. La oxidación del hierro es un ejemplo bien conocido de uno de los efectos causados por este proceso.

Un requisito primario para cualquier metal que se emplee en la boca es que no dé lugar a productos de corrosión que serían dañinos para el organismo. Algunos metales que son completamente seguros en su estado elemental pueden ser iones o compuestos dañinos, e incluso tóxicos. Si el proceso de corrosión no es muy grave, es posible que estos productos no se reconozcan fácilmente.

Existen diversos aspectos de la cavidad oral que provocan corrosión. La boca es cálida y húmeda, y está sujeta continuamente a fluctuaciones de temperatura. La ingesta de comidas y bebidas tiene un amplio intervalo de pH. Al descomponerse la comida se liberan ácidos y, en ocasiones, los residuos resultantes se adhieren firmemente a la restauración metálica, lo que promueve una reacción acelerada y localizada entre los productos de corrosión y el metal o aleación. El oro resiste muy bien los ataques químicos, ya que es el material con menor tendencia a ser ionizado. Por tanto, era normal que se empleara este metal noble para construir aparatos dentales a principios de la historia moderna de la odontología.

Material chroniony prawem autorskim

CAUSAS DE DESLUSTRADO Y CORROSIÓN

El **deslustrado** se define como la decoloración superficial de un metal o como una ligera pérdida o alteración del acabado o brillo superficial. En ocasiones se produce en la cavidad oral, a partir de la formación de depósitos blandos y duros sobre la superficie de la restauración. El principal depósito duro es el cálculo, y su color varía desde el amarillo claro hasta el marrón. Los depósitos blandos son placas y películas compuestas principalmente de microorganismos y mucina. Las manchas o la decoloración se forman a partir de bacterias que producen pigmentos, medicamentos que contienen sustancias químicas como hierro o mercurio y restos de comida adsorbidos. Aunque dichos depósitos son la principal causa de deslustrado en la cavidad oral, también puede producirse una decoloración superficial del metal al formarse películas finas, como óxidos, sulfuros o cloruros. Puede que este fenómeno sea sólo un simple depósito superficial y que la película sea protectora, tal como se comentará posteriormente. Sin embargo, puede ser un primer indicador de corrosión.

La *corrosión* no es simplemente un depósito superficial. Es un proceso en el que se produce el deterioro de un metal al reaccionar con su medio. Con frecuencia, la tasa de corrosión aumenta a lo largo del tiempo, sobre todo en las superficies sometidas a tensión, con impurezas intergranulares en el metal o con productos de corrosión que no cubren totalmente la superficie del metal. De esa forma, la corrosión provoca la desintegración total del metal. Además, el ataque corrosivo extremadamente localizado puede provocar con rapidez el fallo mecánico de una estructura, aunque la cantidad de material perdido sea bastante pequeña.

La desintegración de un metal a causa de la corrosión puede producirse por medio de la acción de la humedad, la atmósfera, las soluciones ácidas o alcalinas y ciertas sustancias químicas. Tal como se describió anteriormente, en ocasiones el deslustrado precede a la corrosión. La película que produce el deslustrado puede acumular elementos o compuestos que atacan químicamente la superficie metálica. Por ejemplo, los huevos y otros alimentos contienen cantidades significativas de azufre. Varios sulfuros, como el sulfuro de hidrógeno o de amonio, la plata corrosiva, el cobre, el mercurio y metales similares están presentes en las aleaciones dentales y en la amalgama. La saliva contiene agua, oxígeno e iones cloruro que también contribuyen al ataque corrosivo. Varias soluciones ácidas, tales como los ácidos fosfórico, acético y láctico, están presentes en ocasiones y, con la concentración y el pH adecuados, promueven la corrosión.

Como se verá en los próximos capítulos, iones específicos pueden desempeñar un importante papel en la corrosión de determinadas aleaciones. Por ejemplo, el oxígeno y el cloro intervienen en la corrosión de la amalgama en la interfase dental y dentro del cuerpo de la aleación. Probablemente el azufre sea el factor más significativo que desencadene el deslustrado de las aleaciones para colado que contienen plata, aunque el cloro también contribuye.

CLASIFICACIÓN DE LA CORROSIÓN

A menudo, los fenómenos de corrosión son complicados y no se acaban de entender en su totalidad. Cuanto más complicado sea el medio y más heterogéneo el metal, más complicado será el proceso de corrosión. Las fases microestructurales y las condiciones superficiales del metal, así como la composición química del medio que los rodea, determinan las reacciones de corrosión. Otras variables importantes que afectan a los procesos de corrosión son la temperatura, el movimiento o circulación del medio en contacto con la superficie metálica y la naturaleza y solubilidad de los productos de corrosión. A pesar de estas dificultades, si se comprende el mecanismo general de corrosión en una situación dada, es posible reconocer las variables de control.

Existen dos tipos generales de reacciones de corrosión. En la *corrosión química* hay una combinación directa de elementos metálicos y no metálicos que produce un com-

Material chroniony prawem autorskim

puesto químico mediante procesos como las reacciones de oxidación, halogenación o sulfurización. Un buen ejemplo es la decoloración de la plata por el azufre, que mediante la corrosión química da lugar al sulfato de plata. También existen productos que corroen las aleaciones dentales de oro y que contienen plata. Este tipo de corrosión se denomina *corrosión seca*, ya que se produce en ausencia de agua u otro fluido *electrolítico* (es decir, una solución ionizada que conduce la electricidad). Otro ejemplo es la oxidación de las partículas de las aleaciones de plata y cobre, que se mezclan con mercurio para preparar determinados tipos de amalgamas dentales. Estas partículas de aleación contienen una fase eutéctica de plata y cobre, y la oxidación limita su reactividad con el mercurio, afectando así a la reacción de la amalgama. Por esta razón es aconsejable guardar la aleación en un lugar fresco y seco para garantizar una conservación adecuada.

Rara vez la corrosión química es aislada y casi siempre va acompañada de una corrosión *electroquímica*, que también se denomina *corrosión húmeda*, ya que es necesario que haya agua u otro fluido electrolítico. Si el proceso va a continuar, se necesita una vía para el transporte de electrones (es decir, una corriente eléctrica). Este tipo general de corrosión es mucho más importante para las restauraciones dentales, y en él nos centraremos en el resto del capítulo.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué tipos de corrosión electroquímica pueden darse en las restauraciones dentales metálicas y en las prótesis?

CORROSIÓN ELECTROQUÍMICA

El punto de partida para abordar la corrosión electroquímica es la celda electroquímica que muestra la figura 3-9. Dicha celda se compone de tres elementos esenciales: un *ánodo*, un *cátodo* y un *electrólito*. Se utiliza un aparato para medir el voltaje y la corriente entre los dos electrodos. En este ejemplo, el ánodo puede ser una restauración dental de amalgama, el cátodo una aleación de oro y el electrólito la saliva.

El ánodo es la superficie o partes de la superficie donde se forman los iones positivos (es decir, la superficie metálica que sufre la *reacción de oxidación* y se corroe) produciendo electrones libres. La reacción es:

$$M^{o} \rightarrow M^{+} + e^{-} \qquad (2)$$

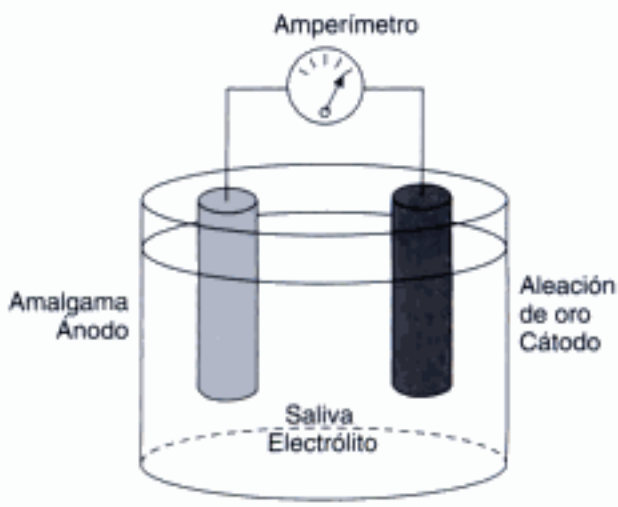


Fig. 3-9 Diagrama de la celda electroquímica que consiste en simular que la amalgama es un ánodo, que la aleación de oro es un cátodo y que la saliva es un electrólito.

Material chroniony prawem autorskim

En el cátodo o en las partes catódicas debe ocurrir una *reacción de reducción* que consumirá los electrones libres producidos en el ánodo. Existen numerosas posibilidades que dependen del medio. Por ejemplo, se pueden quitar los iones metálicos de la solución para formar átomos metálicos, los iones de hidrógeno pueden convertirse en gas hidrógeno o bien los iones de hidroxilo pueden formar:

$$M^+ + e^- \rightarrow M^o \quad (3)$$

$$2H^+ + 2e^- \rightarrow H_2 \uparrow \quad (4)$$

$$2H_2O + O_2 + 4\,e^- \rightarrow 4(OH)^- \quad (5)$$

El electrólito le proporciona al cátodo los iones necesarios y transporta los productos corrosivos al ánodo. El circuito externo sirve como senda de conducción para transportar los electrones (la corriente eléctrica) del ánodo al cátodo. Si se coloca un voltímetro en este circuito, se puede medir la diferencia de potencial eléctrico, es decir, el voltaje (V). Este voltaje tiene una gran importancia teórica, tal como se explicará más adelante. También debemos señalar que esta simple celda electroquímica es, en principio, una batería, ya que el flujo de electrones en el circuito externo es capaz de encender la bombilla de una linterna eléctrica o producir una sensación fisiológica de dolor.

Para que la corrosión electroquímica sea un proceso continuado, la producción de electrones por las reacciones de oxidación del ánodo debe estar totalmente equilibrada por el consumo de electrones en las reacciones de reducción del cátodo. En ocasiones, se pueden considerar las reacciones catódicas como la fuerza primaria que impulsa la corrosión química. Ésta es una consideración importante para determinar la magnitud de un proceso de corrosión y puede emplearse para reducir o eliminar la corrosión.

La base de cualquier estudio sobre la corrosión electroquímica de las aleaciones dentales son las *series electromotrices* de los metales, que los clasifican según sus valores de *potencial de electrodo* en equilibrio y los ordenan según su tendencia a disolverse en agua. La tabla 3-3 muestra las series electromotrices de los elementos útiles para las aleaciones dentales. Se calcula el valor potencial (V) de cada elemento para un estado estándar, y consiste en el peso atómico (g) de los iones en 1.000 ml de agua a 25 °C. Cada uno de estos potenciales estándar de media-celda se considera como el voltaje de una celda electroquímica en la que un electrodo es el electrodo de hidrógeno (ecuación 4), denominado arbitrariamente potencial cero, y el otro electrodo es el elemento que nos interesa. (El electrodo de hidrógeno se crea dirigiendo el gas H_2 sobre un electrodo de platino.) El signo del potencial del electrodo de la tabla 3-3 indica la polaridad de dicha célula, y los metales con potencial más positivo tienen menor tendencia a disolverse en medios acuosos.

Si se sumergen dos metales puros en un electrólito y se conectan por medio de un conductor eléctrico para formar una celda galvánica, el metal con menor potencial de electrodo de la tabla 3-3 se convierte en el ánodo y sufre una oxidación, es decir, sus iones pasan a formar una solución. Como ejemplo, para una celda galvánica con dos electrodos de cobre y zinc en una solución acuosa ácida, el electrodo de zinc se convierte en el ánodo y sufre una disolución superficial. En general, en el caso de las células galvánicas que tienen dos tipos distintos de electrodos de metal puro, la magnitud y dirección de la corriente depende básicamente de los potenciales de electrodo de los metales individuales.

Cabe destacar que la posición relativa de cualquier elemento en las series electromotrices no sólo depende de sus tendencias inherentes de solución, sino también de la concentración efectiva de iones del elemento que se encuentra en el medio. A medida que aumenta la concentración de iones de un elemento en el medio, disminuye la tendencia de dicho elemento a disolverse. También es necesario destacar que las series electromo-

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 3-3 Series electromotrices de los metales

Metal	Ion	Potencial de electrodo (V)
Oro	Au^{+}	+1,50
Oro	Au^{3+}	+1,36
Platino	Pt^{2+}	+0,86
Paladio	Pd^{2+}	+0,82
Mercurio	Hg^{2+}	+0,80
Plata	Ag^{+}	+0,80
Cobre	Cu^{+}	+0,47
Bismuto	Bi^{3+}	+0,23
Antimonio	Sb^{3+}	+0,10
Hidrógeno	H^{+}	−0,00
Plomo	Pb^{2+}	−0,12
Estaño	Sn^{2+}	−0,14
Níquel	Ni^{2+}	−0,23
Cadmio	Cd^{2+}	−0,40
Hierro	Fe^{2+}	−0,44
Cromo	Cr^{2+}	−0,56
Zinc	Zn^{2+}	−0,76
Aluminio	Al^{3+}	−1,70
Sodio	Na^{+}	−2,71
Calcio	Ca^{2+}	−2,87
Potasio	K^{+}	−2,92

trices únicamente proporcionan información sobre si una determinada reacción de corrosión no se puede producir. En una situación real, no predecirá ni la reacción ni la tasa de corrosión.

El aumento en el contenido de iones metálicos en el medio puede prevenir las futuras corrosiones. En algunos casos, un metal deja de corroerse debido a que sus iones han saturado el medio. Esta situación no suele ocurrir en las restauraciones dentales porque los iones disueltos son eliminados por la comida, los fluidos y el cepillado. Por tanto, la corrosión de las restauraciones continúa.

En la cavidad oral pueden darse varios tipos de corrosión electroquímica, ya que la saliva y las sales que contiene son un electrólito débil. Las propiedades electroquímicas de la saliva dependen de las concentraciones de sus componentes, del pH, de la tensión superficial y de la capacidad de almacenamiento. Cada uno de estos factores puede influir en la fuerza de un electrólito. Por tanto, la magnitud del proceso de corrosión resultante será controlada por estas variables.

Las reacciones anódicas y catódicas se producen simultáneamente sobre la superficie del metal, en un medio en el que éste se corroe. Los iones metálicos se convierten en solución o en productos corrosivos debido a las reacciones anódicas y otros iones son reducidos en las reacciones catódicas. Estas dos reacciones pueden producirse en sitios distribuidos al azar sobre la superficie metálica. Con frecuencia, existen zonas anódicas en las que se disuelven la mayoría de los metales y zonas catódicas en las que se descargan

Materiał chroniony prawem autorskim

la mayoría de los iones. Muchos tipos de corrosión electroquímica se basan en los mecanismos que producen estas zonas no homogéneas.

Metales diferentes

Un tipo importante de corrosión electroquímica se produce cuando las combinaciones de *metales diferentes* están en contacto físico directo. En ese caso, hacemos referencia a dos restauraciones adyacentes en las que las superficies metálicas tienen composiciones distintas. Las combinaciones de aleaciones que producen **corrosión galvánica** o **electrogalvanismo** mediante el flujo de corrientes galvánicas pueden estar o no en contacto intermitente.

El efecto del **choque galvánico** es muy conocido en odontología. Por ejemplo, imaginemos que colocamos una restauración con amalgama en la superficie oclusal de un diente inferior que se opone directamente a una incrustación de oro en un diente superior. Ambas restauraciones están húmedas a causa de la saliva, por lo que existe un circuito eléctrico, con una diferencia de potencial entre las restauraciones diferentes (fig. 3-10). Cuando las restauraciones se ponen en contacto, se produce un repentino cortocircuito entre las dos aleaciones, lo que provoca una sensación de dolor agudo. Se puede observar un efecto similar al tocar una restauración con lámina de oro o incrustación con el diente de un tenedor de plata, permitiendo al mismo tiempo que otra parte del tenedor se ponga en contacto con la lengua. Un pequeño trozo de papel de aluminio sobre una patata asada puede provocar el mismo efecto.

Cuando los dientes no están en contacto, sigue habiendo un circuito eléctrico asociado con la diferencia de potencial o con la fuerza electromotriz entre ambas restauraciones. La saliva forma el electrólito, y los tejidos blandos y duros pueden constituir el circuito externo, aunque la resistencia eléctrica del circuito externo sea considerable en comparación con la que existe cuando se ponen en contacto dos restauraciones. La corriente generada está relacionada inversamente con la resistencia eléctrica del metal que nos interesa. La magnitud de las corrientes eléctricas que se dan en esas condiciones entre una corona de oro y una amalgama dentro de la misma boca, pero sin estar en con-

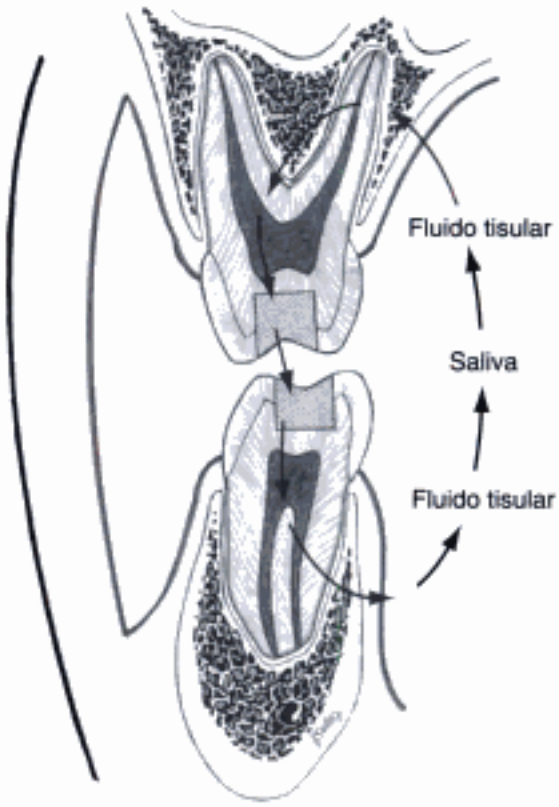


Fig. 3-10 Posible recorrido de la corriente galvánica dentro de la boca.

Materiał chroniony prawem autorskim

tacto, es aproximadamente de 0,5 a 1 microamperio (μA), con una diferencia de potencial de aproximadamente 500 milivoltios (mV). Estas corrientes galvánicas intraorales son mayores cuando existen aleaciones diferentes, aunque también se pueden producir entre restauraciones de aleaciones similares, que nunca tienen exactamente la misma composición superficial o estructura.

Una corriente puede estar presente incluso en una simple restauración metálica aislada, aunque es menos intensa. En este caso, la celda electroquímica se genera como resultado de las diferencias de potencial eléctrico creadas por dos electrólitos: la saliva y los fluidos tisulares. El término «fluidos tisulares» se emplea para definir el fluido dentinario, el fluido tisular blando y la sangre que proporciona los medios para completar el circuito externo. Se supone que las superficies internas de la restauración dental expuestas al fluido dentinario tendrán un mayor potencial electroquímico activo, ya que la concentración de iones de cloro es siete veces mayor a la de la saliva. La figura 3-11 representa las posibles vías por las que circula la corriente.

Aunque normalmente la magnitud de estas corrientes disminuye en parte a medida que la restauración envejece, mantiene de manera indefinida el valor citado. La importancia clínica de estas corrientes, aparte de su influencia sobre la corrosión, se tratará posteriormente en este capítulo. El choque galvánico puede eliminarse si se recubre la pieza con barniz.

Composición heterogénea de la superficie

Otro tipo de corrosión galvánica está relacionada con la *composición heterogénea* de las superficies de las aleaciones dentales, cuyas microestructuras ya han sido descritas en los dos capítulos anteriores. Los ejemplos comprenden las aleaciones eutécticas y las aleaciones peritécticas (v. cap. 6). Las aleaciones dentales comerciales suelen contener más de tres elementos y pueden tener microestructuras complejas que dan lugar a composiciones más heterogéneas de la superficie.

El motivo por el que se ha afirmado anteriormente que la resistencia a la corrosión de las aleaciones multifase es normalmente menor a la de las soluciones sólidas monofásicas se hace ahora evidente. Por ejemplo, cuando una aleación que contiene un elemento microestructural eutéctico bifásico se sumerge en un electrólito, las lamini-

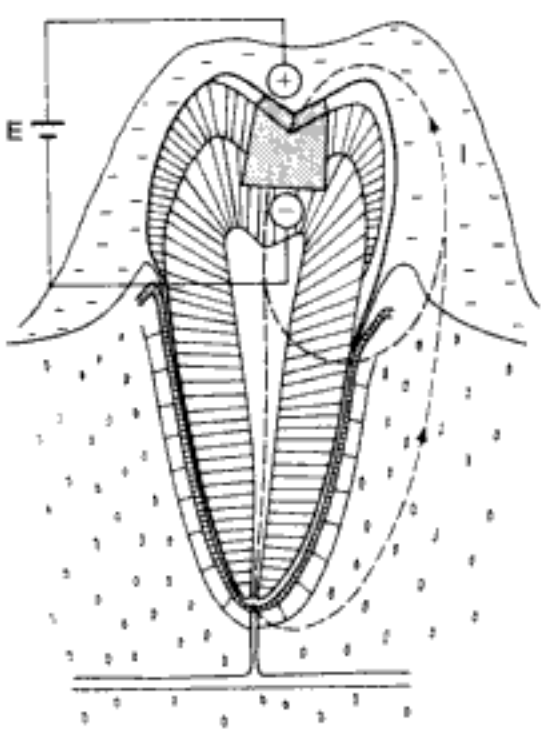


Fig. 3-11 Esquema de una restauración metálica simple que muestra dos posibles vías de la corriente entre la superficie externa expuesta a la saliva y la superficie interna expuesta al fluido dentinario. Este último contiene una concentración de Cl^- superior a la de la saliva, por lo que se considera que el potencial del electrodo de la superficie interna expuesta al fluido dentinario es más activo y por tanto se le asigna un signo negativo (–). E representa la diferencia de potencial entre ambas superficies. (De *Metals Handbook*, 9.ª ed., Vol. 13. Metals Park, OH, American Society for Metals, 1978, pág. 1342).

Material chroniony prawem autorskim

llas de la fase sufren un desgaste junto con el potencial del electrodo inferior y se produce la corrosión.

En una aleación que es una solución sólida monofásica, cualquier estructura central es menos resistente a la corrosión que la solución sólida homogeneizada debido a las diferencias de potencial del electrodo provocadas por la microsegregación y las variaciones en la composición entre las dendritas individuales de estas aleaciones con microestructura dendrítica (v. cap. 5). Incluso una solución sólida homogeneizada puede corroerse en los bordes de los granos, que son anódicos para los granos interiores catódicos, debido a que la distribución atómica de los bordes de los granos son menos regulares y tienen energías más altas (v. cap. 5). Las uniones soldadas entre las aleaciones dentales también son corrosivas debido a la diferencia en las composiciones de la aleación y la soldadura.

Las impurezas de las aleaciones favorecen la corrosión, y normalmente son segregadas en los bordes de los granos, tal como muestra el capítulo 5. Las impurezas de mercurio pueden contaminar las aleaciones de oro sin que lo percibamos, durante la manipulación por parte del personal dental, ya que tiene potenciales de electrodo distintos de los de los granos de las aleaciones de oro. Por último, los metales puros que no contienen cantidades significativas de impurezas o las fases microestructurales secundarias que actúan como electrones en miniatura con potenciales distintos se corroen más lentamente que las aleaciones.

Corrosión bajo tensiones

La aplicación de tensiones incrementa la energía interna de una aleación mediante el desplazamiento elástico de los átomos o mediante la creación de campos de microdeformación asociados con las dislocaciones (cuando se produce la deformación permanente, tal como muestra el cap. 20), lo que aumenta la tendencia a sufrir la corrosión. Es plausible que, en la mayoría de los aparatos dentales metálicos, los efectos nocivos de las tensiones y la corrosión, denominada **corrosión bajo tensiones,** suelen producirse durante la fatiga o carga cíclica en la cavidad intraoral. Las pequeñas irregularidades de la superficie, como los surcos o fosas, actúan como lugares donde se concentran las fuerzas, por lo que la ruptura normal por fatiga (en ausencia de corrosión) se da con tensiones nominales inferiores al límite elástico normal de la aleación. Se ha propuesto la corrosión bajo tensiones como mecanismo causante de las fracturas clínicas de las *grapas* del dique de goma y como un factor que contribuye a la fractura clínica de las estructuras de las prótesis parciales removibles. Además, si martilleamos las aleaciones doblándolas y puliéndolas provocamos una deformación permanente localizada en algunas partes del aparato. Se crean celdas electroquímicas que constan de zonas metálicas más deformadas (anódicas), saliva y zonas metálicas menos deformadas o sin deformar (catódicas). Las zonas metálicas deformadas sufrirán un desgaste corrosivo. Éste es un motivo por el cual no se aconseja el bruñido excesivo de los márgenes de las restauraciones metálicas.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo puede una pequeña fisura en la superficie de una restauración metálica hacerse más profunda y sufrir un ataque químico agresivo y localizado?

Corrosión por celda de concentración

Un tipo importante de corrosión electroquímica se denomina **corrosión por celda de concentración** y se produce cada vez que hay variaciones en los electrólitos o en la composición de un electrólito determinado dentro del sistema. Por ejemplo, en ocasiones se

Materiał chroniony prawem autorskim

acumulan restos de comida en las regiones interproximales de los dientes, sobre todo si la higiene oral es deficiente. Posteriormente, estos restos producen un electrólito en la zona, que es distinto del electrólito producido por la saliva normal en la superficie oclusal. En esta situación se producirá la corrosión electroquímica de la superficie de la aleación bajo la capa de restos de comida.

Se puede producir un desgaste similar debido a las diferencias en la concentración de oxígeno entre las partes de la misma restauración. El desgaste más grave se producirá en las partes que contienen menos oxígeno. Algunos ejemplos de este fenómeno nos lo dan las irregularidades de las restauraciones, como los surcos. La región inferior de dicha concavidad tiene una concentración de oxígeno muy inferior a la de la superficie de la restauración, porque normalmente el surco está cubierto de restos de comida y mucina. La aleación en la parte inferior del surco se convierte en el ánodo y la superficie de la aleación alrededor del borde del surco en el cátodo, tal como muestra la figura 3-12. Como consecuencia, los átomos metálicos de la base de la fosa se ionizan y pasan a formar parte de la solución, haciendo que el surco se haga más profundo. La tasa de corrosión puede ser muy rápida, ya que el área de la zona anódica es mucho más pequeña que la de la zona catódica, y debe existir un equilibrio en el transporte de cargas entre ambas zonas. Como consecuencia, las roturas se producen más rápidamente de lo que se podría predecir en el caso de un ataque sobre una superficie uniforme. Por este motivo, se deben pulir todos los materiales de restauración dental. Una categoría importante de corrosión por celda de concentración es la **corrosión por cavitación,** que ataca principalmente las cavidades de las prótesis dentales o los márgenes entre las estructuras dentales y las restauraciones por las mismas causas citadas anteriormente, es decir, cambios en las concentraciones de electrólito y oxígeno provocadas por la presencia de restos de comida y otros depósitos.

Estos tipos de corrosión electroquímica rara vez se dan de manera aislada. En general, dos o más tipos actúan de manera simultánea, agravando el problema. Ilustramos este fenómeno mediante la corrosión de los metales diferentes entre una incrustación de aleación de oro y una amalgama. Los depósitos de la superficie se forman durante este tipo de corrosión electroquímica, por lo que se hacen evidentes las diferencias en la concentración de oxígeno. Además, si la capa del producto corrosivo está incompleta o es porosa, como suele ser el caso de las restauraciones dentales metálicas, la superficie resultante no homogénea produce nuevas celdas electrolíticas para continuar la corrosión. Es evidente que resulta esencial tener una buena higiene oral para prevenir la formación de depósitos superficiales y minimizar estos procesos de corrosión.

Las celdas de concentración y, por tanto, los procesos galvánicos localizados, actúan en las primeras fases del deslustrado. Un examen microscópico del proceso de deslustrado de las aleaciones dentales de oro muestra que la película depositada es, en principio, discreta o discontinua. La aparente continuidad de la capa de deslustrado surge de la superposición de estas regiones discretas, y esta situación se da incluso cuando las condiciones se mantienen constantes. Las fluctuaciones de pH en la cavidad oral, los hábitos de higiene oral, las características de la saliva y las tensiones cíclicas pueden acelerar los procesos de corrosión múltiples que actúan sobre las restauraciones metálicas.

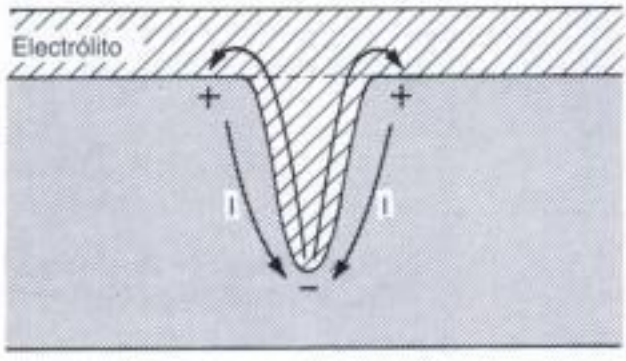


Fig. 3-12 Surco en una aleación dental como celda de corrosión. La zona del surco es el ánodo, y la superficie alrededor del borde del surco es el cátodo. La corriente iónica fluye a través del electrólito y la corriente eléctrica fluye a través del metal. (Con autorización de Richman, MH: *An Introduction to the Science of Metals*. Waltham, MA, Blaisdell Publishing Co, 1967.)

Material chroniony prawem autorskim

PROTECCIÓN FRENTE A LA CORROSIÓN

La técnica del recubrimiento con oro se emplea para mejorar la apariencia de muchos productos comerciales no dentales. Sin embargo, este metal noble es blando y, cuando se raya su superficie o se perfora a una profundidad tal que el metal base queda expuesto al medio, éste se corroerá muy rápidamente, ya que se forman celdas de concentración y dos metales diferentes se ponen en contacto directo. En general, se ha intentado emplear coberturas metálicas y no metálicas para proteger las aleaciones dentales de oro de la corrosión. Sin embargo, han sido ineficaces porque: 1) eran demasiado delgadas, 2) estaban incompletas, 3) no se adherían al metal subyacente, 4) ya estaban rayadas o 5) estaban desgastadas por los fluidos orales.

Sin embargo, en el caso de dos metales diferentes en contacto se puede aplicar pintura u otra película no conductora al metal más noble. La tasa de corrosión del metal más activo se reducirá debido a la disminución del área superficial disponible para la reacción de reducción. Si se raya este tipo de cobertura, no se producirá un desgaste rápido del metal activo.

Algunos metales desarrollan una película delgada, adherente y muy protectora al reaccionar con el medio; se dice que este tipo de metal es pasivo. El cromo es un buen ejemplo de metal pasivo, ya que sobre él se forma una fina capa de óxido. El acero inoxidable contiene suficiente cantidad de cromo añadido al hierro (y a otros elementos) para hacer que la aleación sea pasiva, tal como se explicará en el capítulo 20. El hierro, el acero y otros metales susceptibles de sufrir corrosión también se pueden galvanizar con níquel y después con cromo para protegerlos de la corrosión y por motivos estéticos. Sin embargo, debemos señalar que la tensión de tracción y ciertos iones, como los iones de cloro, pueden romper la película protectora de óxido, lo que origina una rápida corrosión. Los metales pasivos con cromo son susceptibles de sufrir corrosión por tensión y **corrosión por picadura,** por lo que debemos advertir a los pacientes que no usen lejías domésticas para limpiar las estructuras de las prótesis parciales o los aparatos de ortodoncia removibles que sean aleaciones con cromo. El titanio también forma una película de óxido pasivo que es bastante interesante, ya que tanto el titanio comercial puro (CP) como las aleaciones, cuyo componente principal es el titanio, se emplean en muchas aplicaciones odontológicas, como las restauraciones coladas, los implantes, los alambres ortodóncicos y los instrumentos de endodoncia, que serán descritos en los capítulos 19, 20 y 23.

Los metales nobles resisten la corrosión gracias a que su fuerza electromotriz es positiva respecto de cualquier reacción de reducción común que se dé en la cavidad oral. Para poder corroer un metal noble en estas condiciones se necesita una corriente externa (sobrepotencial).

CORROSIÓN DE LAS RESTAURACIONES DENTALES

Es evidente que el medio oral y las estructuras dentales presentan condiciones complejas que pueden producir deslustrado y corrosión. Los cambios en la dieta, en la actividad bacteriana, las drogas, el tabaco y los hábitos de higiene oral son, sin duda, factores que determinan las diferencias de corrosión que en ocasiones se encuentran en pacientes con los que se han empleado las mismas aleaciones dentales, manipuladas del mismo modo.

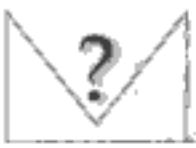
La resistencia a la corrosión es importante en la composición de las aleaciones dentales, ya que la liberación de cantidades significativas de productos corrosivos puede afectar negativamente a la biocompatibilidad de una aleación. Desafortunadamente, no existe ninguna prueba de laboratorio que imite las condiciones de la cavidad oral de tal modo que se pueda predecir exactamente la susceptibilidad a la corrosión de un material. Se han empleado varias pruebas que emplean azufre, cloro y otras soluciones para evaluar la resistencia al deslustrado y a la resistencia. Por ejemplo, el contenido de un metal noble, sobre todo el oro, influye en la resistencia al deslustrado por azufre.

Material chroniony prawem autorskim

Los fabricantes han empleado una pauta para las aleaciones dentales, según la cual, al menos la mitad de los átomos deben ser metales nobles (oro, platino y paladio) para garantizar la protección frente a la corrosión. Se ha descubierto que el paladio es eficaz para reducir la susceptibilidad al deslustrado por sulfuro de las aleaciones que contienen plata. Si se emplean metales nobles para evitar la corrosión, es importante que los elementos más activos de la aleación se dispersen de manera uniforme en una solución sólida aleatoria, ya que la formación de una segunda fase enriquecida en un metal activo producirá una celda de corrosión galvánica.

Los metales base, como el acero inoxidable, las aleaciones de níquel-cromo, las aleaciones de cobalto-cromo y el titanio, son casi inmunes al deslustrado por sulfuro. Sin embargo, estas aleaciones son susceptibles de sufrir un ataque localizado en presencia de cloros, y es importante que la prueba de corrosión de estas aleaciones evalúe su resistencia a la corrosión por picaduras y por cavitación. Por lo general, el titanio y sus aleaciones resisten mejor el ataque del cloro que el resto de aleaciones dentales de metal base.

PREGUNTA CLAVE



¿Cómo pueden las pruebas de polarización potenciodinámica proporcionar información sobre la corrosión relativa in vivo de las distintas aleaciones dentales en el mismo electrólito?

EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA AL DESLUSTRADO Y A LA CORROSIÓN

Las aleaciones de oro colado se deslustran muy lentamente. Hace tres décadas se desarrolló una prueba de inmersión de sulfuro de sodio para acelerar este proceso. Desde entonces, se han publicado muchas investigaciones sobre el comportamiento in vitro del deslustrado de una gran variedad de aleaciones dentales. El método más fiable para evaluar la resistencia al deslustrado y a la corrosión son los estudios clínicos, que conllevan un trabajo de varios años. Los artículos citados en la bibliografía deben consultarse para llevar a cabo la metodología de investigación.

Las pruebas de polarización potenciodinámica se han empleado para evaluar el comportamiento corrosivo in vitro de las aleaciones dentales. Se necesitan tres electrodos: un electrodo experimental preparado a partir de una aleación dental, un contraelectrodo (normalmente platino) para completar la celda electroquímica y un electrodo de referencia (en general un electrodo saturado de calomelanos o un electrodo saturado de Ag|AgCl). Los investigadores han empleado varios electrólitos: soluciones salinas con una concentración adecuada de iones de cloro, solución de Fusayama, solución de Ringers u otros medios químicos diseñados para estimular el medio oral o los fluidos corporales. El potenciostato (fuente de alimentación de alta precisión con un voltímetro y un amperímetro) varía lentamente el potencial entre el electrodo experimental y el electrodo de referencia desde un valor relativamente muy negativo a otro relativamente muy positivo (por lo común de −1.000 mV a +1.000 mV). En el caso de una tasa de barrido normal (cambio de voltaje) en el rango de 1 mV/s, el rango total hasta el potencial negativo inicial (polarización cíclica) se completaría en menos de una hora. Sin embargo, se necesita un período de prueba más largo, ya que se permite al potencial de circuito abierto de la aleación relativa al electrodo de referencia, en ausencia de un voltaje externo, que se estabilice antes de que comience el barrido, y los períodos de estabilización de más de 24 horas ya han sido empleados por los investigadores.

La figura 3-13 muestra un diagrama muy esquemático de la polarización potenciodinámica para las pruebas de corrosión in vitro de las aleaciones dentales que muestran un comportamiento activo-pasivo. El eje vertical muestra el potencial de la aleación relativo al electrodo de referencia (normalmente en unidades de mV o V) en una escala lineal, y el eje horizontal muestra la densidad de corriente (por lo general en unidades de $\mu A/cm^2$ o mA/cm^2) representados en una escala logarítmica. Las secciones inferior y superior del diagrama son las curvas de la polarización catódica y anódica de la aleación,

Materiał chroniony prawem autorskim

respectivamente, en las que se han aplicado otros potenciales aparte del potencial de circuito abierto. Estas curvas representan la suma de los procesos electroquímicos, bien sean procesos farádicos que incluyen transferencia de carga, como la ionización metálica y la formación de películas pasivas, o procesos no farádicos, que no incluyen transferencia de carga, como la absorción de especies, la reorientación de las moléculas de la superficie y los efectos de difusión. La intersección de las líneas tangentes a esas curvas con densidad de corriente muy baja define el potencial de corrosión (E_{corr}) y la densidad de corriente de corrosión (i_{corr}). (No es posible indicar en este diagrama un valor cero de la densidad de corriente debido a la escala logarítmica del eje horizontal.) Al aumentar el potencial más allá de E_{corr} (región activa), donde la curva de polarización tiene forma de S, la corriente anódica de la muestra aumenta y después comienza a disminuir hasta el potencial pasivo primario (E_{pp}) hasta un valor menor, a medida que se forma una película pasiva sobre la superficie de la aleación. Después de la formación de la película superficial, hay un cambio mínimo o un pequeño aumento en la densidad de corriente con un voltaje en aumento (parte superior de la región pasiva de la fig. 3-13), hasta que se alcanza el potencial de ruptura (E_b) de la película. A continuación, aumenta con rapidez la densidad de corriente en la región transpasiva, con un posterior incremento del potencial.

Estos diagramas se pueden utilizar para comparar la resistencia a la corrosión in vitro de dos aleaciones dentales cuando se emplean el mismo electrólito y las mismas condiciones de barrido. La aleación más electroquímicamente activa tendrá un valor menor de potencial de E_{corr} y la densidad de corriente será mayor según un determinado valor del potencial en la zona anódica activa. En el caso de las aleaciones dentales en las que normalmente se producen películas superficiales pasivas, como el acero inoxidable y las aleaciones de titanio, se observa un alto potencial de ruptura. Si el barrido inicial se realiza sobre un rango de potencial no muy amplio, entre −20 mV hasta +20 mV relativos al potencial de circuito abierto, las curvas de polarización catódica y anódica son aproximadamente lineares. Además, se puede determinar la resistencia de polarización (R_p) según el ángulo de estas curvas como medida de la resistencia a la corrosión de la aleación. La figura 3-14 muestra el diagrama de polarización cíclica para aleaciones al-

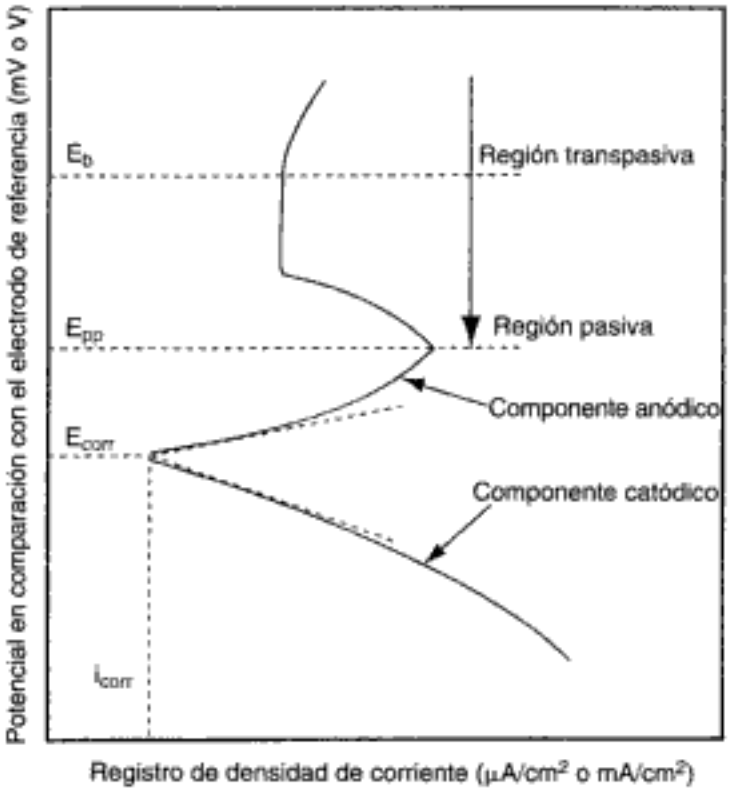


Fig. 3-13 Diagrama esquemático de la polarización potenciodinámica para las pruebas de corrosión in vitro de una aleación dental que muestra un comportamiento activo-pasivo.

Material chroniony prawem autorskim

tas de paladio en una solución de Fusayama, donde los valores muy bajos de la densidad de corriente indican la excelente resistencia a la corrosión in vitro. El barrido inverso del diagrama comienza con +1.000 mV y finaliza en –1.000 mV relativo al electrodo de referencia y no vuelve a trazar el barrido de –1.000 mV a +1.000 mV, porque éste provocó alteraciones en la superficie de la muestra.

Recientemente se ha empleado el espectroscopio de impedancia electroquímica para adentrarse en los mecanismos de corrosión aplicables a las aleaciones dentales. En la muestra de prueba se impone una pequeña variación en el potencial sinusoidal, como de ± 10 mV, en la zona del potencial de circuito abierto, o bien un potencial activo determinado que sea de interés, sobre un amplio rango de frecuencia que oscila entre 0,01 Hz y 10 kHz. La corriente es recogida y analizada para establecer relaciones de fase con el voltaje. Al emplear un circuito eléctrico equivalente como modelo para el sistema electroquímico se puede acceder a información específica sobre los mecanismos de corrosión farádicos y no farádicos, que sería imposible obtener mediante métodos de polarización potenciodinámica. Es recomendable que el lector consulte libros sobre corrosión para obtener información adicional sobre esta técnica.

El microscopio electroquímico de barrido (MEQB) es un aparato experimental desarrollado recientemente para observar el comportamiento de la corrosión de las aleaciones metálicas. En él se graban la corriente y la posición y se barre el microelectrodo sobre la superficie de la aleación pulida metalúrgicamente. Este microscopio puede crear imágenes de los procesos microelectroquímicos que ocurren sobre las superficies de las aleaciones donde se producen las reacciones de transferencia de cargas. La figura 3-15 representa la imagen de este microscopio, que muestra la formación de un surco en una amalgama dental baja en cobre. (V. también láminas en color.)

Para finalizar este apartado, es importante señalar que la ISO ha aprobado la norma 10.271, que estipula que las muestras de las aleaciones deben sumergirse en una solución de corrosión acuosa de prueba de ácido láctico y NaCl, y que se deben medir las concentraciones de los elementos liberados. Es necesario contar con nuevos estudios para comparar los resultados de esta prueba de inmersión con los de las pruebas de polarización potenciodinámica de las propiedades de corrosión.

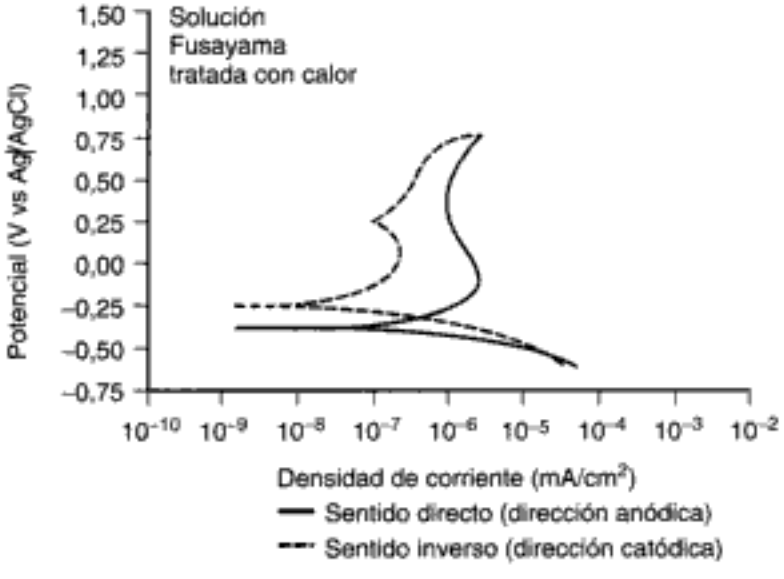


Fig. 3-14 Diagrama de polarización potenciodinámica cíclica para una aleación de Pd-Cu-Ga en una solución de Fusayama. La aleación se ha sometido a un tratamiento con calor que simula los ciclos de cocción de la porcelana. (De Sun D, Monaghan P, Brantley WA y Johnston WM: Potentiodynamic polarization study of the in vitro corrosion behavior of 3 high-palladium alloys and a gold-palladium alloy in 5 media. *J Prosthet Dent* 87:86-93, 2002.)

Material chroniony prawem autorskim

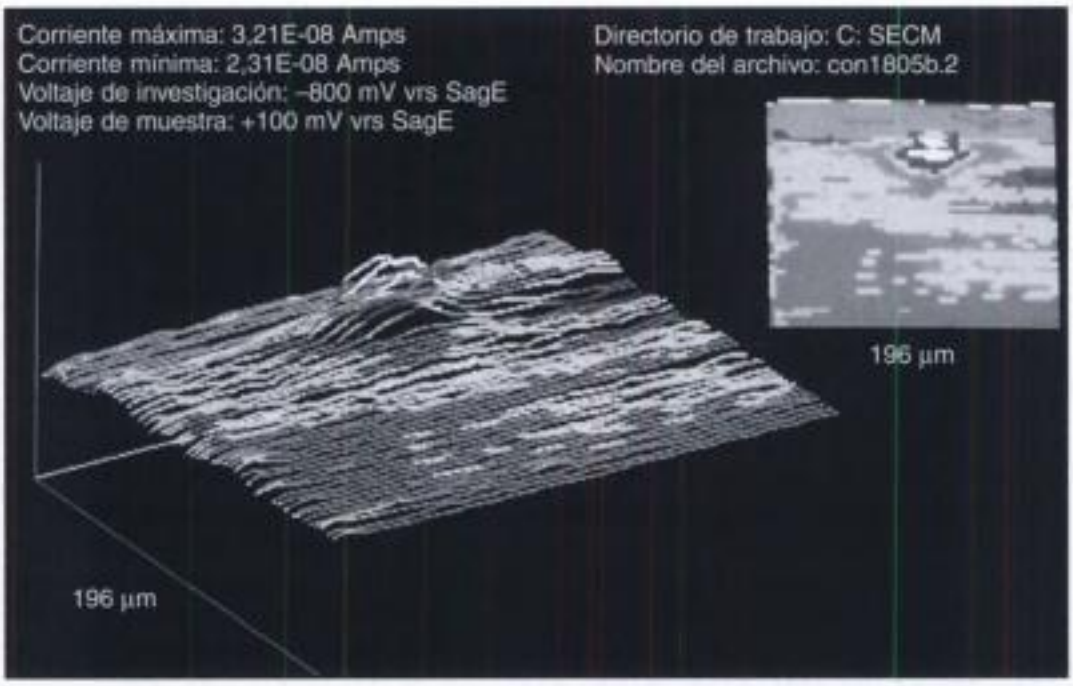


Fig. 3-15 Imagen de un surco en una amalgama dental baja en cobre vista a través de un microscopio electroquímico de barrido. (Por cortesía de P. Monaghan. De Ph.D. Thesis, Northwestern University, Chicago, 1996.)

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué los métodos de evaluación in vitro del comportamiento electroquímico de la corrosión no pueden predecir la evaluación in vivo de la resistencia a la corrosión de las aleaciones dentales?

SIGNIFICADO CLÍNICO DE LAS CORRIENTES GALVÁNICAS

Se ha demostrado que las pequeñas corrientes galvánicas asociadas con el electrogalvanismo están siempre presentes en la cavidad oral. Ya se ha comentado anteriormente su influencia sobre la corrosión. Mientras se sigan empleando materiales metálicos de restauración dental, es muy poco probable que se puedan eliminar estas corrientes galvánicas. La base de cemento, aunque es un buen aislante térmico, no puede minimizar la corriente que circula por los dientes y a través de la pulpa. Muchos de estos materiales base son aislantes eléctricos eficaces cuando están secos; sin embargo, cuando se humedecen a causa de microfiltraciones marginales o por la humedad de la dentina, pierden esta propiedad. Hasta que no se creen materiales o técnicas que proporcionen una perfecta adaptación a las paredes de la cavidad, la posibilidad de bloquear estas corrientes es muy poco probable. Desde un punto de vista práctico, las restauraciones metálicas no pueden aislarse eléctricamente de los dientes.

El dolor postoperatorio causado por el choque galvánico puede resultar incómodo para determinados pacientes, aunque no ocurre con mucha frecuencia. Sin embargo, este dolor postoperatorio se produce inmediatamente después de insertar una nueva restauración, y en general disminuye de manera gradual y desaparece en unos días. Es probable que el estado fisiológico del diente sea el principal factor responsable del dolor causado por el flujo de corriente. Una vez que el diente se ha restablecido del daño causado al preparar la cavidad y ha recuperado un estado fisiológico más normal, el flujo de corriente deja de actuar. En la práctica, parece ser que el mejor método para reducir o eliminar el choque galvánico es barnizar la superficie de la restauración metálica. Mientras se mantenga el barniz, la restauración estará aislada de la saliva y no se creará ninguna

Material chroniony prawem autorskim

celda electroquímica. Cuando el barniz desaparezca, la pulpa ya estará lo suficientemente sana como para que el dolor no persista.

Se ha dicho que estas corrientes galvánicas intraorales, o que los iones liberados por la restauración a causa de estas corrientes galvánicas, podrían ser motivo de distintos tipos de discrasias, como lesiones liquenoides, úlceras, leucoplasia, cáncer y enfermedades renales. Sin embargo, las distintas investigaciones no han encontrado ninguna relación entre los metales diferentes y la irritación tisular. La mayoría de los investigadores sobre patología y materiales dentales señalan que es probable que estas corrientes galvánicas sean nocivas sólo desde el punto de vista del paciente, que en raras ocasiones se siente incómodo. Sin embargo, los dentistas deberían evitar procedimientos clínicos que puedan exacerbar esta situación, como la colocación de una amalgama en contacto directo con una corona de oro. El mercurio liberado por la amalgama en corrosión (el ánodo) puede interactuar con la aleación de oro (el cátodo) y debilitarla. También se puede producir la decoloración de ambas restauraciones y, sea dañino o no, el paciente notará un sabor metálico después de la intervención odontológica, que persistirá de manera indefinida. Para obtener más información sobre este tema, consulten los artículos de Marek y Mueller de la bibliografía adicional sobre corrosión.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

American Dental Association: Esthetic dentistry: A new direction. J Am Dent Assoc, Dec (Special issue), 1987.

Una serie de artículos que tratan las distintas facetas a la hora de seleccionar los materiales y los tratamientos clínicos empleados en odontología estética. Se detalla la mejora en los servicios disponibles gracias a la tecnología de adhesión, centrándose en la organización del color, en el diseño y fabricación de los materiales de restauración.

Antonson SA, and Anusavice KJ: Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont 14:316-320, 2001.

Barna GJ, Taylor JW, King GE, and Pelleu GB Jr: The influence of selected light intensities on color perception within the color range of natural teeth. J Prosthet Dent 46:450, 1981.

Se basa en un estudio sobre la influencia de la intensidad luminosa en la capacidad para identificar las diferencias de color en la gama de color de los dientes naturales. En este estudio se observó que un número significativo de dentistas tenían dificultades para la selección del color. En esos casos, el dentista debe contar con cierta ayuda a la hora de imitar el color de los dientes.

Goldstein RE: Change Your Smile, 2nd ed. Chicago, Quintessence, 1988.

A pesar de que este libro está dirigido al paciente, es una referencia útil para los dentistas a la hora de ilustrar los cambios estéticos y de reconstrucción que se pueden obtener. Las láminas en color antes y después del tratamiento restaurador son una prueba de los resultados finales satisfactorios que se obtienen al apreciar los parámetros que intervienen en los fenómenos del color.

Jacobs SH, Goodacre CJ, Moore BK, and Dykema RW: Effect of porcelain thickness and type of metal-ceramic alloy on color. J Prosthet Dent 57:138-145, 1987.

Johnston WM, and Kao EC: Assessment of appearance by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res 68:819-22, 1989.

Judd DB and Wyszecki G: Color in Business, Science, and Industry. New York, John Wiley & Sons, 1975.

Este libro, creado para una gran variedad de asuntos, repasa los principios de visión del color, de igualación de colores, la colorimetría y la física de las capas colorantes.

McLean JW: The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. 1: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Amador City, CA, Quintessence, 1979.

Lectura esencial para todos los interesados en un debate profundo sobre los principios del color aplicados a las cerámicas dentales. Los fundamentos básicos están claramente relacionados con los tratamientos clínicos.

Miller LL: A Scientific approach to shade matching. In: Proceedings of the Fourth International Symposium on Ceramics. Chicago, Quintessence, 1988, p 193.

Desafortunadamente las guías de color comerciales no incluyen todas las áreas de valor, matiz e intensidad que se encuentran en la estructura dental. Se presenta un análisis definitivo del problema.

Miller LL: Shade matching. J Esthet Dent 5:143-153, 1993.

Mörmann WH, Link C, and Lutz F: Color changes in veneer ceramics caused by bonding composite resins. Acta Med Dent Helv 1:97-102, 1996.

O'Brien WJ: Biomaterials Properties Database, University of Michigan: http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental tables/. University of Michigan, Ann Arbor, Michigan.

Esta fantástica base de datos proporciona una referencia electrónica de las siguientes propiedades de los materiales dentales: resistencia entre los materiales de restauración y las estructuras dentales, número de dureza de Brinell, coeficiente de fricción y de expansión térmica (lineal), gama de color de los dientes naturales, color de las guías dentales de color, ángulo de contacto, deformación de la amalgama, tensión superficial crítica, densidad, módulo dinámico, módulo elástico, flujo, calor de fusión, calor de reacción, resistencia de impacto de Izod, índice de refracción, número de dureza de Knoop, temperaturas y rangos de fusión, dureza de Mohs, coeficiente de penetración, porcentaje de elongación, deformación permanente, coeficiente de Poisson, límite proporcional, resistencia a la deformación, dureza de Shore A, solubilidad y disgregación en el agua, calor específico, deformación en compresión, energía libre superficial, tensión superficial, energía de desgarro, resistencia al desgarro, conductividad térmica, difusividad térmica, resistencia transversal, resistencia máxima de compresión, resistencia máxima a la tensión, presión del vapor, dureza de Vickers, absorción del agua, resistencia a la deformación y potencial zeta.

Material chroniony prawem autorskim

O'Brien WJ, Nelson D, and Lorey RE: The assessment of chroma sensitivity to porcelain pigments. J Prosthet Dent 49:63-66, 1983.

Ruyter JE, Nilner K, and Moller B: Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater 3:246-251, 1987.

Seghi RR, Johnston WM, and O'Brien WJ: Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 56:35-40, 1986.

BIBLIOGRAFÍA ADICIONAL SOBRE LA CORROSIÓN

Berzins DW, Kawashima I, Graves R, and Sarkar NK: Electrochemical characteristics of high-Pd alloys in relation to Pd-allergy. Dent Mater 16:266-273, 2000.

Las evaluaciones electroquímicas in vitro de una variedad de aleaciones que contienen paladio permiten adentrarnos en los mecanismos de la alergia al paladio de algunos pacientes.

Burse AB, Swartz ML, Phillips RW, and Dykema RW: Comparison of the in vitro and in vivo tarnish of three gold alloys. J Biomed Mater Res 6:267-277, 1972.

Este artículo describe un protocolo experimental para las pruebas de deslustrado in vivo y muestra la importancia del ratio elemental adecuado de la composición de las aleaciones de oro.

Fontana MG: Corrosion Engineering, 3rd ed. New York, McGraw-Hill, 1986.

Principal libro sobre corrosión empleado por los ingenieros. Contiene teoría básica y avanzada, así como interacciones específicas entre el metal y el medio.

Gilbert JL, Smith SM, and Lautenschlager EP: Scanning electrochemical microscopy of metallic biomaterials: Reaction rate and ion release imaging modes. J Biomed Mater Res 27:1357-1366, 1993.

Incluye los principios subyacentes del microscopio electroquímico de barrido, y estudia varios materiales y geometrías de muestras.

Marek M: The corrosion of dental materials. In: Scully JC (ed): Treatise on Materials Science and Technology. New York, Academic Press, 1983, pp 331-394.

Estudio detallado de los fenómenos de corrosión asociados con las amalgamas dentales.

Meyer J-M, and Reclaru L: Electrochemical determination of the corrosion resistance of noble casting alloys. J Mater Sci: Mater Med 6:534-540, 1995.

Comparación de la resistencia a la corrosión in vitro de un gran número de aleaciones nobles para colado.

Mills RB: Study of incidence of irritation in mouths having teeth filled with dissimilar metals. Northwest Univ Bull 39:18, 1939.

El análisis de un amplio grupo de pacientes no demostró que hubiera relación entre la presencia de materiales diferentes y la irritación de los tejidos, lo que hizo que surgieran dudas sobre la validez de esta hipótesis.

Mueller HJ: Tarnish and corrosion of dental alloys. In: Metals Handbook, 9th ed, Vol. 13. Metals Park, Ohio, American Society for Metals, 1987, pp 1336-1366.

Una amplia visión sobre el comportamiento corrosivo de muchos sistemas de aleaciones dentales basado en los datos de los estudios tanto in vitro como in vivo.

Phillips RW, Schnell RJ, and Shafer WG: Failure of galvanic current to produce leukoplakia in rats. J Dent Res 47:666, 1968.

La corriente galvánica alta generada en la boca de las ratas no produjo cambios en los tejidos, lo que sugiere que la discrasia oral puede estar asociada con otra causas.

Reed GJ, and Willmann W: Galvanism in the oral cavity. J Am Dent Assoc 27:1471, 1940.

Uno de los primeros estudios que demuestra la presencia de corrientes galvánicas en la cavidad oral. Además, establece valores aproximados sobre la magnitud.

Sarkar NK: The Electrochemical Behavior of Dental Amalgams and Their Component Phases. Ph.D. Thesis, Northwestern University, Chicago, 1973. (Available through University Microfilms International.)

Descripción excelente de las pruebas de laboratorio sobre el comportamiento corrosivo de las amalgamas dentales. Su naturaleza técnica requiere una comprensión básica de la teoría de la corrosión.

Sarkar NK, Fuys RA Jr, and Stanford JW: The chloride corrosion of low-gold casting alloys. J Dent Res 58:568-575, 1979.

Artículo que presentó por primera vez la aplicación de los experimentos de polarización cíclica a la corrosión de las aleaciones dentales para colado con bajo contenido en oro.

Sturdevant JR, Sturdevant CM, Taylor DF, and Bayne SC. The 8-year clinical performance of 15 low-gold casting alloys. Dent Mater 3:347-352, 1987.

Artículo importante que trata el comportamiento de deslustrado y corrosión de numerosas aleaciones de oro para colado de composiciones conocidas a lo largo de un período de tiempo prolongado.

Sun D, Monaghan P, Brantley WA, and Johnston WM. Electrochemical impedance spectroscopy study of high-palladium dental alloys. Part I: Behavior at open-circuit potential. Part II: Behavior at active and passive potentials. J Mater Sci: Mater Med 13:435-442 and 443-448, 2002.

Descripción del procedimiento experimental y la interpretación de los resultados con potenciales de interés clínico para la técnica de espectroscopia de impedancia electroquímica.

Tait WS: An Introduction to Electrochemical Corrosion Testing for Practicing Engineers and Scientists. Racine, WI, 1994, Pair O Docs Publications.

Enumeración concisa de procedimientos de prueba de la corrosión electroquímica y de la teoría subyacente.

Tufekci E, Mitchell JC, Olesik JW, Brantley WA, Papazoglou E, and Monaghan P: Inductively coupled plasma-mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high-palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. J Prosthet Dent 87:80-85, 2002.

Una técnica analítica muy detallada demuestra que la liberación de elementos individuales durante un mes parece estar relacionada con las fases microestructurales de las aleaciones.

Tuccillo JJ, and Nielsen JP: Observations of onset of sulfide tarnish on gold-base alloys. J Prosthet Dent 25:629-637, 1971.

En este artículo se presenta la prueba de inmersión del sulfato de sodio para la evaluación de la resistencia al deslustrado. Esta prueba se ha empleado en muchos estudios publicados posteriormente.

Material chroniony prawem autorskim

4

Propiedades mecánicas de los materiales dentales

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

¿Cuáles son las propiedades mecánicas?
Tensiones y deformaciones
Propiedades mecánicas basadas en la deformación elástica
Propiedades de resistencia
Propiedades mecánicas de la estructura dental
Fuerzas y tensiones masticatorias
Otras propiedades mecánicas
Factores para la concentración de estrés
Criterios para la selección de materiales de restauración

PALABRAS CLAVE

Concentración de tensión: Área o punto con una tensión muy alta asociada con una discontinuidad estructural, como una fractura, poro o cambio notable en la dimensión de la estructura.
Deformación: Cambio en la longitud por unidad de longitud inicial.
Deformación elástica: Deformación que se recupera al dejar de aplicar una fuerza o presión externa.
Deformación plástica: Deformación que no se puede recuperar cuando se deja de aplicar una fuerza externa.
Ductilidad: Capacidad relativa de un material a deformarse plásticamente al ser sometido a una tensión antes de que se fracture.
Dureza: Resistencia de un material a la deformación plástica que normalmente se calcula bajo una fuerza de indentación.
Endurecimiento por deformación o trabajo: Aumento de la resistencia y dureza y reducción de la ductilidad de un metal a causa de la deformación plástica.
Factor de intensidad de tensión: Medida de la cantidad relativa de tensión aplicada sobre el borde de la fractura de un tamaño y forma determinados cuando se eliminan las superficies de la fractura. (V. también **Tenacidad frente a la fractura.**)
Fragilidad: Incapacidad relativa de un material para deformarse plásticamente.
Fuerza de cizallamiento: Coeficiente de fuerza con respecto al área transversal original paralela a la dirección de la fuerza aplicada sobre la muestra de prueba.
Fuerza de flexión (tensión de flexión): Fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión.
Fuerza de tracción: Coeficiente de tensión aplicada sobre el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada.
Límite elástico convencional: Tensión a la cual una muestra de ensayo sufre una cantidad determinada de deformación plástica.
Límite proporcional: Tensión máxima en la que la tensión es proporcional a la deformación y más allá de la cual se produce la deformación plástica.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Módulo elástico (módulo de elasticidad o módulo de Young): Rigidez relativa de un material; coeficiente de tensión elástica con respecto a la deformación elástica.

Porcentaje de elongación: Cantidad máxima de deformación plástica que puede soportar una muestra en un ensayo de tensión antes de que se fracture (v. **Ductilidad**).

Presión: Fuerza por unidad de área que actúa sobre la superficie externa de un material.

Resiliencia: Cantidad relativa de energía elástica por unidad de volumen al eliminar la carga a la que se somete la muestra de un ensayo.

Resistencia: Tensión máxima que puede soportar una estructura sin sufrir una determinada deformación plástica (límite elástico) o tensión aplicada sobre el punto de fractura (resistencia de rotura).

Resistencia a la compresión: Fuerza de compresión aplicada sobre la muestra de una prueba de compresión en el punto de fractura.

Resistencia a la flexión (resistencia a el doblez): Fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión.

Resistencia a la tracción (resistencia a la rotura): Fuerza de tracción (en una muestra de una prueba de tensión) sobre el punto de fractura.

Resistencia al cizallamiento: Fuerza de cizallamiento máxima en el punto de fractura de una muestra de prueba.

Tasa de deformación: Cambio en la deformación por unidad de tiempo al aplicar una carga sobre una estructura.

Tenacidad: Capacidad de un material de absorber la energía elástica y de deformarse plásticamente antes de fracturarse. Se calcula como el área total de un gráfico de tensión de tracción frente a la deformación por tracción.

Tenacidad frente a la fractura: Factor crítico de intensidad de fuerza al comenzar la propagación rápida de fracturas en un sólido que contiene una fractura con un tamaño y forma conocidos.

Tensión: Fuerza por unidad de área de la estructura sometida a una fuerza o presión externa (v. **Presión**).

Tensión de compresión: Coeficiente de fuerza de compresión sobre la zona transversal perpendicular al eje de la fuerza aplicada.

Tensión real: Coeficiente de fuerza aplicada sobre el área transversal real; sin embargo, en ocasiones se calcula como el coeficiente de fuerza aplicada sobre el área transversal inicial.

¿CUÁLES SON LAS PROPIEDADES MECÁNICAS?

Este capítulo se centra en las propiedades mecánicas de los materiales. Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica, es decir, la ciencia física que se ocupa de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Nos centraremos principalmente en los cuerpos estáticos, los que están en reposo, en lugar de en los cuerpos dinámicos que están en movimiento. Por tanto, todas las propiedades mecánicas son medidas de la resistencia de un material a la deformación o la fractura al aplicarle una fuerza.

Un factor importante para el diseño de una prótesis dental es la **resistencia**, la propiedad mecánica de un material que garantiza que la prótesis cumple sus funciones de manera eficaz, segura y durante un período de tiempo razonable. En general, la resistencia es la capacidad de la prótesis de resistir la **tensión** inducida sin que se produzca una fractura o una deformación permanente (deformación plástica). La deformación plástica se produce cuando se excede el límite de tensión elástica (límite proporcional) de la prótesis.

Al final del capítulo sobre los factores de **concentración de tensión**, el lector conocerá las causas de la fractura de los materiales de restauración y los diseños que aumentarán o reducirán la resistencia a la fractura en la cavidad oral. Esto le permitirá diferenciar las causas potenciales o los fallos clínicos que se pueden atribuir a las deficiencias de los materiales, errores odontológicos, técnicos o a factores relacionados con el paciente.

El fracaso potencial de una prótesis sometida a distintas fuerzas está relacionado con las propiedades mecánicas de los materiales protésicos. Las propiedades mecánicas son las respuestas tanto elásticas (reversibles, al eliminar la fuerza) y plásticas (irreversibles o no elásticas) de los materiales sometidos a una fuerza, distribución de fuer-

Material chroniony prawem autorskim

zas o presión. Las propiedades mecánicas se expresan generalmente en unidades de **tensión** y/o **deformación**. Pueden representar medidas de: 1) deformación elástica o reversible (es decir, **límite proporcional, resiliencia y módulo de elasticidad**); 2) deformación plástica o irreversible (por ejemplo, **porcentaje de elongación y dureza**), o 3) una combinación de la deformación elástica y plástica, como la **tenacidad** y el **límite elástico convencional.** Para poder hablar de estas propiedades, primero debemos entender los conceptos de tensión y deformación.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los factores principales que afectan a la resistencia de un material?

TENSIONES Y DEFORMACIONES

La *tensión* es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material. A excepción de algunas situaciones de flexión, como las muestras de flexión de cuatro puntos y las formas no uniformes de algunos objetos, la tensión disminuye como función de la distancia desde el área de la fuerza aplicada o **presión** aplicada. En las aplicaciones dentales, existen varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto. Entre ellos se incluye la **fuerza de tracción**, la **fuerza de cizallamiento** y la **fuerza de compresión.** La resistencia de un material se define como el nivel medio de tensión en el que un material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma. La resistencia depende de varios factores, como 1) la **tasa de deformación,** 2) la forma de la muestra, 3) el acabado de la superficie (que controla el tamaño relativo y el número de imperfecciones de la superficie) y 4) el medio en el que se prueba el material. Sin embargo, puede parecer que la resistencia clínica de los materiales frágiles (como las cerámicas, amalgamas, composites y cementos) es menor cuando hay muchas imperfecciones superficiales o si existen zonas donde se concentra la tensión debido a un diseño inadecuado de un componente protésico (como una muesca realizada sobre una parte del brazo de un retenedor de una prótesis parcial). En estas condiciones, una prótesis clínica se puede fracturar al aplicarse una fuerza mucho menor, ya que las tensiones localizadas exceden la resistencia del material en el lugar donde se encuentra la imperfección (concentración de tensión).

Al masticar un paciente con una corona de oro, la estructura atómica de la corona sufre una ligera deformación elástica a causa de las fuerzas masticatorias. Si sólo se produce una deformación elástica, la superficie de la corona se recuperará completamente al dejar de aplicar las fuerzas. Las tensiones elásticas en los materiales no provocan deformación permanente (irreversible). Por otro lado, las tensiones superiores al límite proporcional provocan una deformación permanente, y si son los suficientemente altas, pueden fracturar el material. En el caso de los materiales frágiles que sólo sufren deformación elástica y no pueden soportar la deformación plástica, las tensiones que superan ligeramente la tensión elástica máxima (límite proporcional) dan lugar a una fractura. Estas propiedades mecánicas de los materiales dentales son importantes a la hora de diseñar la restauración o de hacer ajustes de la prótesis. Tal y como se mencionará posteriormente, es más fácil comprender las diferencias entre las propiedades mecánicas mediante un diagrama que representa la tensión y la deformación.

Cuando una fuerza externa actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a esta fuerza, de igual magnitud pero en dirección opuesta. La tensión producida dentro de un material es igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa. La fuerza de tracción provoca una **tensión de tracción;** la fuerza de compresión produce **tensión de compresión;** y una fuerza de cizallamiento o flexión produce **tensión de cizallamiento.** La fuerza de flexión puede producir los tres tipos de tensión de una es-

Material chroniony prawem autorskim

tructura, pero en la mayoría de los casos se fractura debido al componente de la tensión de tracción. En este caso, las tensiones de tracción y compresión son fuerzas axiales principales, mientras que la tensión de cizallamiento representa la combinación de los componentes de tracción y compresión.

Siempre que exista tensión, inducirá deformación o alargamiento. Supongamos que se aplica una fuerza de tracción de 200 N sobre un alambre de 0,000002 m^2 en un área transversal. Por definición, la *fuerza de tracción* (σ) es la fuerza de tracción por unidad de área perpendicular a la dirección de la fuerza.

$$\sigma = \frac{200\ \text{N}}{0{,}000002\ \text{m}^2} = 100 \times 10^6\ \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 100\ \frac{\text{MN}}{\text{m}^2} = 100\ \text{MPa} \qquad (1)$$

Debido a que el alambre se ha fracturado a este nivel de tensión, la **resistencia a la tracción** del alambre es de 100 MPa. En el sistema de medidas anglosajón, la tensión se expresa en libras por pulgada cuadrada. Sin embargo, preferimos los megapascales como unidad porque es coherente con el SI (SI es la sigla de Systéme Internationale d´Unités [Sistema Internacional de Medidas] de longitud, tiempo, corriente eléctrica, temperatura termodinámica, intensidad luminosa, masa y cantidad de materia).

Para ilustrar la magnitud de 1 MPa, supongamos una hamburguesa cuarto de libra del McDonalds suspendida de una caña de pescar de 1,12 mm de diámetro. La tensión por unidad de área dentro de la caña es de aproximadamente 1 MPa. Si el alambre tiene más de 0,1 m de largo y si se estira 0,001 m bajo la carga, la deformación (ε), por definición, es el cambio en la longitud, Δl, por unidad de longitud original, l_0, o

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{0{,}001\ \text{m}}{0{,}1\ \text{m}} = \frac{0{,}0001\ \text{m}}{\text{m}} = 0{,}01\% \qquad (2)$$

Como conclusión, podemos decir que el alambre se fractura con una fuerza de tracción de 100 MPa y con una *deformación por tracción* de 0,01%. Obsérvese que aunque la deformación es una cantidad no dimensional, en ocasiones se emplean unidades como el metro por metro o centímetro por centímetro para recordar uno de los sistemas de unidades empleados en las medidas reales. El equivalente aceptado en el sistema anglosajón es, pulgada por pulgada, pie por pie, etc.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué la deformación elástica máxima de una aleación para colado empleada para una incrustación o corona es un factor importante al bruñir un margen? Para explicar la respuesta, utilice el esquema de un hueco entre una corona y el margen del diente (p. ej., fig. 4-4) o un diagrama de deformación y tensión (p. ej., fig. 4-3).

La *deformación*, o cambio en la longitud por unidad de longitud, es la deformación relativa de un objeto sometido a una tensión. La deformación puede ser elástica o plástica, o ambas. La **deformación elástica** es reversible. El objeto recupera totalmente su forma original al dejar de aplicar la fuerza. La **deformación plástica** representa la deformación permanente de un material que no disminuye al eliminar la fuerza. Cuando se deforma un componente protésico, como el brazo de un retenedor de una prótesis parcial, y se supera el límite elástico de la zona de deformación plástica, sólo se recupera la deformación elástica cuando se deja de aplicar la fuerza. Por tanto, cuando se ajusta un alambre ortodóncico, el borde de una corona metálica o el gancho de una prótesis, la deformación plástica es permanente. Sin embargo, el alambre, el borde o el gancho se reposicionan en cierto modo al recuperarse de la deformación plástica.

Material chroniony prawem autorskim

Tal y como se dijo anteriormente, la tensión viene definida por su magnitud y por el tipo de deformación que produce. Existen tres tipos de tensiones «simples»: *de tracción, de compresión* y *de cizallamiento*. Las tensiones complejas, como las que producen las fuerzas que provocan deformaciones de flexión o torsión, se tratarán en el apartado de **tensión de flexión.**

Fuerza de tracción

La *fuerza de tracción* es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La fuerza de tracción siempre va acompañada de una *deformación por tracción*. En odontología, existen pocas situaciones con fuerzas de tracción puras. Sin embargo, la fuerza de tracción puede surgir cuando las estructuras están flexionadas. Algunos ejemplos de estas situaciones son la deformación de un puente y la compresión diametral de un cilindro, que serán descritos posteriormente. En los casos con prostodoncia fija, se puede emplear un caramelo pegajoso para quitar coronas mediante una fuerza de tracción cuando los pacientes abren la boca. Sin embargo, las tensiones de tracción, compresión y cizallamiento también se pueden producir mediante una fuerza de flexión, tal y como muestra la figura 4-1, y que se discutirá en los siguientes apartados. La mayoría de los materiales dentales son bastante frágiles; por eso, son muy susceptibles a fracturarse inicialmente al ser sometidos a fuerzas de tracción cuando existen irregularidades superficiales, como en el caso de un objeto sometido a una carga de flexión. Aunque algunos materiales frágiles pueden ser más fuertes, se fracturan con facilidad, ya que no se produce ningún tipo de deformación plástica que indique un nivel alto de tensión.

Fuerza de compresión

Si se sitúa un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo, la resistencia interna a dicha carga se denomina *fuerza de compresión*. La fuerza de compresión se asocia con la *deformación por compresión*. Para calcular tanto la fuerza de tensión como la de compresión, se divide la fuerza aplicada por el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza.

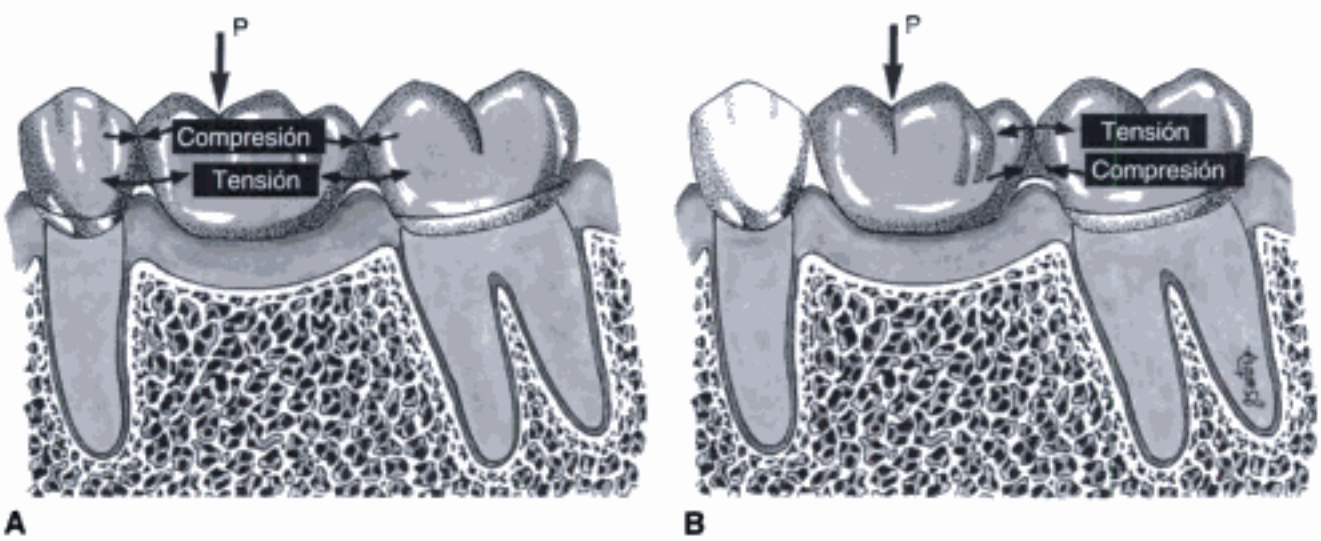


Fig. 4-1 **A,** Tensiones inducidas por una fuerza de flexión (P) sobre un puente de tres piezas. **B,** Tensiones inducidas sobre un puente en voladizo de dos piezas. Obsérvese que la fuerza de tracción actúa sobre el lado gingival del puente de tres piezas y sobre el lado oclusal del puente en voladizo. Véanse también láminas en color.

Materiał chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

A pesar de que, en muchos casos, los anuncios de los fabricantes indican la resistencia al cizallamiento de los sistemas dentales de adhesión, la mayoría de las prótesis y restauraciones dentales no suelen fracturarse como consecuencia de tensiones de cizallamiento puras. ¿Qué dos factores suelen prevenir la ruptura por cizallamiento pura?

Fuerza de cizallamiento

La *fuerza de cizallamiento* suele resistir el desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo sobre otro. La fuerza de cizallamiento también puede ser producida por la acción de torsión sobre un material. Por ejemplo, si se aplica una fuerza sobre la superficie del esmalte con un instrumento con bordes afilados, paralelamente a la interfase entre el esmalte y el bracket de ortodoncia, el bracket se despegará a causa de la fuerza de cizallamiento sobre el agente de cementado de resina. La fuerza de cizallamiento se calcula dividiendo la fuerza por el área paralela a la dirección de la fuerza.

Es improbable que en la cavidad oral se produzca fractura por cizallamiento por cuatro motivos: 1) muchos materiales frágiles de la superficie de un diente restaurado suelen tener una superficie rugosa y curva. 2) La existencia de biseles, chaflanes o cambios en la curvatura de la superficie de un diente obturado no suele provocar la fractura por cizallamiento de un material de adhesión. 3) Para producir una fractura por cizallamiento, la fuerza debe ser aplicada directamente en la zona adyacente a la interfase, tal y como muestra la figura 4-2, *B*. Es muy difícil que esto ocurra, incluso en condiciones experimentales en las que se emplean interfases planas y pulidas. Cuanto más lejos de la interfase se aplique la fuerza, más probable será que se produzca una ruptura por tracción en vez de por cizallamiento, porque aumentaría el potencial de fuerzas de flexión. 4) Es más probable que se produzca una fractura por tracción, porque la resistencia a la tracción de los materiales frágiles es mucho menor a los valores de **resistencia al cizallamiento.**

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué las estructuras flexionadas suelen fracturarse en las superficies en las que aumenta la convexidad?

Fuerza de flexión

La figura 4-1, *A* y 4-1, *B* muestra algunos ejemplos de fuerzas de flexión producidas en un puente de tres piezas o en una prótesis parcial fija (PPF) y en una prótesis parcial fija con dos unidades en voladizo. Estas tensiones son producidas por fuerzas de flexión que actúan sobre los aparatos dentales, de una o dos maneras: 1) al someter a una estructura, como una prótesis parcial fija, una carga de tres puntos, donde los extremos de los puntos están fijos y la fuerza se aplica sobre estos extremos, tal y como muestra la figura 4-1, *A*, y 2) al aplicar una carga sobre el extremo libre de una estructura en voladizo, que está sujeta por un solo extremo, ilustrado en la figura 4-1, *B*. Además, cuando los pacientes muerden un objeto, los dientes anteriores reciben fuerzas que forman un ángulo con sus ejes axiales, creando fuerzas de flexión en los dientes.

Tal y como muestra la figura 4-1, *A*, la fuerza de flexión surge en la zona tisular de la prótesis parcial fija, y la fuerza de compresión en la zona oclusal. Entre ambas zonas se encuentra el eje neutral donde no existen fuerzas de tracción ni compresión. En el caso de una prótesis parcial fija en voladizo, como muestra la figura 4-1, *B*, la fuerza de tracción máxima surge en la superficie oclusal o en la que se hace más convexa (lo que indica una acción de estiramiento). Al observar cómo se dobla esta unidad en dirección al tejido, podremos ver que la superficie superior se hace más convexa o estirada (región de tracción) y la superficie opuesta se comprime. Tal y como explicamos en el apartado

Material chroniony prawem autorskim

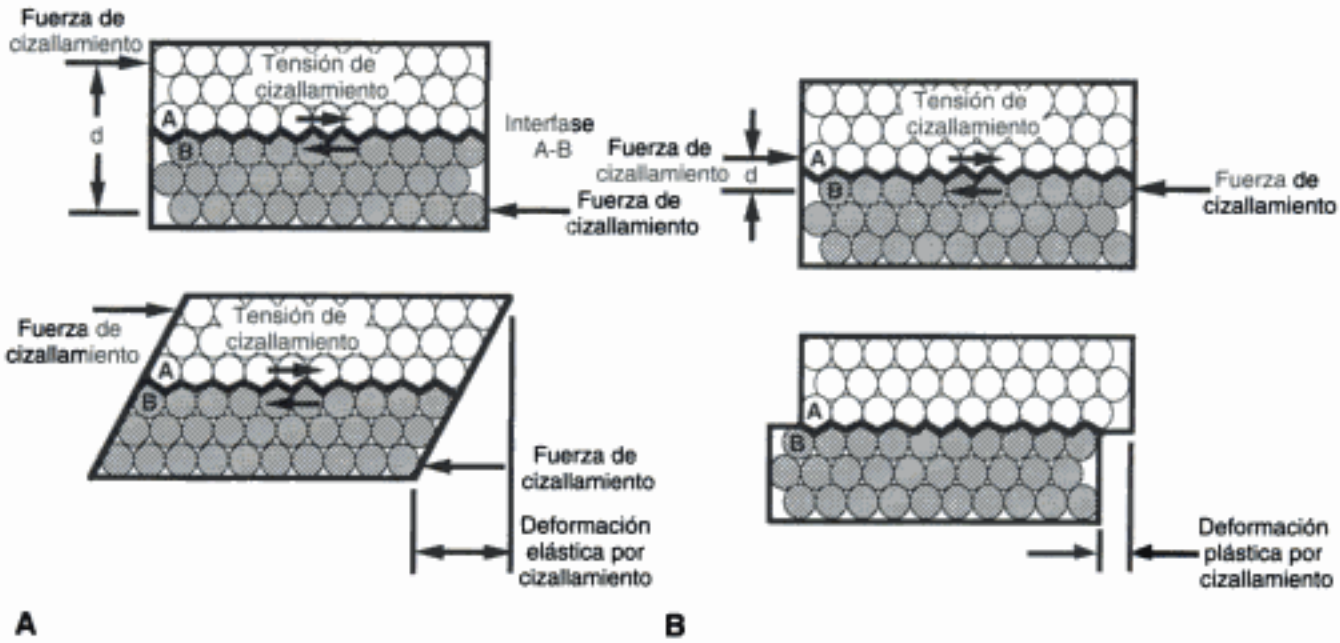


Fig. 4-2 Modelo atómico que muestra una deformación elástica por cizallamiento **(A)** y una fuerza plástica de cizallamiento **(B)** en una unidad de longitud de la estructura de un material.

sobre la concentración de la tensión, estas zonas de tensión representan zonas de fractura potenciales en la mayoría de los materiales, sobre todo en los materiales frágiles que tienen un potencial de deformación plástica bajo o nulo.

La figura 4-2 muestra un sistema de dos materiales unidos. Los átomos blancos del material A se encuentran sobre la interfase y los átomos grises del material B debajo de la interfase. Los átomos se representan sobre seis planos atómicos, aunque las estructuras dentales tienen millones de planos de átomos. Sin embargo, en ambos casos se aplican los principios de fuerza y deformación. En la sección superior de la figura 4-2, *A*, se aplica una fuerza de cizallamiento a una distancia d/2 de la interfase A-B. A medida que aumenta la magnitud de la fuerza, produce, en primer lugar, una deformación elástica por cizallamiento (sección inferior de la fig. 4-2), que será cero al eliminar la fuerza de cizallamiento. Tal y como muestra la figura 4-2, *B*, si la fuerza de cizallamiento aplicada sobre la superficie externa aumenta suficientemente, se producirá una deformación permanente o plástica.

En el caso de la figura 4-2, *B*, la fuerza actúa sobre la interfase A-B y no a distancia, como ocurre en la figura 4-2, *A*. Como consecuencia de la acción de esta fuerza sobre la interfase, se produce una fuerza de tracción pura y una deformación por cizallamiento dentro del área de la interfase, al igual que una deformación plástica. En la sección inferior de la figura 4-2, *B*, se ha eliminado la fuerza, y se ha producido la deformación permanente de un átomo. En el caso de la figura 4-2, *A*, la fuerza inducida no es una fuerza de cizallamiento pura, ya que la fuerza se aplica a cierta distancia de la interfase. Por este motivo, la mayoría de las pruebas de adhesión y cizallamiento no miden realmente la resistencia al cizallamiento, sino los componentes de tracción de la fuerza de flexión.

PROPIEDADES MECÁNICAS BASADAS EN LA DEFORMACIÓN ELÁSTICA

Existen varias propiedades mecánicas y parámetros importantes que miden la deformación elástica o **deformación plástica** de los materiales dentales. Éstos son: **módulo elástico** (también denominados **módulo de Young** o **módulo de elasticidad**), *módulo dinámico de Young* (determinado por la medida de la velocidad de onda ultrasónica), *módulo de cizallamiento, flexibilidad, resiliencia* y *coeficiente de Poisson*. En el siguiente apartado sobre propiedades de resistencia se describen otras propiedades determinadas por las fuer-

Material chroniony prawem autorskim

zas localizadas al final de la región elástica de la zona de fuerza-deformación o dentro de la región donde se produce la deformación plástica inicial *(límite proporcional, límite elástico* y *límite proporcional)*.

Módulo elástico (módulo de Young o de elasticidad)

El *módulo elástico* describe la inflexibilidad o rigidez relativa de un material, que se mide mediante el plano inclinado de la región elástica del gráfico de resistencia-deformación. La figura 4-3 muestra el gráfico de resistencia-deformación de un alambre ortodóncico de acero inoxidable que ha sido sometido a una fuerza de tracción. La figura muestra la resistencia máxima a la tracción, el límite elástico (0,2% de compensación), el límite proporcional y el módulo elástico. Esta figura representa un diagrama de la **tensión real** frente a la deformación, ya que se ha dividido la fuerza por el área transversal a medida que el alambre se estiraba. La zona en línea recta representa la deformación elástica reversible, porque la fuerza sigue siendo inferior al límite proporcional de 1.020 MPa, y la región curva representa la deformación plástica irreversible que no se recupera cuando el alambre se fractura al aplicar una fuerza de 1.625 MPa. Sin embargo, la deformación elástica (aproximadamente el 0,52%) se recupera totalmente cuando se elimina la fuerza o una vez que el alambre se fractura. Podemos comprobarlo fácilmente al doblar ligeramente un alambre con las manos y después reducir la fuerza. Cuando la fuerza es cero, recupera su forma original, suponiendo que la fuerza inducida no haya sobrepasado el límite proporcional.

La figura 4-4 muestra este principio de recuperación elástica en un proceso de bruñido de un margen metálico abierto (arriba, izquierda) donde se muestra una piedra de abrasión girando contra el margen metálico (arriba, derecha) para cerrar el hueco marginal como resultado de una deformación plástica y elástica. Sin embargo, una vez que se elimina la fuerza, la recuperación del margen es igual a la deformación elástica total. Sólo se puede conseguir el cierre total quitando la corona del diente o troquel. Debemos dejar al menos un espacio de 25 µm para el cemento, por lo que el bruñido total del

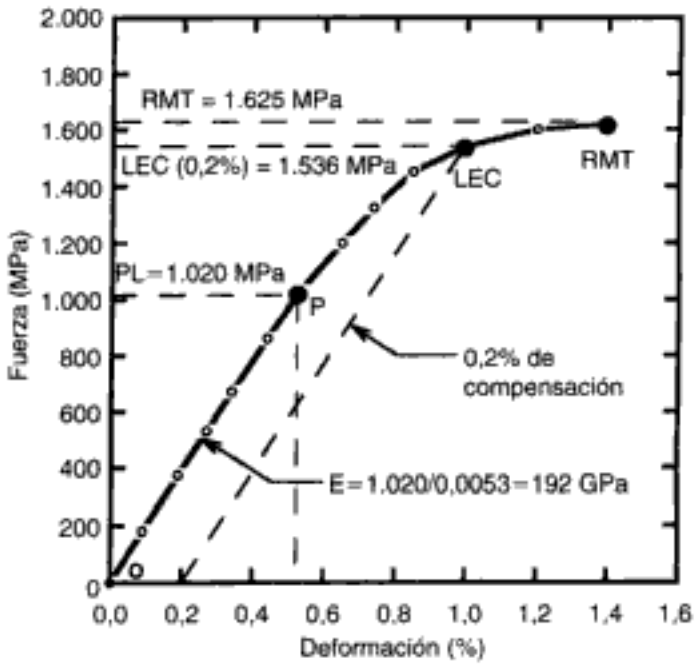


Fig. 4-3 Diagrama de fuerza-deformación de un alambre ortodóncico de acero inoxidable que se ha sometido a una tensión. El límite proporcional (LP) es de 1.020 MPa. Aunque no se muestra, el límite elástico es aproximadamente igual a este valor. El límite elástico convencional (LEC) con una deformación de 0,2% desde el origen (O) es de 1.536 MPa y la resistencia máxima a la tracción (RMT) es de 1.625 MPa. El valor del módulo elástico (E) es de 192.000 MPa (192 GPa) y se obtuvo a partir de la inclinación de la región elástica.

Material chroniony prawem autorskim

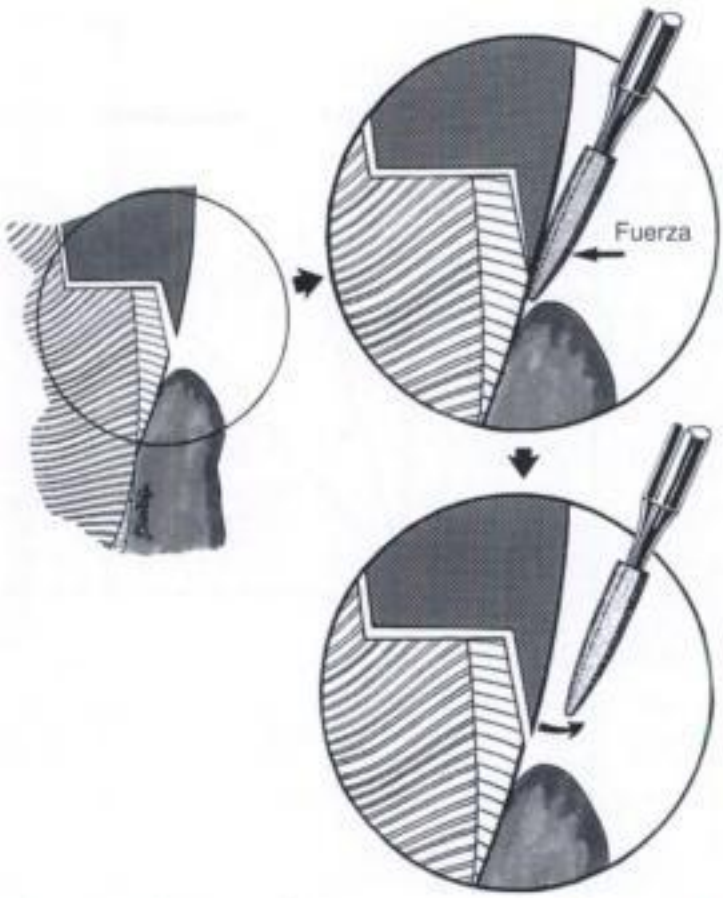


Fig. 4-4 Esquema de un procedimiento empleado para cerrar el borde abierto de una corona de metal **(arriba, izquierda)** mediante bruñido con un instrumento rotatorio **(arriba, derecha)**. Obsérvese que tras eliminar la piedra rotatoria **(abajo)** se recupera la deformación elástica y se mantiene una ligera discrepancia marginal. Véanse también láminas en color.

diente o troquel es adecuado ya que la recuperación de la deformación elástica es relativamente pequeña.

La figura 4-5 muestra un gráfico de fuerza-deformación del esmalte y la dentina que han sido sometidos a una fuerza de compresión. Estas curvas se elaboraron a partir de los valores típicos de los módulos elásticos, del límite proporcional y de la **resistencia máxima a la compresión** de la bibliografía científica. Si se dividen la fuerza de tracción inferior al límite proporcional de la figura 4-3 o la fuerza de compresión (inferior al límite proporcional) de la figura 4-5 por el valor de deformación correspondiente, es decir, por fuerza de tracción/deformación por tracción o fuerza de compresión/deformación por compresión, se obtendrá el constante de proporcionalidad que se denomina *módulo elástico, módulo de elasticidad* o *módulo de Young*. Estos términos se representan con la letra *E*. El plano de la región en línea recta (rango elástico) del gráfico de fuerza/deformación es la medida de la *inflexibilidad relativa* o *rigidez* de un material. Aunque la rigidez de una prótesis dental puede aumentar al aumentar su grosor, el módulo elástico no cambia. El módulo elástico tiene un valor constante que describe la inflexibilidad relativa de un material, tal y como determina el gráfico de fuerza/deformación.

Se han incluido los distintos valores de límite proporcional, módulo elástico y resistencia máxima a la compresión del esmalte y la dentina, dependiendo de la zona del diente empleada para obtener las muestras de prueba. Obsérvese que el límite proporcional, la resistencia máxima a la compresión y el módulo elástico del esmalte son superiores a los valores de la dentina (v. fig. 4-5). En realidad, el módulo elástico del esmalte es aproximadamente tres veces superior al de la dentina, y dependiendo del estudio, puede ser incluso siete veces superior. La dentina, al someterse a una carga compresiva, es capaz de soportar una deformación plástica considerable antes de fracturarse.

Materiał chroniony prawem autorskim

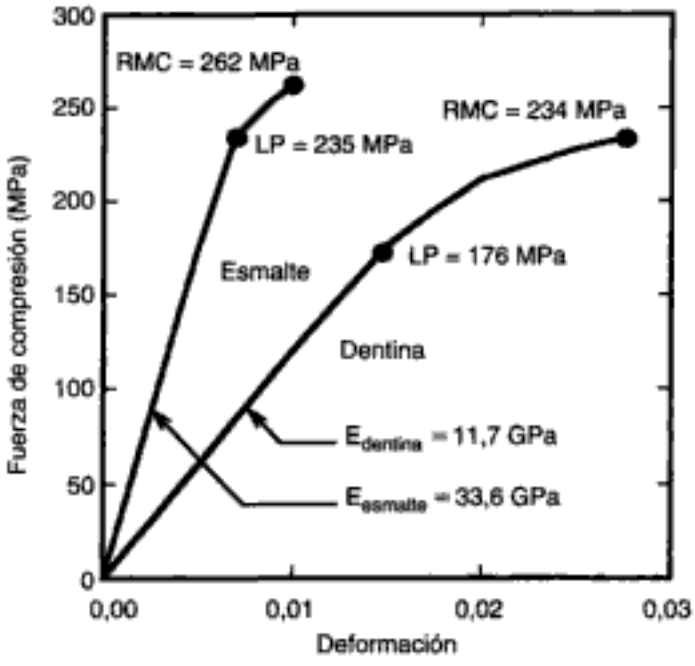


Fig. 4-5 Diagrama de fuerza-deformación del esmalte y la dentina que han sido sometidos a una compresión. Ilustra los valores de la resistencia máxima a la compresión (RMC), del límite proporcional (LP) y del módulo elástico (E). (Datos de Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GD y Sweeney WT: Compressive properties of hard tooth tissue. *J Am Dent Assoc* 60:746, 1960.)

Por tanto, el esmalte es un material más rígido y más frágil que la dentina. La dentina es más flexible y más resistente.

El módulo elástico de un material es constante, por lo que no le afecta la cantidad de fuerza plástica o elástica que se aplica sobre él. Es independiente de la **ductilidad** del material ya que se mide en la región lineal del diagrama de fuerza/deformación, y no representa una medida de su plasticidad o resistencia. Los materiales con un módulo elástico muy alto pueden tener valores de resistencia altos o bajos. En la figura 4-5, se empleó la prueba de compresión para medir las propiedades de las estructuras dentales, aunque el módulo elástico también puede medirse mediante una prueba de tracción.

El módulo elástico representa el coeficiente de fuerza elástica con respecto a la deformación elástica, por lo que cuanto menor sea la deformación causada por una fuerza dada, mayor será el valor del módulo. Por ejemplo, si es mucho más difícil doblar un alambre que otro de la misma forma y tamaño, se deberá aplicar una fuerza mucho mayor sobre el alambre más rígido antes de que se produzca la deformación deseada. En comparación, dicho material tendría un módulo elástico superior. Un material de impresión de poliéter tiene una rigidez superior (módulo elástico) al de otros materiales de impresión elastoméricos. Por tanto, se necesita aplicar una fuerza mayor para quitar la cubeta de una impresión de las zonas retentivas de la boca. El módulo de elasticidad se expresa en unidades de fuerza por unidad de área, normalmente en giganewtons por metro cuadrado (GN/m^2) o gigapascales (GPa.) Esta propiedad está relacionada indirectamente con otras propiedades mecánicas. Por ejemplo, dos materiales pueden tener el mismo límite proporcional y, sin embargo, tener módulos elásticos que difieren considerablemente.

El módulo elástico de la muestra del ensayo de tracción se puede calcular del siguiente modo:

Donde

E es el módulo elástico

P es la fuerza o carga que se aplica

A es el área transversal del material sometido a la fuerza

Δl es el aumento de longitud

l_o es la longitud inicial

Material chroniony prawem autorskim

Por definición:

$$\text{Fuerza} = P/A = \sigma \quad (3)$$

$$\text{Deformación} = \Delta l / l_o = \varepsilon \quad (4)$$

Por tanto,

$$E = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Deformación}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{(P/A)}{\Delta l / l_o} \quad (5)$$

Módulo dinámico de Young

El módulo elástico se puede medir tanto por un método dinámico como por las técnicas estáticas descritas en el apartado anterior. La velocidad a la que viaja el sonido a través de un sólido se puede medir mediante transductores y receptores de ondas ultrasónicas longitudinales y transversas, por lo que se pueden emplear la velocidad de la onda sonora y la densidad de un material para calcular los valores del *módulo elástico* y del *coeficiente de Poisson*. Este método para determinar los módulos dinámicos y elásticos es más simple que las pruebas convencionales de tracción y compresión, aunque, en ocasiones, los valores son mayores que los obtenidos en las mediciones estáticas. Estos valores son aceptables para la mayoría de los casos.

Si, en lugar de fuerzas de compresión o de tracción uniaxial, se aplica una fuerza de cizallamiento, la deformación resultante se podría emplear para definir el módulo de cizallamiento del material. El módulo de cizallamiento (G) se puede calcular a partir del módulo elástico (E) y del coeficiente de Poisson (v) mediante la ecuación 6:

$$G = \frac{E}{2(1+v)} = \frac{E}{2(1+0{,}3)} = 0{,}38\ E \quad (6)$$

Un valor del coeficiente de Poisson de 0,3 es normal. Por tanto, el módulo de cizallamiento es aproximadamente el 38% del módulo elástico.

Flexibilidad

En el caso de los aparatos y restauraciones dentales, un requisito necesario para los materiales a partir de los que se fabrican es tener un valor alto del límite elástico (una fuerza que, si se sobrepasa, no permitirá que el material recupere su estado original una vez que se elimine la fuerza), ya que se espera que la estructura recupere su forma original después de haberse sometido a una fuerza y una vez que ésta se elimine (recuperación elástica). Normalmente, también es aconsejable un módulo de elasticidad moderadamente alto, como en el caso de una incrustación o material de impresión.

Sin embargo, hay casos en los que se necesita una deformación mayor con una fuerza ligera o moderada. Por ejemplo, en ocasiones, se emplea un resorte en un aparato ortodóncico, que se dobla a una distancia considerable bajo la influencia de una fuerza pequeña. En dicho caso, se dice que la estructura es *flexible* y posee la propiedad de la *flexibilidad*. La *flexibilidad máxima* se define como la deformación por flexión que se produce cuando se ejerce una fuerza sobre un material hasta su límite proporcional.

Material chroniony prawem autorskim

Resiliencia

A medida que aumenta el espacio interatómico, aumenta la energía interna. Mientras que la fuerza no sea superior al límite proporcional, la energía se denomina *resiliencia*. Generalmente, el término *resiliencia* se asocia con «elasticidad», pero significa algo más que eso. Basándonos en los datos anteriores, podemos definir la resiliencia como la cantidad de energía absorbida por una unidad de volumen de una estructura cuando se somete a una fuerza hasta su límite proporcional. Se puede comparar la resiliencia de dos o más materiales al observar las áreas bajo la región elástica de sus planos de fuerza/deformación, suponiendo que la escala es la misma. El material con el área elástica mayor tiene una mayor resiliencia.

La figura 4-6 muestra un esquema de fuerza/deformación que representa los conceptos de resiliencia y tenacidad. La zona limitada por la región elástica es una medida de resiliencia, y el área total bajo la curva de tensión/deformación es una medida de tenacidad. En el siguiente apartado explicaremos este esquema.

El *trabajo* es el producto de los momentos de fuerza y la distancia sobre la que actúa la fuerza. Cuando se realiza un trabajo sobre un cuerpo, se le imparte energía. Como consecuencia, la restauración dental absorbe energía al deformarse. Si la fuerza inducida no supera el límite proporcional (la estructura oral no se deforma permanentemente) el cuerpo sólo almacena energía elástica.

Cuando una restauración dental se deforma durante la masticación, las fuerzas masticatorias actúan sobre la estructura dental, la restauración o ambas. La magnitud de la deformación de la estructura se determina según la fuerza inducida. En la mayoría de las restauraciones dentales, se previenen las deformaciones importantes debido a la respuesta propioceptiva de los receptores nerviosos del ligamento periodontal. La sensación de dolor hace que la fuerza disminuya y que se reduzca la fuerza inducida, previniendo el daño a los dientes o restauraciones. Por ejemplo, una incrustación proximal puede causar un movimiento excesivo del diente adyacente si se

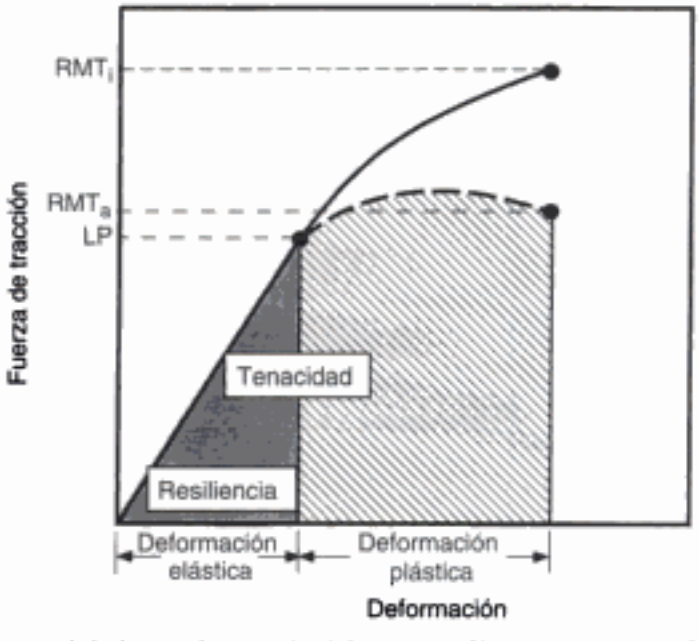


Fig. 4-6 Curva convencional de fuerza de tracción-deformación **(línea gruesa punteada)** en la zona de deformación plástica obtenida en la base del área transversal inicial de una barra. La *línea entera* (por encima de la **línea punteada**) representa los valores de la fuerza calculados a partir del área real reducida de la barra a medida que aumenta la deformación. La resiliencia se puede calcular midiendo el área de la región elástica. La tenacidad está relacionada con el área total de las regiones plástica y elástica. En este caso, el límite proporcional (LP) permanece constante, aunque la tenacidad y la resistencia máxima (RMT$_i$) son distintas.

Material chroniony prawem autorskim

producen grandes deformaciones proximales al ejercer una carga de compresión sobre la superficie oclusal. Por tanto, el material de restauración debe tener un módulo elástico moderadamente alto y una resiliencia relativamente baja para limitar la deformación elástica.

Coeficiente de Poisson

Cuando se aplica una fuerza de tracción sobre una barra o un cilindro, el objeto se alarga y se hace más fino. Contrariamente, una fuerza de compresión los hace más cortos y más gruesos. Si una fuerza de tracción axial σ_z en la dirección *z* (eje largo) de un sistema de coordenadas perpendicular *xyz* produce una deformación elástica por tracción y contracciones elásticas en la dirección *x* e *y* (ε_x y ε_y respectivamente), el coeficiente de $\varepsilon_x/\varepsilon_z$ o $\varepsilon_y/\varepsilon_z$ es una propiedad de ingeniería del material denominada *coeficiente de Poisson* (ν).

$$\nu = -\frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_z} = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_z} \qquad (7)$$

El coeficiente de Poisson también se puede calcular en un estudio con una fuerza de compresión axial. El coeficiente de Poisson está relacionado con la naturaleza y simetría de las fuerzas interatómicas de enlace descritas en el capítulo 2. El coeficiente de un material isotrópico ideal es 0,5. La mayoría de los materiales para ingeniería tienen valores de un 0,3.

PREGUNTA CLAVE

¿Es posible que un material frágil con un módulo de elasticidad alto y una resistencia menor a la de un material más flexible se fracture sin sufrir deformación plástica? Explique su respuesta.

PROPIEDADES DE RESISTENCIA

La *resistencia* es la tensión necesaria para provocar una fractura *(resistencia máxima)* o una cantidad específica de deformación plástica *(límite elástico convencional)*. Cuando describimos la resistencia de un objeto o material, nos referimos a la tensión máxima que se necesita para provocar una fractura. Ambos comportamientos pueden explicarse según las propiedades de resistencia, aunque deberíamos emplear términos adecuados para diferenciar la tensión que provoca deformación permanente y la necesaria para provocar una fractura.

En el caso de los materiales dentales, sobre todo los metales, nos centraremos en las tensiones máximas que puede soportar la estructura antes de deformarse plástica o permanentemente. Esta tensión se denomina *límite proporcional* o *límite elástico*. Las tensiones que superan estos límites provocan deformación plástica.

La resistencia de un material puede describirse de acuerdo con las siguientes propiedades: 1) *límite proporcional*, fuerza que una vez superada ya no es proporcional a la deformación; 2) *límite elástico*, tensión máxima que puede soportar un material antes de deformarse plásticamente; 3) *límite elástico convencional*, tensión necesaria para producir una cantidad determinada de deformación plástica, y 4) **resistencia máxima a la tracción, resistencia al cizallamiento, resistencia a la compresión** y *resistencia a la flexión*. Cada una de ellas mide la tensión necesaria para fracturar un material. La resistencia no mide la atracción o repulsión individual átomo-a-átomo sino que mide la totalidad de las fuerzas interatómicas que existen en todo el alambre, cilindro, implante,

Material chroniony prawem autorskim

corona, perno o cualquier estructura sometida a una tensión. Además, la resistencia máxima no tiene por qué ser igual a la tensión media instantánea real de la fractura ya que el área transversal inicial ha cambiado de tamaño.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué, en ocasiones, la resistencia máxima a la tracción es menor que la fuerza o tensión máxima?

La figura 4-6 es un diagrama de fuerza/deformación de una barra de metal sometida a una prueba de tracción. La fuerza se calcula dividiendo la fuerza aplicada en cualquier momento por el área transversal inicial, y se representa por la línea negra punteada situada sobre la zona ligeramente sombreada. Sin embargo, el diámetro disminuye a medida que el metal se estira. La tensión real se calcula como la fuerza dividida por el área transversal real en cada valor de deformación y se representa por la línea negra situada en la zona de deformación plástica por encima de la curva punteada.

Es evidente que la sección transversal del alambre disminuye a medida que éste se estira a causa de la fuerza de tracción. Debido a que el área se reduce, la fuerza necesaria para aumentar la deformación también disminuye. Por tanto, la tensión calculada para el estudio (fuerza por unidad inicial de área) disminuye, y la resistencia máxima a la tracción basada en el área inicial (valor RMT menor) que indica la figura 4-6 es menor que la fuerza de tracción máxima que se da en la cima de la curva.

Aunque la curva de fuerza/deformación real representa la situación de manera más precisa, se suele emplear la curva de fuerza/deformación, tal y como indica la línea punteada de la figura 4-6. Al calcular la resistencia a la tracción de un determinado alambre, queremos saber la fuerza máxima que soporta en tensión sin tener en cuenta los pequeños cambios que se pueden producir en el área transversal. Por tanto, la resistencia máxima a la tracción se define como la fuerza de tracción dentro de una estructura en el punto de fractura.

Los materiales frágiles tienen una resistencia a la tracción notablemente menor que la resistencia a la compresión, debido a su incapacidad de deformarse plásticamente y de reducir la tensión de tracción sobre los bordes con imperfecciones. Esto ocurre con todos los materiales frágiles como las amalgamas, composites, cementos y cerámicas. La fractura de estos materiales durante su uso clínico suele asociarse con su baja resistencia a la tracción y con la existencia de imperfecciones en la zona donde se aplica la fuerza de tracción.

Límite proporcional

Si un alambre está estirado constantemente y en tensión, de repente se fractura. Sin embargo, en el campo de la odontología también nos interesa la fuerza con la que se inicia la deformación plástica. Para determinarlo, podemos emplear un diagrama que represente la fuerza/deformación, similar al de las figuras 4-3, 4-5 o 4-6. Si el material cumple la Ley de Hooke, la fuerza elástica será proporcional a la deformación elástica. En el caso de este material, el diagrama de fuerza/deformación de la figura 4-3 comienza (O) como una línea recta. A lo largo de esta línea, el material tiene un comportamiento elástico y recupera su forma y tamaño al eliminar la fuerza. Cuando se supera un determinado valor de fuerza correspondiente al punto P, la línea ya no es lineal, y la fuerza ya no es proporcional a la deformación. Si se establece un borde recto sobre la porción de la curva desde O a P, representada con una línea recta, el valor de la fuerza en P, el punto sobre el cual la curva se aleja de la línea recta, se denomina *límite proporcional*.

Para que un material cumpla la Ley de Hooke, la fuerza elástica debe ser directamente proporcional a la deformación elástica. La zona inicial del diagrama de fuerza/

Material chroniony prawem autorskim

deformación debe ser una línea recta. La proporcionalidad directa entre dos cantidades se representa gráficamente con una línea recta, por lo que la zona lineal del gráfico de las figuras 4-3, 4-5 y 4-6 cumplen esta ley. De acuerdo con esta ley, el límite proporcional (fuerza correspondiente al punto P) es la mayor fuerza elástica, y representa la fuerza máxima por encima de la cual la tensión ya no es proporcional a la deformación. En el caso de la curva de fuerza/deformación de la dentina representada en la figura 4-5, es importante la deformación correspondiente al límite proporcional porque representa el porcentaje de deformación que puede soportar la dentina antes de deformarse permanentemente.

Límite elástico

Si se aplica una pequeña fuerza de tracción sobre un alambre, éste recuperará su longitud original una vez que eliminemos la fuerza. Si se aumenta la carga progresivamente y la eliminamos después de cada aumento de tensión, se producirá una tensión tal que el alambre no recuperará su longitud original después de eliminar la fuerza. En este punto, el alambre habrá sido sometido a una fuerza que sobrepasa su *límite elástico*. El límite elástico de un material se define como la fuerza máxima a la que se puede someter un material y que le permite recuperar su dimensión inicial una vez que se elimine la fuerza. A pesar de que en el ejemplo se empleó una fuerza de tracción, el límite elástico se puede medir con cualquier tipo de fuerza, aunque se obtienen distintos valores del límite elástico según se trate de una fuerza de tensión, compresión o cizallamiento.

PREGUNTA CLAVE

El límite elástico convencional es una propiedad común de los metales y aleaciones, pero no de las cerámicas. ¿Por qué no es posible medir el límite elástico convencional de la cerámica o de otros materiales frágiles puros? Utilice un diagrama de fuerza/deformación para explicar su respuesta.

Límite elástico convencional (tensión de prueba)

Las condiciones empleadas para definir el límite elástico y proporcional no siempre se utilizan en la práctica. Si los instrumentos de medición son lo suficientemente sensibles, las irregularidades de la zona representada por la línea recta del diagrama de fuerza y deformación representan pequeñas desviaciones de la Ley de Hooke, y dificultan el poder determinar cuál es el punto exacto en el que la línea seleccionada se desvía (límite proporcional). Por tanto, en aquellos casos en los que no se puede determinar con exactitud el límite proporcional, se emplea una propiedad distinta, el *límite elástico convencional*.

En ocasiones, el límite elástico convencional representa el valor de la fuerza que provoca una pequeña deformación plástica (0,1 o 0,2%). Un porcentaje del 0,1 o 0,2% de deformación plástica se denomina *porcentaje de compensación*. El límite elástico convencional es la fuerza necesaria para producir una deformación compensada determinada (0,1 o 0,2%). Como muestra la figura 4-3, el límite elástico convencional con una compensación del 0,2% es mayor que el asociado con una compensación del 0,1%. Si se comparan los valores del límite elástico convencional de dos materiales sometidos a una prueba en las mismas condiciones, se deben emplear los mismos valores de compensación. Para determinar el límite elástico convencional de un material con un 0,2% de compensación, se traza una línea paralela a la zona representada por una línea recta (v. fig. 4-3), comenzando con un valor de 0,002, o 0,2% de deformación plástica, a lo largo del eje de deformación, que se extiende hasta que corta la curva de fuerza/deformación. La fuerza correspondiente a este punto es la resistencia al límite elástico. Aunque

Material chroniony prawem autorskim

Las unidades de fuerza son la fuerza por unidad de área. Con más frecuencia se emplean las unidades del SI, los megapascales (MPa). Este ensayo, de algún modo, mide simultáneamente las fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento; sin embargo, en el caso de muestras lo suficientemente finas, la tensión de tracción es la dominante, y actúa sobre la superficie inferior. Cuando se aplica una carga, la muestra se dobla. En el caso de una muestra muy delgada, la deformación resultante se representa con una disminución de la longitud de la superficie superior (deformación por compresión) de la muestra y un aumento en la longitud de la superficie inferior de la muestra (deformación por tracción). Como consecuencia, las principales fuerzas que actúan sobre la superficie superior son de compresión, mientras que las que actúan sobre la superficie inferior son de tracción. Es obvio que las fuerzas cambian de dirección en la muestra entre las superficies inferior y superior. En esa zona de cambio, el valor de la fuerza y la deformación es cero. La superficie neutra, denominada *eje neutro*, no cambia de dimensión. La fuerza de cizallamiento actúa también cerca de los extremos de la muestra, aunque no desempeña un papel importante en el proceso de fractura. En el caso de materiales frágiles como la cerámica, es preferible emplear ensayos de flexión en lugar de ensayos de compresión diametral porque simulan mejor la distribución de fuerzas en las prótesis dentales, como los puentes con extensiones en voladizo y las prótesis parciales fijas multiunidades (PPF o puentes), y en los brazos de los retenedores o en las prótesis parciales removibles (PPR).

Resistencia a la fatiga

Los valores de resistencia obtenidos al medir la carga de fractura descrita anteriormente pueden resultar engañosos si se emplean para diseñar una estructura que está sometida a repetidas cargas o a cargas cíclicas. Se han producido pocas fracturas clínicas al aplicar una única carga. Si dichas fracturas fueran comunes, estos productos se retirarían del mercado poco después de haber sido lanzados. Ésta es una buena razón para no ser los primeros en comprar materiales de restauración. Debemos dar tiempo suficiente para que se publiquen datos clínicos. La mayoría de las fracturas de las prótesis y restauraciones se producen progresivamente una vez que se ha producido una fractura inicial por una imperfección y después de muchos ciclos de fuerzas, dando lugar a la propagación de la fractura hasta que final, e inesperadamente, se produce una fractura total. Los valores de la fuerza que sean inferiores a la resistencia máxima a la tracción pueden producir fracturas prematuras de las prótesis dentales, porque las imperfecciones microscópicas se agrandan lentamente a lo largo de muchos ciclos de fuerzas. Este fenómeno se denomina *fractura por fatiga*. La masticación normal provoca que se desarrollen varios miles de ciclos de fuerza por día en una restauración dental. En el caso del vidrio y de algunas cerámicas que contienen vidrio, la fuerza de tracción inducida y la existencia de un medio acuoso reducen el número de ciclos que causan fractura por fatiga dinámica.

La fatiga se determina sometiendo un material a un ciclo de fuerza de un valor máximo conocido y determinando el número de ciclos necesarios para producir una fractura. Tal y como muestra la figura 4-8, el diagrama de la fuerza de fractura y el número de ciclos necesarios para que ocurra la fractura permite calcular la *tensión máxima de servicio* o el *límite de fatiga*: la fuerza máxima que se puede mantener sin que se produzca fractura con un número infinito de ciclos. En el caso de los materiales frágiles con superficies rugosas, el límite de fatiga es menor de lo que sería si las superficies estuvieran más pulidas (v. fig. 4-8). Al aplicar una fuerza determinada, el material más rugoso se fracturaría en menos ciclos de fuerza.

Algunos materiales de los aparatos protésicos sufren *fatiga estática*, un fenómeno atribuido a la interacción de la fuerza de tracción constante con las imperfecciones superficiales a lo largo del tiempo. La figura 4-9 muestra la influencia que ejerce el tamaño de la imperfección sobre la fuerza para que provoque fractura. Con un tamaño dado, se necesita menos fuerza para producir una fractura si la fuerza tiene un ciclo dinámico con valores altos y bajos. Además, con el paso del tiempo y en presencia de una fuerza de

Material chroniony prawem autorskim

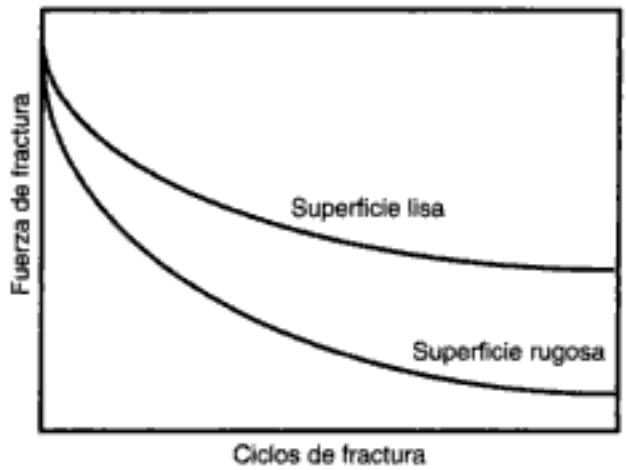


Fig. 4-8 Fuerza de fractura dinámica por fatiga de un material frágil representada en función de la rugosidad superficial y del número de ciclos de fuerza.

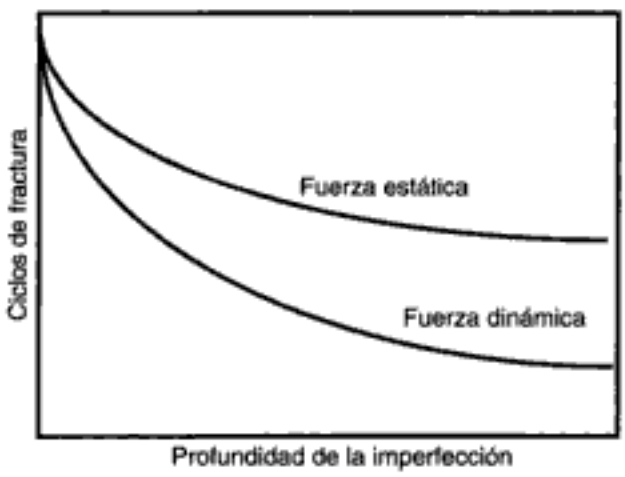


Fig. 4-9 Fuerzas de fractura dinámica y estática por fatiga de un material frágil representada en función de la profundidad de la imperfección.

tracción, las soluciones acuosas degradan y corroen las cerámicas dentales convirtiendo las imperfecciones superficiales en una o más fisuras. Este factor ambiental reduce la magnitud de la fuerza de tracción que puede soportar la cerámica a lo largo del tiempo.

Los brackets cerámicos y los alambres activados que se insertan en los brackets representan un sistema clínico que sufre *fractura por fatiga estática*. La fractura de las coronas de cerámica de los molares sometidos a ciclos de fuerzas periódicos también puede ser consecuencia de una *fractura por fatiga dinámica*. Por tanto, los materiales dentales de restauración pueden padecer fracturas por fatiga estática o dinámica, dependiendo de la naturaleza de la carga o de la situación residual de fuerzas. En cualquier caso, la fractura comienza cuando se propaga una fisura hasta que provoca una catástrofe.

Resistencia al impacto

La *resistencia al impacto* se puede definir como la energía necesaria para fracturar un material con una fuerza de impacto. El término *impacto* se emplea para describir la reacción de un objeto estacionario frente a una colisión con un objeto en movimiento. Normalmente se emplea una prueba de impacto del tipo Charpy para medir la resistencia al impacto. Se libera un péndulo que bascula hasta fracturar el centro de una muestra sujeta por ambos lados. Se puede determinar la energía perdida por el péndulo durante la fractura de la muestra comparando la longitud del balanceo después del impacto con el balanceo libre que se da cuando no hay impacto. Las unidades de energía son los julios, pies-libras, pulgadas-libras, etcétera. A diferencia de la mayoría de las pruebas mecánicas, las dimensiones, forma y diseño de la muestra deben ser idénticos para obtener resultados uniformes.

Materiał chroniony prawem autorskim

En el caso de otro dispositivo de impacto, la *prueba de impacto de Izod*, la muestra está sujeta verticalmente en un extremo. Se golpea a cierta distancia sobre el extremo sujeto en lugar de golpear el centro de la muestra sujeta en ambos extremos, tal y como ocurre con el ensayo de impacto de Charpy.

Con valores apropiados de velocidad y masa, se puede considerar que un puñetazo en la mandíbula inferior es una situación de impacto. En el proceso de impacto, las fuerzas externas y las tensiones resultantes varían rápidamente, por lo que una propiedad estática como el límite proporcional no es útil para predecir las deformaciones resultantes. Sin embargo, un objeto en movimiento posee una cantidad conocida de energía cinética. Si el objeto golpeado no se deforma permanentemente, acumula la energía de la colisión de una forma elástica. Esta capacidad viene dada por la *resiliencia* del material, que se mide en el área inferior a la zona elástica del diagrama de fuerza/deformación. Por tanto, un material con poco módulo elástico y mucha resistencia a la tracción es más resistente a las fuerzas de impacto. Poco módulo elástico y poca resistencia a la tracción demuestran poca resistencia al impacto. En el caso de los materiales dentales con poca resistencia al impacto, los módulos elásticos y la resistencia a la tracción, respectivamente, son los que siguen:

Porcelana dental:	40 GPa y 50-100 MPa
Amalgama:	21 GPa y 27-55 MPa
Composite de resina:	17 GPa y 30-90 MPa
Poli (metilmetacrilato):	3,5 GPa y 60 MPa
Cerámica aluminosa:	350-418 GPa y 120 MPa

Por tanto, si se calcula el área del gráfico de fuerza y deformación, la mayor resiliencia se asocia con el composite, seguido, en orden decreciente, por la porcelana, polimetilmetacrilato, amalgama y cerámica.

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA ESTRUCTURA DENTAL

Se han medido muchas de las propiedades mecánicas de la estructura dental humana, aunque los valores obtenidos varían notablemente de un estudio a otro. No hay duda de que las diferencias se atribuyen a los problemas técnicos asociados con la preparación y evaluación de muestras tan pequeñas, que en algunos casos tienen menos de 1 mm de longitud. La tabla 4-1 muestra los resultados de un estudio. Este estudio analizó el efecto de la orientación de los prismas del esmalte propagando fisuras en la superficie oclusal y en las secciones axiales, en dirección paralela y perpendicular a la superficie oclusal. Las fisuras de la sección axial del esmalte eran mayores en la región perpendicular que en la paralela a la superficie oclusal. Las fisuras que se propagaron hacia la unión amelodentinaria (UAD) se detuvieron y no penetraron en la dentina. La **tenacidad frente a la fractura** de la dentina variaba por un coeficiente 3 según la orientación del esmalte. El módulo elástico del esmalte también variaba entre la superficie oclusal y la región axial. Los resultados de este estudio sugieren que, como las propiedades mecánicas de la estructura dental son una función de la orientación estructural, deberían escogerse los valores del módulo elástico y de la tenacidad frente a la fractura basándose en las características estructurales de la zona que nos interesa. La energía de indentación es una propiedad nueva que se emplea para predecir la maquinabilidad y comportamiento de uso de la cerámica. Los datos obtenidos en las investigaciones recomiendan que, durante el corte o indentación, eliminemos el esmalte frágil mediante una microfractura, mientras que se debe eliminar la dentina formando capas dúctiles.

Aunque los datos de la tabla 4-1 indican una variación en las propiedades del esmalte y la dentina entre un tipo de diente y otro, es probable que difieran más en el resultado de las variaciones en los dientes individuales que entre los dientes. Las propiedades del esmalte varían junto con su posición en el diente, es decir, el esmalte de las cúspides es más fuerte que el de otras superficies dentales. Además, las propiedades varían según la estructura histológica (microscópica). Por ejemplo, el esmalte es más fuerte ante una

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 4-1 Propiedades de la estructura dental (terceros molares humanos)

Método de indentación de microdureza	Sección oclusal del esmalte	Sección axial del esmalte	Dentina
Dureza (GPa)	3,23	3,03	0,58
Tenacidad ($MPa \cdot m^{1/2}$)	0,77	0,52 (⊥) 1,30 (||)	—
Método modificado de indentación de microdureza	**Sección oclusal del esmalte**	**Sección axial del esmalte**	**Dentina**
Dureza (GPa)	3,62	3,37	0,57
Módulo elástico (GPa)	94	80	20
Energía de indentación (μJ)	2,6	2,7	7,5

De Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP y Reckow ED: Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 77(3):472-80, 1998.
⊥: Sección axial del esmalte perpendicular a la superficie oclusal; ||: sección axial del esmalte paralela a la superficie oclusal.

compresión longitudinal que cuando se somete a una compresión lateral. Por otra parte, las propiedades de la dentina parecen ser independientes de la estructura, sin tener en cuenta la dirección de la fuerza de compresión.

También se han medido las propiedades de tracción de la estructura dental. La dentina es bastante más fuerte frente a la tensión (50 MPa) que el esmalte (10 MPa). Aunque las fuerzas de compresión del esmalte y la dentina son comparables, el límite proporcional y el módulo de elasticidad del esmalte son superiores a los de la dentina. El módulo de elasticidad más alto provoca una menor resiliencia del esmalte en comparación con la dentina.

FUERZAS Y TENSIONES MASTICATORIAS

Debido a su naturaleza dinámica, es difícil medir las tensiones masticatorias producidas durante la masticación. Se han realizado una serie de estudios para determinar la fuerza masticatoria. El *Libro Guinness de los Records* (1994) cita como mayor fuerza masticatoria una de 4.337 N (975 libras) que se mantuvo durante 2 segundos. El valor máximo medio de fuerza masticatoria es de unos 756 N (170 libras). Sin embargo, el rango de fuerzas masticatorias varía notablemente de una zona de la boca a otra y de una persona a otra. En la zona de los molares, el rango de fuerzas masticatorias varía entre 400 y 890 N (90 a 200 libras); en los premolares varía entre 133 y 334 N (30 a 75 libras) y en los incisivos entre 89 y 111 N (20 a 55 libras). Aunque hay un solapamiento considerable, en general la fuerza masticatoria es mayor en los hombres que en las mujeres y en los adultos jóvenes que en los niños.

Si suponemos que se aplica una fuerza de 756 N (170 libras) sobre la cúspide en un área equivalente a 0,039 cm^2 (0,006 pulgadas cuadradas) la fuerza de compresión sería 193 MPa (28.000 psi). Si el área es menor, la tensión en la cúspide será proporcionalmente mayor.

Normalmente, el bolo alimenticio, así como los dientes, el ligamento periodontal y los huesos absorben la energía de la mordida durante la masticación. No obstante, el diseño del diente es una maravilla de la ingeniería en la que el diente es capaz de absorber energías considerables, tanto estáticas como dinámicas (de impacto). Como muestra la figura 4-5, el módulo de resiliencia de la dentina es mayor que el del esmalte y, por tanto, tiene más capacidad para absorber la energía de impacto. El esmalte es una sustancia frágil con un módulo de elasticidad comparativamente mayor, un bajo límite proporcional de tensión y un módulo de resiliencia bajo. Sin embargo, los dientes rara vez

Material chroniony prawem autorskim

se fracturan cuando existe una oclusión normal, aunque están sujetos por la dentina, que tiene una capacidad notable para deformarse elásticamente.

OTRAS PROPIEDADES MECÁNICAS

Tenacidad

La *tenacidad* se define como la cantidad de energía de deformación elástica y plástica que se necesita para fracturar un material. Se mide como la energía necesaria para propagar en la estructura imperfecciones críticas. Tal y como se dijo anteriormente, el *módulo de resiliencia* es la energía necesaria para aplicar una tensión en una estructura hasta su límite proporcional. Se puede medir como el área bajo la porción elástica de la curva de fuerza/deformación, representada por una línea recta. La tenacidad es el área total de un gráfico de fuerza/deformación (como el que muestra la fig. 4-6) desde una fuerza cero hasta la fuerza de fractura. La tenacidad aumenta al aumentar la resistencia y ductilidad. Cuanto mayores sean la resistencia y la ductilidad (deformación plástica total), mayor será la tenacidad. Por tanto, podemos establecer la conclusión de que, en general, un material tenaz es fuerte, aunque un material fuerte no tiene por qué ser necesariamente tenaz.

Tenacidad frente a la fractura

La resistencia de los materiales dúctiles como las aleaciones de oro y algunos composites es útil para determinar la fuerza máxima que pueden soportar las restauraciones con estos materiales antes de sufrir una determinada deformación plástica o de fracturarse. En el caso de los materiales frágiles como la cerámica dental, los valores de resistencia son limitados para diseñar las prótesis de cerámica. Los pequeños defectos (porosidad y microfracturas) se distribuyen al azar por toda la cerámica, provocando grandes variaciones en la resistencia de distintas muestras cerámicas idénticas. Además, las imperfecciones superficiales causadas por el desgaste con partículas de abrasión gruesas, medias o finas pueden debilitar mucho una cerámica fuerte, sobre todo si existen fuerzas de tracción en la zona donde se encuentran estas imperfecciones. La resistencia es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la profundidad de la fractura en la superficie. La tenacidad frente a la fractura, o la intensidad de fuerza crítica, es una propiedad mecánica que describe la resistencia de los materiales frágiles frente a la propagación de las fisuras al someterlos a una fuerza. La tenacidad frente a la fractura se expresa en unidades de fuerza por la raíz cuadrada de la longitud de la fractura, es decir, $MPa \cdot m^{1/2}$, o su equivalente, $MN \cdot m^{-3/2}$.

PREGUNTA CLAVE

¿Un material rígido (alto módulo elástico) es más fuerte que un material más flexible? Explique su respuesta empleando un gráfico que represente la fuerza y la deformación.

Fragilidad

La figura 4-10 muestra las tres curvas de fuerza y deformación de los materiales con una resistencia, módulo elástico y porcentaje de elongación variables. El material A es más fuerte, rígido y dúctil que los materiales B y C. El material B es menos dúctil que el A y, por tanto, más frágil. El material C no es dúctil y es frágil, y también es el más débil de los tres. La fragilidad es la incapacidad relativa de un material de soportar la deformación plástica antes de que se fracture. Por ejemplo, las amalgamas, cerámicas y composites son frágiles a temperatura oral (entre 5 y 55 °C). No soportan o soportan poca deformación plástica antes de fracturarse. En otras palabras, un material frágil se fractura

Material chroniony prawem autorskim

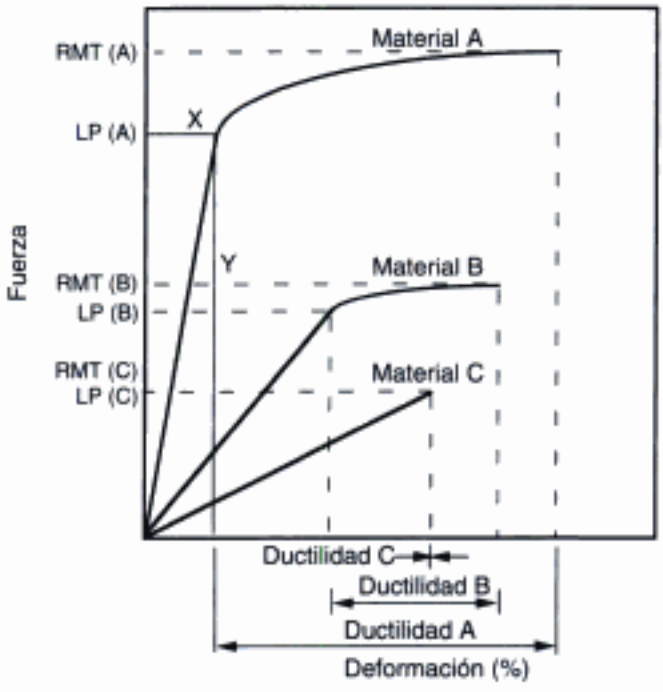


Fig. 4-10 Diagramas de fuerza-deformación de materiales con propiedades mecánicas distintas. RMT, resistencia máxima a la tracción; LP, límite proporcional.

en, o aproximadamente en, su límite proporcional. El material C de la figura 4-10 muestra este comportamiento.

Sin embargo, un material frágil no es necesariamente débil. Por ejemplo, la aleación de una prótesis parcial de cromo y cobalto puede tener un porcentaje de elongación inferior al 1,5%, y sin embargo tener una resistencia máxima a la tracción de 870 MPa. La resistencia a la tracción de una cerámica aluminosa con vidrio infiltrado (In-Ceram Alumina) es moderadamente alta (450 MPa), pero su elongación es del 0%.

Si se introduce un vidrio en una fibra con superficies muy suaves y con imperfecciones internas insignificantes, su resistencia a la tracción será de 2.800 MPa (400.000 psi), pero no será dúctil (0% de elongación). Por tanto, los materiales dentales con poco o sin porcentaje de elongación, incluidos las amalgamas, composites, cerámicas y agentes de cementado sin resina, tendrán poca o ninguna capacidad de ser bruñidos, porque no tienen potencial de deformación plástica.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la diferencia en la apariencia entre un gráfico de fuerza/deformación de un material que tiene mucha resistencia, rigidez y ductilidad y uno de un material débil, flexible y más frágil?

Ductilidad y maleabilidad

Cuando se somete una estructura a una fuerza superior a su límite proporcional, se deforma permanentemente. Un material es dúctil si soporta una fuerza de tracción y se deforma considerablemente de manera permanente sin fracturarse. La *ductilidad* representa la capacidad de un material para soportar una deformación permanente bajo una carga de tracción antes de fracturarse. Por ejemplo, un metal que puede convertirse en un alambre largo y fino se considera *dúctil*.

La figura 4-10 muestra ejemplos de tres materiales con distintas cantidades de ductilidad (porcentaje de elongación). El material A es más dúctil, ya que tiene el mayor ran-

Material chroniony prawem autorskim

go de deformación plástica (zona curva). El material C es típico de los materiales frágiles porque no es posible que se produzca una deformación plástica y se fractura en el límite proporcional.

La *maleabilidad* es la capacidad de un material de soportar una deformación permanente considerable sin romperse por compresión, como al martillearlo o enrollarlo como una hoja. El oro es el metal puro más dúctil y maleable, y la plata el segundo. Entre los materiales empleados en odontología, el platino es el tercero de la lista según su ductilidad y el cobre el tercero según su maleabilidad.

La ductilidad es la máxima deformación plástica que puede soportar un material a temperatura ambiente. Es importante desde un punto de vista odontológico. Se puede medir según la cantidad de deformación permanente indicada por la curva de fuerza/deformación. Por ejemplo, la deformación plástica de la figura 4-10 indica la ductilidad de una sustancia. Después de fracturarse, la fuerza mecánica se reduce a cero, y la deformación residual representa la cantidad de deformación permanente que ha sufrido un objeto.

Medición de la ductilidad

Existen tres métodos para medir la ductilidad: 1) el porcentaje de elongación tras la fractura; 2) la reducción del área de las muestras de ensayos de tracción, y 3) el número máximo de dobleces llevados a cabo en un ensayo de flexión en frío. Probablemente, el método más simple y más utilizado sea comparar el aumento en la longitud del alambre o barra después de la fractura en tensión con respecto a su longitud antes de fracturarse. Se realizan dos marcas en el alambre o barra a una distancia que se denomina *longitud de calibrador*. En el caso de los materiales dentales, la longitud del calibrador estándar es de 51 mm. Posteriormente, se somete el alambre o barra a una carga de tracción. Los extremos fracturados se juntan y se mide nuevamente la longitud de calibrador. El coeficiente del aumento en la longitud después de la fractura en comparación con la longitud inicial del calibrador, expresado en porcentaje, se denomina *porcentaje de elongación* y representa el valor cuantitativo de la ductilidad.

Otro ejemplo de ductilidad es la constricción en forma de cono que se produce en los extremos fracturados de un alambre dúctil que se rompe bajo una carga de tracción. El porcentaje de disminución del área transversal del extremo fracturado en comparación con el área inicial del alambre o barra se denomina *reducción de área*.

Otro método para medir la ductilidad se denomina *ensayo de flexión en frío*. El material se engancha en una placa de sujeción y se dobla alrededor de un mandril con un radio específico. Se cuenta el número de dobleces realizadas hasta que se fractura, y cuanto mayor sea el número, mayor será la ductilidad. El primer doblez se realiza desde la parte vertical a la horizontal, pero los siguientes dobleces se hacen en ángulos de 180 grados.

PREGUNTA CLAVE

La dureza es una propiedad que se emplea para predecir la resistencia al desgaste de un material y su capacidad para desgastar las estructuras dentales antagonistas. ¿Qué otros factores pueden ser responsables del desgaste excesivo del esmalte natural de los dientes o de las superficies protésicas a causa de un material duro?

Dureza

Es difícil definir el término *dureza*. En mineralogía, la dureza relativa de una sustancia se basa en su capacidad para resistir el rayado. En metalurgia, y en la mayoría de las disciplinas, el concepto de dureza que se acepta normalmente es el de «resistencia a la indentación». La mayoría de las pruebas de *dureza* se basan en este precepto.

Material chroniony prawem autorskim

La indentación producida en la superficie de un material a partir de una fuerza con punta afilada o por una partícula abrasiva es consecuencia de la interacción de numerosas propiedades. Entre estas propiedades relacionadas con la dureza de un material se encuentran la resistencia a la compresión, el límite proporcional y la ductilidad.

Al ingeniero le resulta útil conocer la dureza de los materiales. Al dentista le proporciona una información muy valiosa. Las pruebas de dureza se incluyen en numerosas especificaciones sobre materiales dentales de la American Dental Association (ADA). Existen distintos tipos de pruebas de dureza superficial. La mayoría se basan en la capacidad de la superficie de un material de resistir la penetración de una punta de diamante o de una bola de acero bajo una carga determinada. Las pruebas que se usan con más frecuencia para determinar la dureza de los materiales dentales se conocen con los nombres de *Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers* y *Knoop*. La elección de la prueba debe depender del material que se estudie.

La prueba de dureza Brinell es una de las más antiguas que se han utilizado para determinar la dureza de los metales. En la prueba Brinell, se emplea una bola de acero endurecido sometida a una carga específica en la superficie pulida de un material, tal y como muestra la figura 4-10. La carga se divide por el área de la superficie proyectada de la indentación y el cociente se denomina *número de dureza Brinell,* que suele abreviarse como NDB. Por tanto, para una carga dada, cuanto menor sea la indentación, mayor será el número y más duro será el material.

La prueba de dureza Brinell se ha empleado para determinar la dureza de los metales y de los materiales metálicos empleados en odontología. Además, el NDB está relacionado con el límite proporcional y con la resistencia máxima a la tracción de las aleaciones de oro. La prueba es relativamente simple; por ello, en ocasiones es conve-

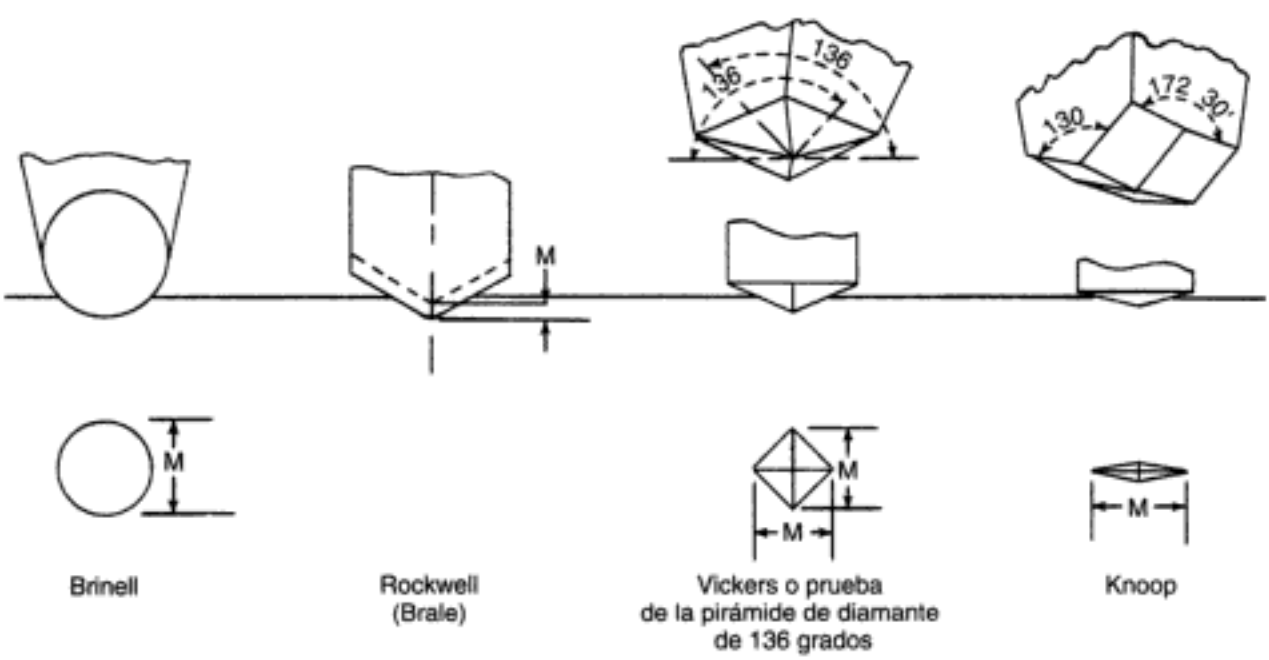


Fig. 4-11 Formas de las puntas de los indentadores **(fila superior)** y de las depresiones que dejan en la superficie de los materiales **(fila inferior).** La dimensión calculada M de cada prueba se emplea para calcular la dureza. Se ilustran las siguientes pruebas: *prueba de Brinell:* se emplea una bola de acero, y se calcula el diámetro de la muesca una vez retirado el indentador. *Prueba de Rockwell:* se utiliza un instrumento cónico que actúa sobre la superficie con una carga mínima **(línea punteada)** y una carga máxima **(línea entera),** y M es la diferencia entre las profundidades de las dos penetraciones. *Prueba de Vickers o prueba de la pirámide de diamante de 136 grados:* se emplea una punta piramidal y se calcula la longitud de la muesca. *Prueba de Knoop:* se emplea una punta de diamante con forma de pirámide romboédrica y se calcula la muesca del eje más largo.

Materiał chroniony prawem autorskim

niente utilizarla como índice de las propiedades que requieren métodos de prueba más complejos.

La prueba de dureza de Rockwell es similar a la de Brinell. En ella, se utiliza una bola de acero o una punta cónica de diamante, como muestra la figura 4-11. En lugar de medir el diámetro de la impresión, se calcula directamente la profundidad de penetración empleando una esfera calibrada sobre el instrumento. Existen varios puntos de indentación de distinto tamaño para probar una gran variedad de materiales. El *número de dureza Rockwell* (abreviado NDR) se designa de acuerdo con el indentador y la carga empleados.

Esta prueba, con lectura directa de la profundidad de la indentación, se utiliza en muchísimos casos y tiene un gran reconocimiento dentro de la industria. Ni la prueba Brinell ni la Rockwell son aconsejables para los materiales frágiles.

La prueba de dureza de Vickers utiliza el mismo principio para probar la dureza que la prueba Brinell. Sin embargo, en lugar de usar una bola de acero, utiliza una pirámide de base cuadrada (v. fig. 4-11). Aunque la impresión es cuadrada y no redonda, el método para calcular el *número de dureza de Vickers* (abreviado DV) es el mismo que para calcular el NDB, dividiendo la carga entre el área de indentación proyectada. Se mide la longitud de las diagonales de la indentación y se hace una media. La prueba de Vickers se utiliza en la especificación de la ADA sobre las aleaciones dentales de oro. Esta prueba es adecuada para determinar la dureza de los materiales dentales; por tanto, también se ha empleado para calcular la dureza de la estructura dental.

La prueba de dureza de Knoop utiliza una herramienta con punta de diamante cortada según la forma geométrica que muestra la figura 4-11. La impresión es rómbica, y se mide la longitud de la diagonal más larga. Se divide el área proyectada entre la carga y se obtiene el *número de dureza de Knoop* (abreviado NDK). Una vez que se hace la indentación y se retira el indentador, la forma del mismo provoca una recuperación elástica de la impresión proyectada a lo largo de la diagonal más corta. Las fuerzas se distribuyen de manera que las únicas dimensiones sujetas a un cambio por relajación son las del eje menor. Por tanto, el valor de dureza es independiente de la ductilidad del material que se estudia. La dureza del esmalte se puede comparar con la del oro, porcelana, resina y otros materiales de restauración. Además, la carga puede variar desde 0,1 kg hasta más de 1 kg, por lo que, mediante esta prueba, se pueden obtener los valores de los materiales duros y blandos.

Las pruebas de Knoop y Vickers se clasifican como pruebas de microdureza en comparación con las de Brinell y Rockwell, que son pruebas de macrodureza. Tanto la prueba de Knoop como la de Vickers utilizan cargas de menos de 9,8 N. Las muescas resultantes son menores y se limitan a una profundidad inferior a 19 µm. Por tanto, son capaces de medir la dureza de las regiones pequeñas de los objetos más finos. Las pruebas de Rockwell y Brinell calculan la media de dureza de zonas mayores. En ocasiones, se emplean otros métodos menos sofisticados para medir la dureza de la goma y de otros materiales dentales plásticos, como las pruebas de Shore y Barcol. Estas pruebas utilizan indentadores portátiles compactos que normalmente se emplean en la industria para el control de calidad. Estas pruebas también se basan en la resistencia a la indentación. Suelen consistir en un indentador metálico en espiral y un calibrador que lee directamente la dureza. El número de dureza se basa en la profundidad de penetración de la punta del indentador en el material.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué en ocasiones las prótesis se fracturan al someterse a fuerzas muy pequeñas, incluso cuando la resistencia del material es relativamente alta?

Material chroniony prawem autorskim

FACTORES PARA LA CONCENTRACIÓN DE ESTRÉS

A pesar de que las prótesis dentales están diseñadas para resistir la deformación plástica y la fractura, en ocasiones se producen fracturas inesperadas, incluso cuando se utilizan materiales de muy buena calidad. Estas fracturas son el resultado de la aplicación de fuerzas de gran magnitud localizadas en zonas específicas, incluso cuando la fuerza media aplicada sobre la estructura es baja. El motivo de esta reducción en la resistencia es la existencia de pequeñas imperfecciones microscópicas o de defectos microestructurales en la superficie o en la estructura interna. Estas imperfecciones son muy críticas en el caso de materiales frágiles si se dan en zonas donde existen fuerzas de tracción, ya que la fuerza aplicada sobre los bordes de estas imperfecciones aumenta notablemente y puede conllevar fracturas y ruptura de enlaces. La figura 4-12 muestra la distribución teórica de fuerzas de tracción en un material frágil y en uno dúctil. A pesar de que, en ambos casos, la fuerza de tracción ha aumentado en el borde de la imperfección, en el caso del material dúctil ha aumentado muy poco (ilustración central de la fig. 4-12), ya que se ha producido una deformación plástica y, como consecuencia, el borde de la imperfección se ha hecho más grande y se ha reducido la magnitud de la fuerza de tracción localizada. A la izquierda de la figura 4-12 podemos ver que no se puede eliminar la fuerza de tracción aplicada sobre un material frágil mediante la deformación plástica en el borde de la imperfección, por lo que se producen fracturas y la fuerza aumenta hasta un nivel crítico. Obsérvese el nivel crítico que ha alcanzado la fuerza de tracción en el borde de la imperfección. Sin embargo, la fuerza que actúa en zonas alejadas de estas imperfecciones será muy inferior si en dichas zonas no existen imperfecciones. Cuando el material es sometido a una fuerza de compresión externa, la imperfección es irrelevante, tal como muestra la figura 4-12. En este caso, la **fuerza de compresión** que actúa sobre un material suele cerrar la fisura, por lo que la distribución de fuerzas es más uniforme.

Hay dos aspectos importantes sobre las fisuras: 1) la intensidad de la fuerza aumenta con la longitud de la imperfección, sobre todo cuando es perpendicular a la dirección de la fuerza de tracción, y 2) las imperfecciones superficiales se asocian con fuerzas mucho mayores que las que se dan cuando se trata de imperfecciones del mismo tamaño en el interior del material. El acabado de la superficie de los materiales frágiles como las cerámicas, amalgamas y composites es muy importante en zonas sometidas a fuerzas de tracción.

Las áreas localizadas donde aumentan las fuerzas pueden ser el resultado de imperfecciones microscópicas inherentes sobre la superficie o en el interior de un material. Las zonas con alta concentración de fuerzas son el resultado de uno o más de los siguientes factores:

1. Imperfecciones superficiales, como porosidad, rugosidad por desgaste y daños mecánicos.
2. Imperfecciones internas, como vacíos o inclusiones.

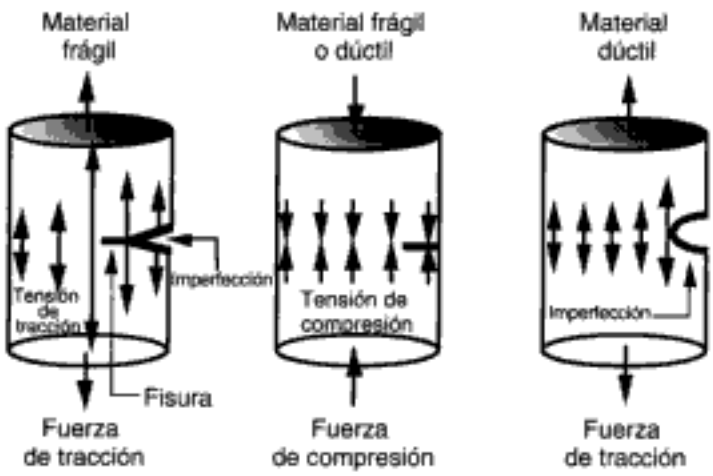


Fig. 4-12 Influencia de las fuerzas de compresión y tracción sobre las imperfecciones de materiales frágiles y dúctiles.

Materiał chroniony prawem autorskim

3. Cambios notables en el contorno, como el punto de anclaje del brazo de un retenedor en la estructura de una prótesis parcial o el ángulo agudo interno en el ángulo pulpar-axial de una preparación dental para una amalgama o una restauración con composite.
4. Una gran diferencia en los módulos elásticos o en el coeficiente de expansión térmica sobre una interfase soldada.
5. Una carga hertziana (o punto de contacto).

Hay varias maneras de minimizar las concentraciones de fuerzas y reducir el riesgo de fractura clínica. En cuanto al factor 1, se puede pulir la superficie para reducir la profundidad de las imperfecciones. En cuanto a las imperfecciones internas, no se puede hacer mucho, salvo mejorar la calidad de la estructura o aumentar el tamaño del objeto. En cuanto al factor 3, el diseño de una prótesis debería variar gradualmente y no abruptamente. Deberían eliminarse las muescas. Se deberían redondear los ángulos internos de las preparaciones para minimizar el riesgo de fractura en la cúspide. En cuanto al factor 4, el material más frágil debería tener el módulo elástico más bajo para que se transfiera más fuerza al material con el módulo elástico más alto. Si no es posible, se debería intentar igualar los módulos elásticos de ambos materiales. Los materiales deben tener unos coeficientes de expansión o contracción más o menos similares. Si no se puede evitar un mal emparejamiento térmico, el material más frágil y débil deberá tener un coeficiente de expansión o contracción ligeramente menor, para que pueda soportar una fuerza de compresión protectora sobre su estructura, y cerca de la interfase. En cuanto al factor 5, se debe redondear el borde de la cúspide de una corona o diente antagonista para aumentar las áreas de contacto oclusal del material frágil.

PREGUNTAS CLAVE

La tenacidad frente a la fractura es una medida más precisa de la resistencia a la fractura de un material frágil que la resistencia a la tracción. ¿Por qué varía tanto la resistencia a la tracción de los materiales frágiles como las amalgamas, composites, cerámicas y cementos inorgánicos? ¿Qué valor deberíamos escoger, de entre todos los valores obtenidos sobre la resistencia a la tracción, a la hora de seleccionar un nuevo producto de entre estos materiales?

CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DE MATERIALES DE RESTAURACIÓN

En los apartados anteriores, hemos estudiado la variabilidad de la resistencia a la tracción. Los materiales frágiles son muy susceptibles de poseer imperfecciones superficiales y defectos internos cuando existen fuerzas de tracción y no pueden deformarse plásticamente para reducir las concentraciones de fuerzas. Por este motivo, su resistencia a la tracción es mucho menor que su resistencia a la compresión. También se suele calcular la resistencia a la compresión, aunque la mayoría de los materiales frágiles no se fracturan al someterse a fuerzas de compresión. Sin embargo, cuando no tenemos los valores de las fuerzas de tracción, deben emplearse los valores de las fuerzas de flexión ya que reflejan el modo de tracción de la fractura. Cuando no tenemos datos sobre la tenacidad frente a la fractura, la resistencia a la tracción, o a la flexión, los valores sobre la resistencia a la compresión pueden ser útiles cuando se compara la resistencia a la fractura entre materiales frágiles similares, como pueden ser algunos grupos de amalgamas, composites o cementos. Los valores notablemente bajos indican un mayor riesgo potencial de fractura clínica, aunque esta hipótesis debería sustentarse con datos clínicos.

Las propiedades físicas descritas anteriormente se han obtenido mediante muestras con formas y tamaños distintos de los de las restauraciones dentales, por lo que debemos seleccionar los materiales de manera intuitiva basándonos en comparaciones adecuadas. Los ingenieros utilizan criterios similares para seleccionar los materiales que emplearán en la construcción de un puente. Ellos tienen ciertas ventajas con respecto a los dentistas, ya que conocen de antemano la tensión «media» máxima que la estructura puede soportar antes de que se fracture. Además, estos valores de fuerzas se multiplican

Material chroniony prawem autorskim

por un «factor de seguridad» para garantizar que la estructura será capaz de soportar una cierta cantidad de fuerza extra. Sin embargo, los valores de resistencia a la tracción de los materiales de restauración representan los valores medios de fuerza. El 50% de las muestras con valor inferior se han fracturado y el 50% con valor superior han sobrevivido. Esta es una tasa inaceptable de fractura para la odontología restauradora; por eso, debería conocerse el rango de valores calculados. Desde un punto de vista ultraconservador, se deberían emplear los valores de resistencia más bajos y no los valores medios, para comparar los materiales y para diseñar prótesis que resistan las fracturas con un alto nivel de confianza.

Desafortunadamente se desconocen los valores de las fuerzas masticatorias de cada paciente, hasta tal punto que el dentista no puede predecir las fuerzas que se inducirán a las restauraciones. Sin embargo, la experiencia clínica refuerza el conocimiento de las relaciones entre las propiedades de los materiales dentales que muestran un buen funcionamiento a largo plazo. Al igual que ocurre en ingeniería, la profesión dental también sabe que el tiempo es la mejor prueba para que un material dental tenga éxito en condiciones clínicas reales.

Cuando se desconocen los datos clínicos sobre la resistencia de un material de restauración durante un período superior a tres años, deberíamos investigar si existen datos fiables a corto plazo (menos de tres años). Si no existen dichos datos, debemos estudiar un nuevo material evaluando si sus propiedades cumplen los requisitos mínimos establecidos en las normas y especificaciones sobre materiales dentales, como las que establecen la ADA y la ISO. Si un material nuevo cumple estos requisitos, el dentista puede estar seguro de que el material funcionará correctamente si se utiliza de un modo adecuado.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Frechette VD: Failure Analysis of Brittle Materials, 1990, Westerville, OH, The American Ceramic Society.

Este libro sobre el análisis de las fracturas superficiales proporciona una excelente visión ilustrada sobre las técnicas fractográficas básicas. Debido a que muchos materiales dentales son frágiles por naturaleza, la identificación de los patrones de fractura y el origen de la misma puede ser útil para identificar las zonas principales donde se inicia la fractura.

Guinness Book of Records, 1994 edition, New York, Facts on File, p 168.

Este libro cita la mayor fuerza de mordida registrada en un humano.

Metals Handbook, Desk Edition, Sixth Printing, 1991, Metals Park, OH, American Society for Metals.

Este libro, que cuenta con un glosario de más de 3.000 términos de ingeniería, proporciona una visión detallada de los materiales y de la tecnología del metal, incluidas las propiedades y los criterios de selección, la información de fabricación, así como las guías de pruebas y de inspección sobre el análisis de fallos, las pruebas mecánicas, las pruebas no destructivas, la metalografía, la fractografía y el control de calidad.

O'Brien WJ: Dental Materials: Properties and Selection. Chicago, IL, Quintessence, 1989.

El apéndice contiene una lista completa de los valores tabulados de las propiedades físicas y mecánicas de los materiales y las estructuras dentales.

O'Brien WJ: University of Michigan: Biomaterials Properties Database, *http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/, University of Michigan, Ann Arbor, MI*

Esta base de datos proporciona una referencia electrónica sobre las siguientes propiedades de los materiales dentales: fuerza de la adhesión entre los materiales de restauración y las estructuras dentales, número de dureza de Brinell, coeficiente de fricción, coeficiente de expansión térmica, gama de color de los dientes naturales, colores de las guías dentales de color, fluencia de la amalgama, tensión superficial crítica, densidad, módulo dinámico, módulo elástico, flujo, calor de fusión, calor de reacción, resistencia de impacto Izod, índice de refracción, número de dureza de Knoop, temperaturas y rangos de fusión, dureza de Mohs, coeficiente de penetración, porcentaje de elongación, deformación permanente, coeficiente de Poisson, límite proporcional, resistencia al corte, dureza de Shore A, solubilidad y desintegración en el agua, calor específico, deformación en compresión, energía libre superficial, tensión superficial, energía de desgarro, resistencia al desgarro, conductividad térmica, difusividad térmica, resistencia transversa, resistencia máxima a la compresión, resistencia máxima a la tensión, presión del vapor, dureza de Vickers, absorción del agua, resistencia máxima y potencial zeta.

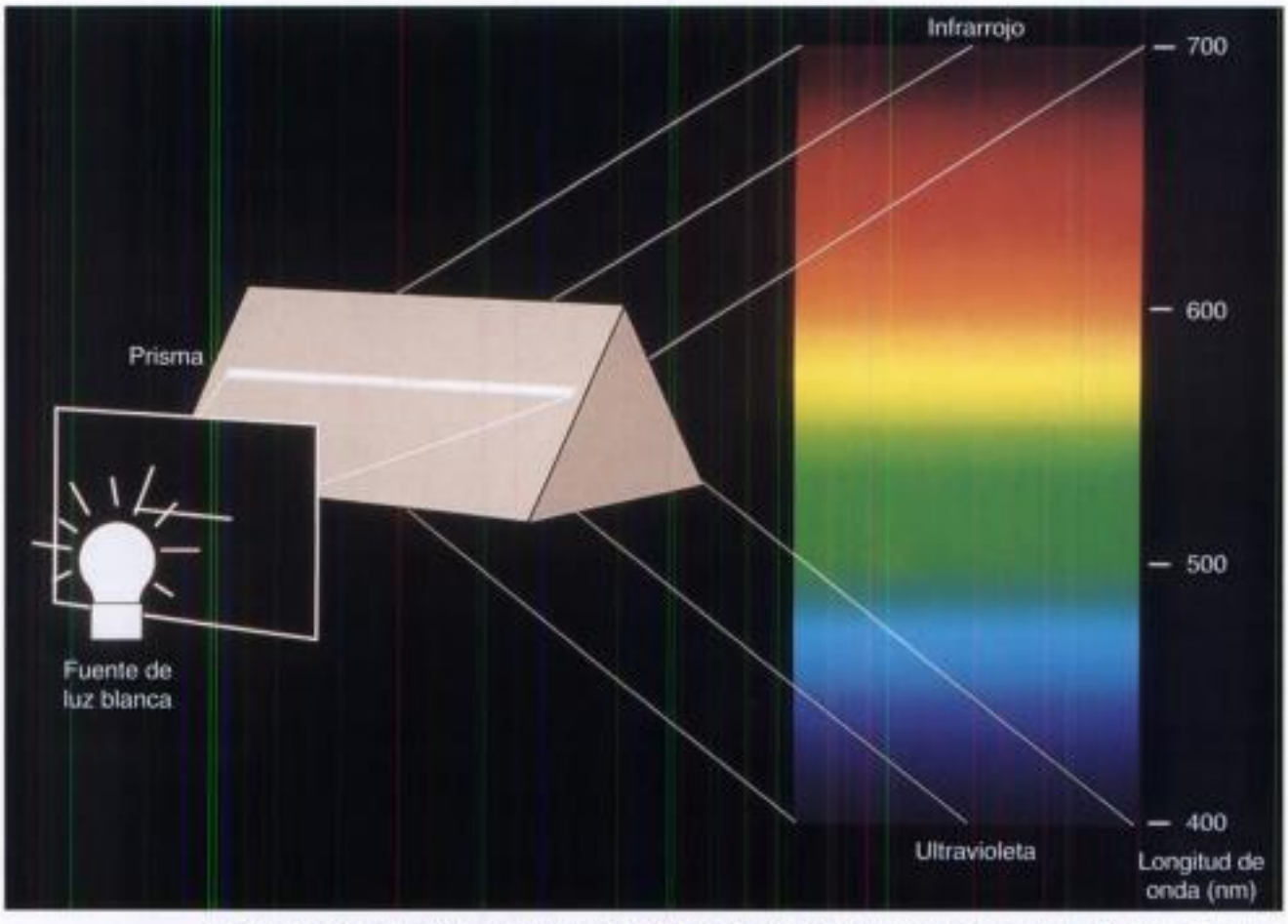
Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GD, and Sweeney WT: Compressive properties of hard tooth tissue. J Am Dent Assoc 60:746, 1960.

A pesar de que los datos de este estudio se publicaron en 1960, sigue siendo una de las referencias más importantes sobre las propiedades mecánicas de la estructura dental.

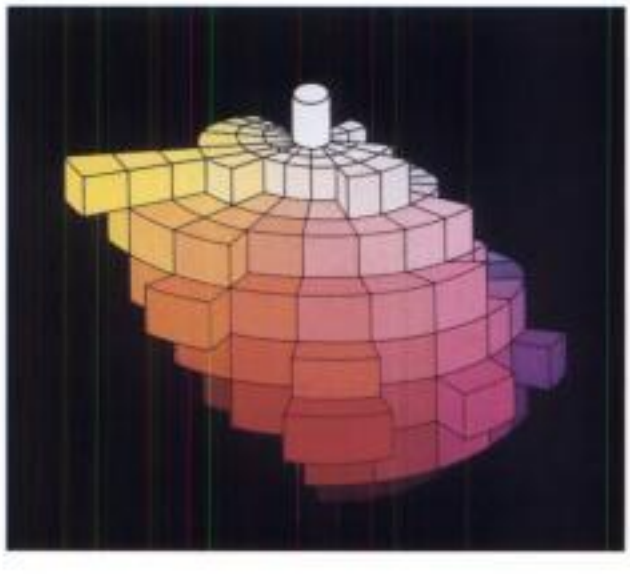
Van Vlack LH: Elements of Materials Science and Engineering, 5th ed. Reading, MA, Addison-Wesley, 1985.

En el capítulo 2 también se menciona este libro como una de las mejores referencias sobre la estructura de la materia, las propiedades de los materiales y la ingeniería.

Material chroniony prawem autorskim

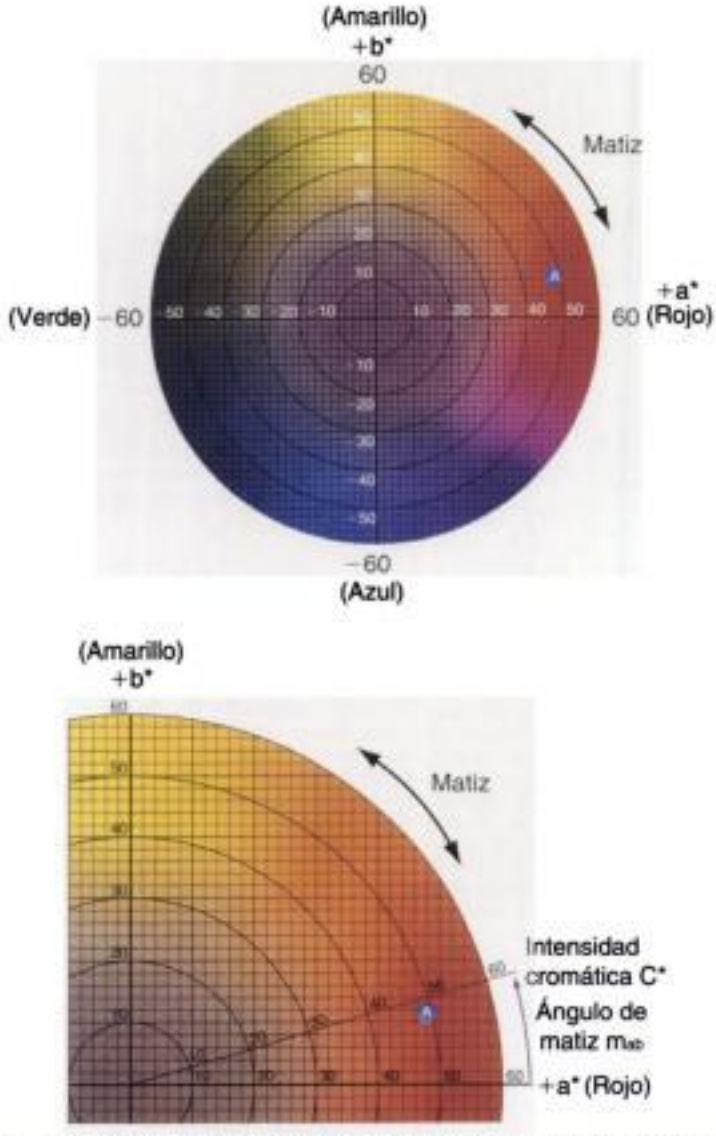


1 Espectro de luz visible con una longitud de onda de entre 400 nm (violeta) hasta 700 nm (rojo). La zona del espectro con la misma energía en condiciones de luz diurna más perceptible por la visión tiene unas longitudes de onda de entre 540 y 570 nm, con un valor máximo de percepción visual de 555 nm.

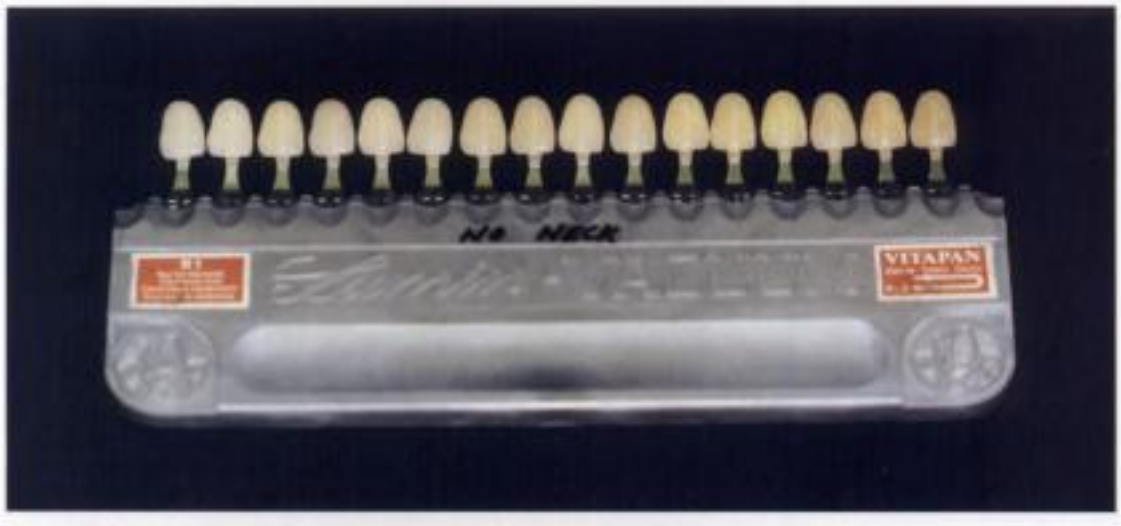


2 Sólido de colores que se emplea para describir las tres dimensiones del color. El valor aumenta desde el negro, en el centro inferior, hasta el blanco, en el centro superior. La intensidad cromática aumenta desde el centro hacia el exterior y el cambio de matiz se produce en dirección circunferencial. (Por cortesía de Minolta Corporation, Instrument Systems Division, Ramsey, NJ.)

Material chroniony prawem autorskim

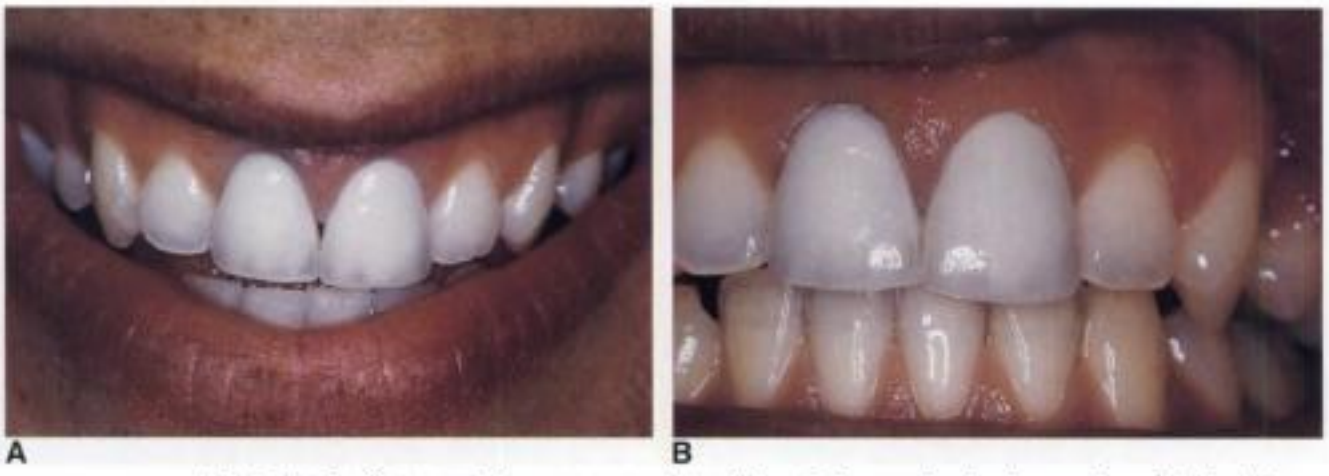


3 La carta de colores L*a*b muestra en el punto A (superior e inferior) el color de una manzana roja. En este diagrama, L* expresa la apariencia (valor) = 42,83; a* (eje rojo-verde) = 45,04; y b* (eje amarillo-azul) = 9,52. En comparación, L* = 72,99; a* = 1,00; y b* = 14,41 describen el color del tono porcelana A2. (Por cortesía de Minolta Corporation, Instrument Systems Division, Ramsey, NJ.)



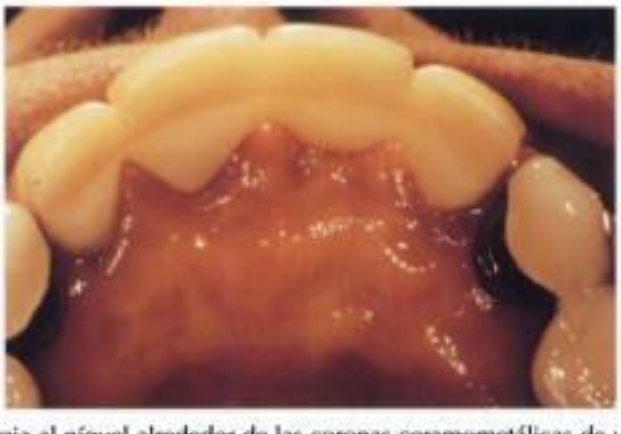
4 Guía dental de tonos del tipo Vita Lumin dispuesta en orden decreciente de valor (de más claro a más oscuro). Se han eliminado los cuellos de las muestras para facilitar la selección del tono del diente.

Materiał chroniony prawem autorskim



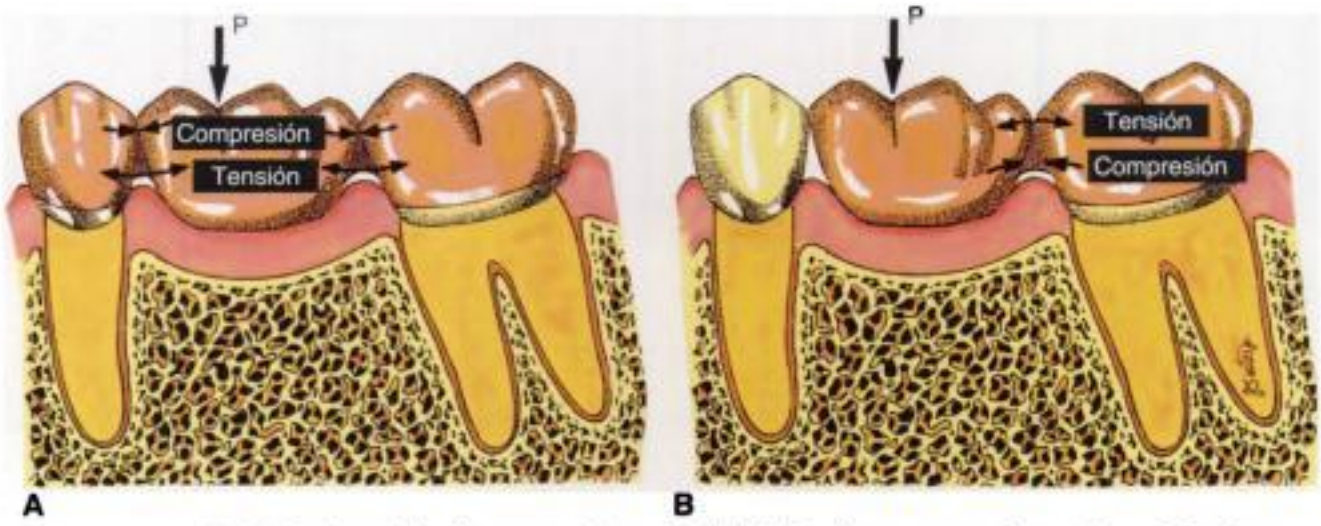
5 **A,** Dos incisivos centrales con coronas de metal-cerámica con bordes de porcelana. El valor (L*) de estas coronas es superior al de los incisivos laterales adyacentes. **B,** Detalle de las coronas de metal-cerámica situadas a la izquierda.

6 Ejemplo de una respuesta inflamatoria (mesial a molar y distal a premolar) al metal de un puente o a una restauración temporal en una mujer de 30 años. Se desconoce la causa de la inflamación; puede tratarse de una respuesta alérgica o de una respuesta inflamatoria no específica. En ocasiones, es difícil determinar con certeza las etiologías de este tipo de reacciones. En algunos casos, se cree que reacciones como ésta contribuyen a la inflamación periodontal causada por la placa, aunque es difícil comprobarlo. (La fotografía es cortesía del Dr. Kevin Frazier, Medical College of Georgia School of Dentistry.)

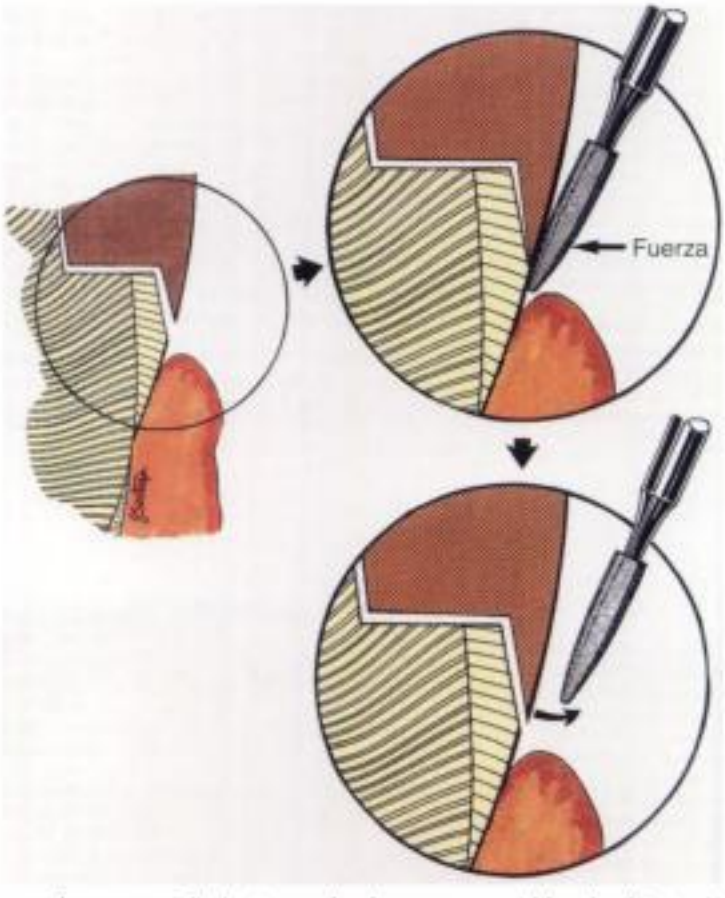


7 Ejemplo de una alergia al níquel alrededor de las coronas ceramometálicas de una mujer. La inflamación es significativa cuando se da en la encía lingual, sobre todo alrededor de los dientes 6 (13), 7 (12), 10 (22) y 11 (23). La reacción alérgica, que se da a pesar de que la mayoría de las aleaciones de níquel se cubren con porcelana, se produce porque las coronas liberan iones de níquel en los tejidos adyacentes. En ocasiones es muy difícil diferenciar este tipo de reacciones alérgicas de la gingivitis, de la enfermedad periodontal o de una irritación general a causa de la toxicidad. (La fotografía es cortesía del Dr. Michael Myers, Medical College of Georgia School of Dentistry.)

Material chroniony prawem autorskim



8 **A,** Tensiones inducidas por una fuerza de flexión (P) sobre un puente de tres piezas. **B,** Tensiones inducidas sobre un puente en voladizo de dos piezas. Obsérvese que la fuerza de tracción actúa sobre el lado gingival del puente de tres piezas y sobre el lado oclusal del puente en voladizo.



9 Esquema de un procedimiento empleado para cerrar el borde abierto de una corona de metal **(arriba, izquierda)** mediante bruñido con un instrumento rotatorio **(arriba, derecha).** Obsérvese que tras eliminar la piedra rotatoria **(abajo)** se recupera la deformación elástica y se mantiene una ligera discrepancia marginal.

Materiał chroniony prawem autorskim

5

Solidificación y microestructura de los metales

William A. Brantley

ESQUEMA

Metales

Enlaces metálicos

Aleaciones

Solidificación de los metales

PALABRAS CLAVE

Aleación: Sustancia cristalina con propiedades metálicas compuesta de dos o más elementos químicos, de los cuales al menos uno es un metal.

Fase: Región homogénea, físicamente distinta y mecánicamente separable de una microestructura mecánica.

Grano: Cristal microscópico simple en la microestructura de un material metálico.

Metal: Elemento o aleación cuya estructura atómica pierde electrones para formar iones cargados positivamente, y que posee enlaces metálicos (a través de una extensión espacial de electrones de valencia), opacidad, buena reflectancia de la luz de una superficie pulida y gran conductividad eléctrica y térmica.

Microestructura: Apariencia estructural de un metal obtenida mediante imágenes microscópicas de la superficie de una muestra lisa y pulida, grabada química o electrolíticamente.

Microestructura dendrítica: Microestructura de aleación para colado compuesta de cristales muy alargados con una morfología ramificada en lugar de granos equiaxiales.

Microestructura equiaxial de granos: Microestructura de aleación para colado en la que los granos tienen dimensiones similares.

Nucleación heterogénea: Formación de núcleos sólidos en las paredes de un molde o en las partículas de un metal fundido.

Nucleación homogénea: Formación de núcleos sólidos que se produce al azar en un metal fundido superenfriado dentro de un recipiente limpio e inerte.

Núcleo: Grupo estable de átomos de una nueva fase que se forma al aumentar la temperatura, como ocurre durante la solidificación de un metal.

Los capítulos 5, 6, 12 y 19 sirven de introducción a los **metales** y las **aleaciones** colados y a la metalurgia física. En los últimos años, ha disminuido el uso de metales de colado debido al aumento de la demanda de los consumidores, que prefieren la estética antes que la durabilidad. Sin embargo, es esencial conocer la estructura y propiedades de los metales y aleaciones de colado para garantizar el uso adecuado de estos materiales en la práctica, y para diagnosticar los fracasos clínicos de las restauraciones para colado, en caso de que ocurran. Además, los metales de colado se usan como cofias o subestructuras de las restauraciones de metal-cerámica, de las coronas y puentes más comunes, y son

Material chroniony prawem autorskim

las que más duran de todas las restauraciones estéticas, sobre todo cuando se usan para restaurar los dientes posteriores. En este capítulo se presentan los principios de la formación de la fase de equilibrio durante la solidificación de los metales de colado. Han de tenerse en cuenta las palabras clave de este capítulo, ya que ayudarán a comprender las transformaciones de fase de las aleaciones dentales de colado.

PREGUNTAS CLAVE

¿Por qué los metales con propiedades similares se encuentran en la misma región de la tabla periódica? ¿Qué metales de transición son componentes importantes de las aleaciones dentales?

METALES

En odontología, los metales representan una de las cuatro clases más importantes de materiales empleados para la reconstrucción de tejidos orales dañados. Aunque los metales se distinguen fácilmente de las cerámicas, polímeros y composites, no es fácil definir la palabra *metal* debido a la gran variedad de propiedades de los materiales metálicos. *The Metals Handbook* (El manual de los metales) (1992) define un metal como «una sustancia química opaca y brillante que es buena conductora del calor y la electricidad, y cuando está pulida, refleja muy bien la luz». Una aleación es una sustancia con propiedades metálicas que consta de dos o más elementos químicos, siendo, al menos uno de ellos, un metal. El galio y el mercurio, elementos que se usan con frecuencia en las aleaciones dentales, son líquidos a la temperatura corporal. Sin embargo, todos los metales y aleaciones empleados como materiales de restauración en odontología son sólidos cristalinos. También se pueden definir los metales según sus propiedades de calidad y cantidad, como su brillo, maleabilidad, ductilidad, conductividad eléctrica, conductividad térmica, gravedad específica y capacidad para producir un sonido cuando se golpean.

A excepción de las láminas de oro puro, el titanio comercial puro (CP), las puntas de plata de endodoncia, los metales empleados en restauraciones dentales, las estructuras de las prótesis parciales, los alambres ortodóncicos y los instrumentos de endodoncia son aleaciones. La gran variedad de composiciones de aleaciones dentales complejas se explicará en los capítulos 6, 17, 19 y 20, y consisten en: 1) amalgamas dentales cuyos principales componentes son el mercurio, la plata, el estaño y el cobre; 2) aleaciones de metales nobles cuyos principales componentes son algunas combinaciones de oro, paladio, plata y otros elementos secundarios, pero importantes, como el cobre, el platino, el estaño, el indio y el galio, y 3) aleaciones de metales base cuyo principal elemento es el níquel, el cobalto, el hierro o el titanio, y otros elementos secundarios que también se encuentran en la composición de la aleación. Además, el titanio comercial puro, que se clasifica en cuatro grados distintos, también se puede considerar técnicamente como una aleación, ya que los pequeños porcentajes de otros elementos se consideran impurezas según lo que establece la norma de la American Society for Testing and Materials (ASTM) (Sociedad Americana De Pruebas y Materiales) para cada grado.

Una superficie metálica limpia tiene un brillo que es difícil imitar en otros tipos de materiales sólidos. La mayoría de los metales emiten un sonido metálico («timbrazo») cuando se los golpea, aunque se pueden hacer algunos compuestos de sílice que producen un sonido similar. Una característica única de los metales es que son buenos conductores térmicos y eléctricos. En comparación con las cerámicas, los polímeros y los composites, los metales tienen una alta tenacidad frente a la fractura (K_{Ic}), es decir, la capacidad de absorber energía e inhibir la propagación de fisuras en casos en los que aumenta la fuerza de tracción. Esta propiedad es una medida de la resistencia de un material frente a la propagación de fisuras. Por ejemplo, la K_{Ic} de la mayoría de los metales varía entre 25 y 60 MPa·$m^{1/2}$, en comparación con un rango de entre 0,75 y 5,0 MPa·$m^{1/2}$ de las cerámicas dentales. En general, los metales sólidos son más fuertes y densos que otros elementos no metálicos. La mayoría de los metales son más dúctiles y maleables

Material chroniony prawem autorskim

que los no metales, que en general son frágiles. Algunos metales (hierro, níquel o cobalto) que componen las aleaciones dentales, pueden magnetizarse, aunque también pueden obtenerse en estado no magnético.

Algunos metales necesitan elementos de aleación para resistir el deslustrado y la corrosión en la cavidad oral, a pesar de que muchos metales son resistentes a los ataques químicos a temperatura ambiente. Por ejemplo, el cromo es necesario en las aleaciones basadas en hierro, níquel o cobalto, para proporcionar una pasivación de la aleación mediante la formación de una fina capa de óxido de cromo. Los metales nobles (oro, iridio, osmio, paladio, platino, rodio y rutenio) son muy resistentes a la corrosión y oxidación y no necesitan elementos de aleación para estos fines. Sin embargo, cuando se emplean metales nobles puros para restauraciones dentales, éstos deben alearse para proporcionar la suficiente resistencia frente a la deformación y fractura. También se añaden pequeñas cantidades de elementos oxidables, como hierro, estaño e indio, a las aleaciones nobles empleadas en las prótesis de metal-cerámica para propiciar los enlaces entre las carillas de cerámica y el óxido metálico sobre la superficie metálica.

De los 115 elementos que figuran en las versiones más recientes de la tabla periódica de los elementos, aproximadamente 81 se pueden clasificar como metales. (Los elementos adicionales que se han creado con reactivos nucleares tienen vidas medias cortas.) Los elementos metálicos se pueden agrupar según su densidad, ductilidad, punto de fusión y nobleza. Esto indica que las propiedades de los metales están íntimamente relacionadas con su electrón de valencia. La figura 5-1, la tabla periódica de los elementos, muestra la agrupación de los elementos de metal puro. Algunos metales importantes para las aleaciones dentales son los *elementos de transición*, en los que las subcapas de electrones más externas se ocupan antes de que se completen las internas. Es aconsejable que se consulte un libro de química general para revisar las distintas clases de elementos de transición.

Desde un punto de vista físico y químico, todos los elementos metálicos tienen una característica común: los electrones más externos alrededor del átomo neutro están poco ligados. Por ejemplo, un químico sabe que los átomos de sodio, zinc y aluminio suelen perder sus electrones de valencia y se convierten en iones positivos en solución. Además, si dos metales distintos forman los electrodos de una célula galvánica, el metal que se oxida más fácilmente es el ánodo y proporciona electrones a un circuito externo.

La mayoría de los metales tienen una apariencia «blanca» (p. ej., el aluminio, la plata, el níquel, el paladio, el estaño y el zinc). Sin embargo, hay pequeñas diferencias en el matiz y la intensidad cromática de estos metales blancos. El oro y el cobre son dos metales no blancos de la tabla periódica, y ambos son componentes muy importantes de las aleaciones dentales de colado.

Las propiedades de los elementos puros no se transforman bruscamente de elementos metálicos a no metálicos ya que nos movemos hacia el lado derecho de la tabla periódica (v. fig. 5-1). En cambio, la frontera entre los metales y los no metales es arbitraria, y los elementos próximos a este límite tienen características propias de los metales y los no metales. En ocasiones, el carbono, el boro y el silicio se combinan con metales para formar importantes materiales comerciales de ingeniería. El silicio y el germanio se denominan *semiconductores* porque su conductividad eléctrica es intermedia entre la de un metal y la de un aislante. Estos dos elementos son la base de muchos dispositivos eléctricos. Sin embargo en odontología, las aleaciones más comunes empleadas en aparatos y prótesis dentales emplean, en su mayoría, uno de los siguientes elementos: cobalto, oro, hierro, níquel, paladio, plata y titanio.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué las propiedades físicas y químicas generales de los materiales dentales metálicos difieren de las de los materiales cerámicos y poliméricos?

Material chroniony prawem autorskim

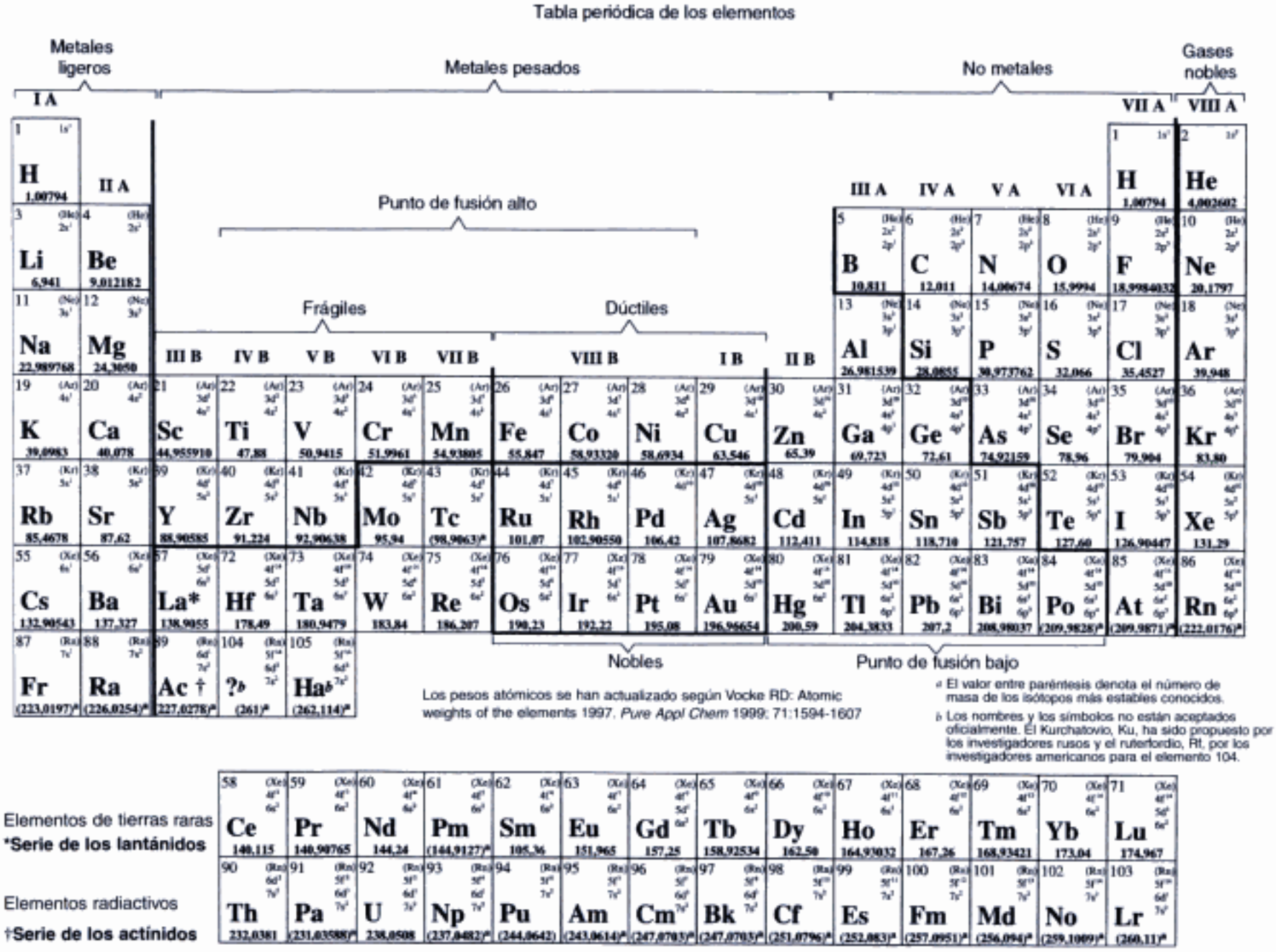


Fig. 5-1 Tabla periódica de los elementos. (De Burtis, CA y Ashwood, ER: *Tietz Fundamentals of Clinical Chemistry*, 5.ª ed. Filadelfia, WB Saunders, 2001.)

Material chroniony prawem autorskim

ENLACES METÁLICOS

Además de los enlaces iónicos y covalentes, los átomos sólidos pueden mantenerse unidos mediante una interacción primaria denominada *enlace metálico*. Una de las principales características de un metal es su capacidad para conducir el calor y la electricidad, que se asocia con la movilidad de los *electrones libres* que se encuentran en estos materiales.

Los electrones de valencia de la capa externa se pueden eliminar fácilmente de los átomos de los metales, por lo que los núcleos que contienen el equilibrio de los electrones ligados forman núcleos de iones cargados positivamente. Los electrones de valencia libres forman una «nube» o «gas» que da lugar a la atracción electroestática entre la nube de electrones libres y los núcleos de los iones cargados positivamente. La repulsión de las celdas cerradas de los electrones más externos de los núcleos iónicos equilibra esta fuerza de atracción en el espacio interatómico de equilibrio del metal. Los enlaces metálicos se pueden comparar con los iónicos y covalentes, en los que los electrones de valencia están cerca de los átomos base.

Los electrones libres actúan como conductores tanto térmicos como eléctricos. Transfieren la energía moviéndose desde las zonas de mayor energía hasta las de menor energía, bajo la influencia de un gradiente térmico o de un campo eléctrico (gradiente de potencial). El enlace metálico también es responsable del brillo, o propiedad de reflexión de los metales pulidos, y de su capacidad para soportar una considerable deformación permanente (asociada con las propiedades de ductilidad y maleabilidad) al someterse a fuerzas mecánicas de notable intensidad. Las cerámicas y materiales poliméricos no tienen estas características, ya que en ellos los enlaces atómicos se producen mediante la combinación de enlaces iónicos y covalentes. La formación de iones positivos (cationes) a partir de metales en solución es la consecuencia de los núcleos iónicos asociados con los enlaces metálicos.

ALEACIONES

La utilización de metales puros es muy limitada en odontología. Los metales puros tienen también un uso limitado en ingeniería, ya que pueden ser blandos, como el hierro, y tienden a corroerse rápidamente. La tabla 5-1 incluye los metales más utilizados, así como sus constantes físicas. Afortunadamente, los elementos metálicos mantienen su comportamiento metálico incluso cuando no son puros y a menudo toleran una adición importante de otros elementos cuando se solidifican pasando de estado líquido a sólido.

Para mejorar el rendimiento de sus propiedades, los metales más utilizados en ingeniería y en odontología son mezclas de dos o más elementos metálicos o, en algunos casos, de uno o más metales y/o no metales. A pesar de que estas mezclas se pueden obtener de varias formas, normalmente se preparan fundiendo los elementos a un punto superior a su punto de fusión. Una aleación es un material sólido formado a partir de la combinación de un metal con uno o más elementos metálicos o no metálicos. Por ejemplo, si se añade una pequeña cantidad de carbono al hierro se obtiene acero. Al añadir una cierta cantidad de cromo al hierro, al carbono y a otros elementos para formar acero inoxidable, se obtiene una aleación muy resistente a la corrosión. Como se indicó anteriormente, el cromo también se utiliza para proporcionarles al níquel o a las aleaciones de cobalto resistencia a la corrosión; éstos constituyen dos de los grupos más importantes de aleaciones de metales base empleados en odontología. El cromo proporciona esta resistencia a la corrosión formando una capa muy delgada de óxido que se adhiere a la superficie y que previene la difusión de oxígeno u otros elementos corrosivos sobre el metal base. El oro puro es muy resistente a la corrosión; sin embargo, en muchas aleaciones dentales se le añade cobre para aumentar su fuerza y resistencia a la deformación permanente. Las primeras aleaciones dentales y empleadas en ingeniería evolucionaron gracias a los errores, aunque las aleaciones actuales empleadas para fines específicos son el resultado de los avances tecnológicos.

En este capítulo, el término *metal* incluye las aleaciones y los metales puros. En el caso de que el concepto que hemos discutido no sea adecuado para las aleaciones y los me-

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 5-1 Constantes físicas de los elementos que forman aleaciones

Elemento	Símbolo	Peso atómico	Punto de fusión (°C)	Punto de ebullición (°C)	Densidad (g/cm^3)	Coeficiente lineal de expansión térmica (10^{-6}/°C)
Aluminio	Al	26,98	660,2	2.450	2,70	0,236
Antimonio	Sb	121,75	630,5	1.380	6,62	0,108
Bismuto	Bi	208,98	271,3	1.560	9,80	0,133
Cadmio	Cd	112,40	320,9	765	8,37	0,298
Carbono	C	12,01	3700,0	4.830	2,22	0,06
Cobalto	Co	58,93	1495,0	2.900	8,85	0,138
Cobre	Cu	63,54	1083,0	2.595	8,96	0,165
Cromo	Cr	52,00	1.875,0	2.665	7,19	0,062
Estaño	Sn	118,69	231,9	2.270	7,298	0,23
Hierro	Fe	55,85	1.527,0	3.000	7,87	0,123
Indio	In	114,82	156,2	2.000	7,31	0,33
Iridio	Ir	192,2	2.454,0	5.300	22,5	0,068
Magnesio	Mg	24,31	650,0	1.107	1,74	0,252
Mercurio	Hg	200,59	-38,87	357	13,55	0,40
Molibdeno	Mo	95,94	2.610,0	5.560	10,22	0,049
Níquel	Ni	58,71	1.453,0	2.730	8,90	0,133
Oro	Au	196,97	1.063,0	2.970	19,32	0,142
Paladio	Pd	106,4	1.552,0	3.980	12,02	0,118
Plata	Ag	107,87	960,8	2.216	10,49	0,197
Platino	Pt	195,09	1.769,0	4.530	21,45	0,089
Plomo	Pb	207,19	327,4	1.725	11,34	0,293
Rodio	Rh	102,91	1.966,0	4.500	12,44	0,083
Silicio	Si	28,09	1.410,0	2.480	2,33	0,073
Tantalio	Ta	180,95	2.996,0	5.425	16,6	0,065
Titanio	Ti	47,90	1.668,0	3.260	4,51	0,085
Tungsteno	W	183,85	3.410,0	5.930	19,3	0,046
Zinc	Zn	65,37	420,0	906	7,133	0,397

Datos de Lyman T (ed.): *Metals Handbook*, 8.ª ed., vol. 1, Cleveland, American Society for Metals, 1964.

tales puros, se hará una distinción clara entre ellos. En los capítulos 19 y 20 se explicarán en detalle las propiedades físicas y químicas de las aleaciones. Sin embargo, antes de continuar con las aleaciones, trataremos los fundamentos de la formación de un sólido a partir de su estado líquido (fundido).

SOLIDIFICACIÓN DE LOS METALES

Los metales puros, junto con otros elementos químicos, se identifican por su punto de fusión y ebullición específicos y por sus propiedades físicas y químicas básicas. La tabla 5-1 muestra algunas de estas propiedades de los metales que son interesantes para la odontología.

Material chroniony prawem autorskim

En primer lugar, consideraremos los fenómenos de solidificación que se producen al congelar un metal puro en un recipiente limpio. En este capítulo se tratarán brevemente algunos aspectos de la congelación de las aleaciones, y en el capítulo 6 se hablará en detalle del proceso de solidificación de las aleaciones. Si un metal puro se funde y se deja enfriar a temperatura ambiente en un recipiente limpio (e inerte) y se representa su temperatura en función del tiempo, se obtiene un gráfico similar al de la figura 5-2. Obsérvese que la temperatura disminuye del punto A al B'. Posteriormente, se produce un aumento de la temperatura desde el punto B' al B, en el cual la temperatura se mantiene constante hasta que se alcanza el tiempo que indica el punto C. Como consecuencia, la temperatura del metal disminuye hasta alcanzar la temperatura ambiente.

La temperatura T_f es el punto de congelación o temperatura de solidificación de un metal puro, tal y como indica la zona plana o «meseta» de la curva en el punto BC. También es el punto de fusión, o *temperatura de fusión*. Durante la fusión, la temperatura se mantiene constante. Durante la congelación o solidificación, se libera calor a medida que el metal cambia de estado líquido, con un alto nivel de energía, a estado sólido, con un nivel bajo de energía. Esta diferencia de energía es el *calor latente de solidificación* y es igual al calor de fusión que se estudia en los cursos de física. Se define como el número de calorías de calor liberadas por 1 gramo de sustancia cuando ésta se pasa de estado líquido a sólido.

Para poder interpretar la curva de la figura 5-2, debemos reconocer que todas las temperaturas superiores a T_f, como indica la meseta BC, se asocian con el metal fundido. Después del punto C, todas las temperaturas inferiores a T_f se asocian con el metal sólido. El enfriamiento inicial de un metal líquido desde T_f hasta el punto B' se denomina *superenfriamiento*. Durante el proceso de superenfriamiento, comienza la cristalización del metal puro. Una vez que se empiezan a formar los cristales, la liberación de calor latente de fusión hace que aumente la temperatura hasta llegar a T_f, donde permanece constante hasta que se completa la cristalización en el punto C. Es importante destacar que el proceso de superenfriamiento de los metales puros sólo se produce en recipientes limpios e inertes, es decir, en circunstancias en las que no es posible que se produzca la nucleación heterogénea (que se tratará más adelante).

La temperatura de fusión de los metales y aleaciones, así como su comportamiento de solidificación, son muy interesantes para los dentistas y laboratorios dentales, ya

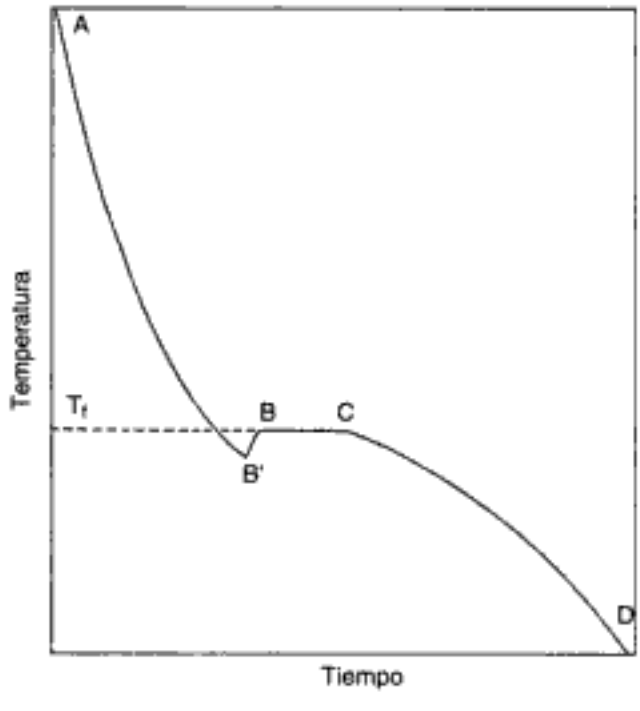


Fig. 5-2 Curva de tiempo-temperatura del enfriamiento de un metal puro que muestra el proceso de superenfriamiento.

Material chroniony prawem autorskim

que muchas estructuras dentales metálicas se fabrican mediante procedimientos de colado. Tal y como explicaremos en el capítulo 12, se prepara un *patrón* de cera o plástico que es una réplica exacta de la restauración dental o de la prótesis que se va a fabricar. Utilizando un revestimiento dental muy preciso, se prepara un molde a partir del patrón, en el que se cuela la aleación fundida o se introduce bajo presión. Cuando la aleación solidifica, se reproduce el patrón original en forma de *colado* metálico. Los procedimientos de colado y los materiales que se utilizan se tratarán en los capítulos 12 y 19.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué se espera que las aleaciones dentales comiencen a enfriarse mediante nucleación heterogénea, en vez de mediante nucleación homogénea?

Formación del núcleo

Las estructuras de los metales en estado líquido no son muy distintas de las de otros líquidos, a pesar de que la tensión superficial de los metales líquidos es aproximadamente 10 veces mayor que la del agua. Al igual que ocurre con otros líquidos, los átomos metálicos pueden moverse en estado líquido a un ritmo muy rápido, que viene determinado por un coeficiente de difusión de aproximadamente 10^{-5} cm^2/seg. A diferencia de lo que ocurre con los sólidos, la estructura de los metales líquidos no difiere mucho de un metal a otro, y tienen tendencia a formar uniones atómicas de orden de escala corta.

A medida que el metal fundido se aproxima a su temperatura de congelación (meseta BC de la fig. 5-2) cambian sus relaciones energéticas. La figura 5-3 describe este proceso de solidificación desde un punto de vista termodinámico. La solidificación comienza con la formación de embriones en el metal fundido. Un *embrión* es un peque-

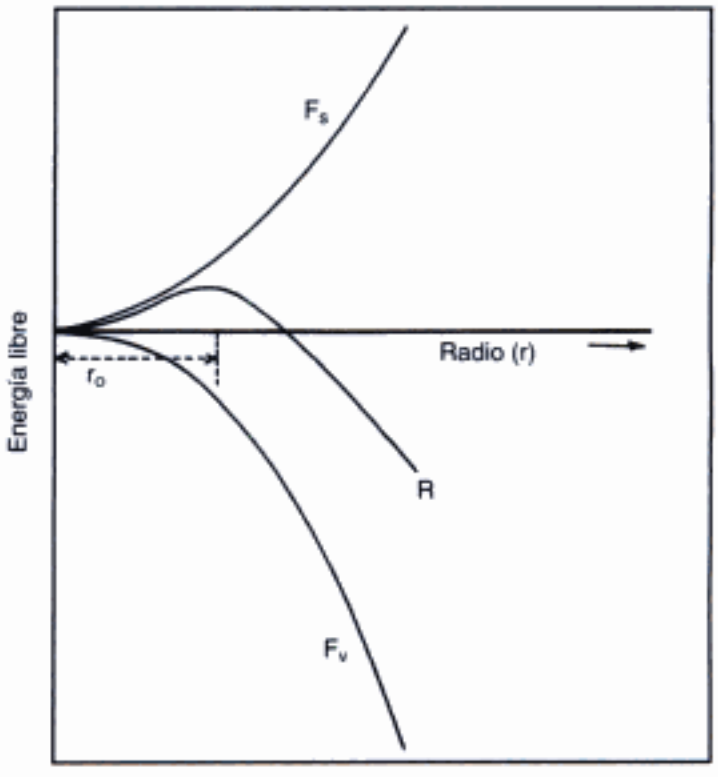


Fig. 5-3 Energía libre de la formación de un núcleo en función de su radio. F_v es la energía libre de volumen del embrión, F_s es la energía libre de la superficie y R es la energía libre resultante.

Material chroniony prawem autorskim

ño grupo de átomos que tienen la misma disposición que el orden atómico de mayor escala de un metal solidificado. A una temperatura superior a T_f (temperatura de fusión) también se forman estos embriones de manera espontánea en el metal fundido, aunque son inestables, ya que en estado líquido hay menos energía libre que en estado sólido.

Es importante considerar cómo contribuyen la *energía libre superficial* y la *energía libre del volumen* a la energía libre total de estos embriones en función de su tamaño. La energía libre superficial (F_s) de un embrión es mayor que su energía interna o de volumen porque existe una atracción desigual entre los átomos de la superficie que tienden a acercarlos, aumentando la tensión superficial. Por tanto, cuesta mucho crear la superficie de un embrión, que es la base de la contribución de la energía superficial. En el caso de los embriones esféricos, la energía libre de la superficie aumenta con el cuadrado del radio del embrión. La contribución de la energía libre de volumen (F_v) es la diferencia en las energías libres de los estados sólido y líquido. El estado sólido tiene menos energía libre cuando la temperatura es inferior a la temperatura de congelación (T_f). Por tanto, F_v se hace cada vez más negativa (más favorable energéticamente) a medida que la temperatura del líquido superenfriado disminuye por debajo de T_f. A una temperatura inferior a T_f, F_v varía con la tercera energía del radio del embrión esférico.

A una temperatura específica del metal líquido superenfriado, la energía libre total o resultante (R) de un embrión en función de su radio es la suma de las contribuciones de la energía libre superficial (positiva) y de la energía libre de volumen (negativa). La representación de R en la figura 5-3 nos muestra que, con valores pequeños del radio del embrión, F_s se hace dominante y la energía libre total del embrión es negativa (energéticamente favorable). Existe un tamaño crítico del *núcleo*, denominado r_o en la figura 5-3, que corresponde al punto máximo de la energía libre total de los embriones en función de su radio. En el caso de un embrión de radio (r_o), la energía libre total (R) disminuye al añadir otro átomo y continúa disminuyendo a medida que crece el embrión. Los embriones con radios inferiores a r_o son inestables, se forman espontáneamente y desaparecen en el metal líquido, mientras que los embriones con radio superior a r_o son núcleos estables y siguen creciendo durante el proceso de solidificación.

Cuanto mayor sea la cantidad de superenfriamiento, o lo que es lo mismo, cuanto mayor sea la tasa de reducción de la temperatura por debajo de T_f, menor será el radio crítico r_o, porque el valor de F_v en un embrión de un tamaño dado se hace cada vez más negativo. (El valor de F_s por unidad de área no se ve afectado por la cantidad de superenfriamiento.) La figura 5-4 muestra este efecto e indica los valores bajos de r_o que favorecen la congelación de los metales. Por tanto, un número creciente de embriones se estabilizan a medida que aumenta el superenfriamiento, y estos embriones tienen una energía superficial reducida debido a que ha disminuido su radio. Si se enfría un metal fundido tan rápido como para producir la solidificación a una temperatura muy inferior a T_f, hay una posibilidad de que se formen núcleos estables muy pequeños o que se solidifiquen los centros. Si se quiere obtener un cristal simple, se necesita poco superenfriamiento, y el metal fundido se debe enfriar muy lentamente. Este método de formación de núcleos en el metal líquido masivo se denomina *nucleación homogénea*, porque se produce en ausencia de superficies que favorecerían la nucleación heterogénea, tal y como explica el siguiente apartado. La nucleación homogénea es un proceso fortuito, y la probabilidad de que se produzca es la misma en cualquier punto del metal fundido.

Otro método para reducir la energía superficial de un embrión es que los átomos entren en contacto con la superficie de alguna partícula del metal fundido o con un área de la superficie del molde que puedan humedecer. Debido a que se reduce el área superficial del embrión que está en contacto con el metal fundido, disminuye la energía superficial, facilitando la formación de embriones estables. Dicho proceso se denomina *nucleación heterogénea* porque un cuerpo extraño «sembró» el núcleo. Por ejemplo, si el

Material chroniony prawem autorskim

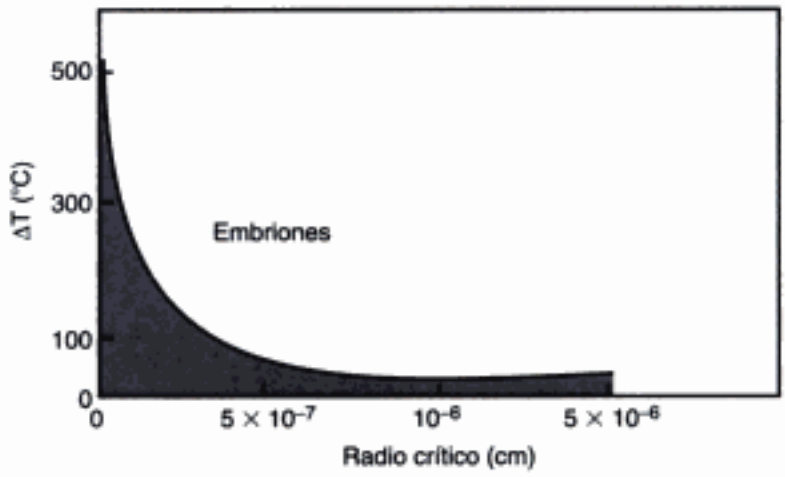


Fig. 5-4 Radio crítico del núcleo del cobre en función del grado de superenfriamiento. ΔT denota el número de grados de superenfriamiento por debajo de T_f (584 °C). La zona sombreada representa el núcleo; la zona no sombreada representa los embriones. (De Eisenstad, M; *Introduction to Mechanical Properties of Materials*, 1971. Pearson Education Inc., Upper Saddle River, New Jersey.)

metal que se solidifica es el oro, las pequeñas partículas de oro que se ciernen sobre el metal fundido pueden causar la nucleación. Como se indicó previamente, las paredes del molde o las partículas de polvo y otras impurezas del metal fundido pueden producir la nucleación heterogénea. Es importante destacar que no es necesario el superenfriamiento para la nucleación heterogénea, que generalmente se produce con las aleaciones dentales coladas.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué el tamaño del grano o la escala microestructural de la aleación dental disminuye notablemente cuando se produce un aumento sustancial de la tasa de solidificación?

Formas de solidificación y efectos sobre las propiedades

La difusión atómica del metal fundido al núcleo controla la cristalización de los metales sólidos a partir de su estado líquido. Los cristales no suelen formarse regularmente a lo largo de un plano, sino por difusión atómica y en posiciones irregulares dentro de la estructura del cristal. Además, también se forman constantemente y de manera aleatoria discontinuidades estructurales e imperfecciones.

Es característico que un metal puro se cristalice desde el núcleo de un modo que en ocasiones se asemeja a las ramas de un árbol, produciendo cristales alargados que se denominan *dendritas*. En tres dimensiones, su apariencia general es similar a la de los cristales de escarcha bidimensionales que se forman en los cristales en invierno. Después de su nucleación, sobre todo en las paredes del molde de colado, las dendritas crecen al solidificarse los metales puros mediante el *superenfriamiento térmico*. Las extensiones o zonas elevadas (denominadas *protuberancias*) se forman espontáneamente en el frente del metal que se solidifica y se adentran en zonas de *gradiente de temperatura negativo*. (Desde un punto de vista macroscópico, existe un gradiente de temperatura positivo del metal en solidificación, en el que la temperatura aumenta desde un valor mínimo en las paredes del molde hasta un valor máximo en el metal fundido en el centro del molde.) En las zonas con gradiente de temperatura negativo, la temperatura es mayor en el líquido adyacente al metal enfriado, debido al calor latente de fusión liberado durante el enfriamiento. Las protuberancias crecen rápidamente en las regiones adyacentes superenfriadas del metal fundido; el crecimiento se produce en

Material chroniony prawem autorskim

direcciones cristalográficas específicas. El calor latente liberado por el metal al solidificarse también disminuye la cantidad de superenfriamiento en la interfase líquido-sólido, lo que impide el crecimiento en zonas adyacentes a las protuberancias y da lugar a cristales separados muy alargados. Como consecuencia, se produce un mecanismo de crecimiento similar en las zonas laterales, a lo largo de las protuberancias y posteriormente en las ramas secundarias, lo que da como resultado una estructura dendrítica tridimensional.

Las dendritas de las aleaciones de colado se forman mediante distintos mecanismos de *superenfriamiento constitucional* que explicaremos en el siguiente capítulo. Sin embargo, en este punto es necesario considerar las **microestructuras** y las implicaciones de las dendritas en las aleaciones dentales coladas. La figura 5-5 muestra la estructura dendrítica de una aleación colada de paladio en bruto que ha sido pulida y grabada. Las zonas claras son las dendritas, y las zonas oscuras las regiones interdendríticas. Las *microestructuras dendríticas* no suelen ser recomendables para las aleaciones coladas, ya que las regiones interdendríticas pueden convertirse en lugares ideales para la propagación de fisuras. La figura 5-6 muestra la fractura a temperatura ambiente de la superficie de una muestra colada sometida a una prueba de tracción, fabricada a partir de una aleación de metal base empleada para las estructuras de prótesis parciales removibles. Dicha propagación de fisuras es evidente en la microestructura dendrítica. Otro ejemplo se produce al enfriar algunas aleaciones con un alto contenido en paladio y que tienen una microestructura colada dendrítica en bruto. Las *grietas de solidificación* (microfisuras) se pueden formar a altas temperaturas, en pequeñas zonas de los colados preparados para estas aleaciones, en las que hay un volumen insuficiente de metal para resistir las tensiones ejercidas por un revestimiento para colado más fuerte. Estas fisuras degradarán las propiedades mecánicas de las restauraciones. Para evitar las grietas de solidificación, las aleaciones deben tener

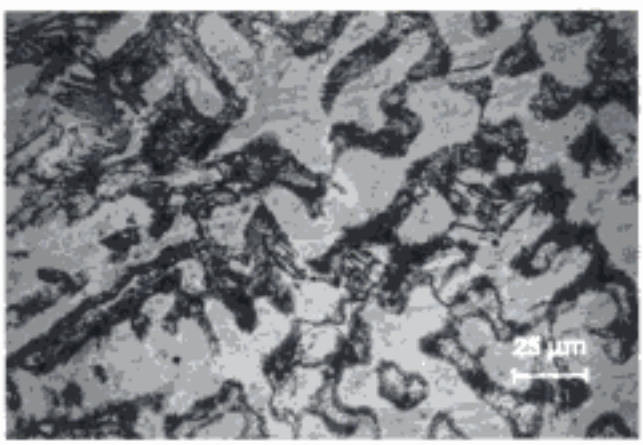


Fig. 5-5 Imagen óptica microscópica de una aleación de paladio pulida y grabada con una microestructura dendrítica en estado bruto de colado. (De Carr AB, y Brantley WA. New high-palladium casting alloys: Part 1. Overview and initial studies. *Int J Prosthodont* 4:265, 1991. Reproducida con la autorización de Quintessence Publishing Company, Inc.)

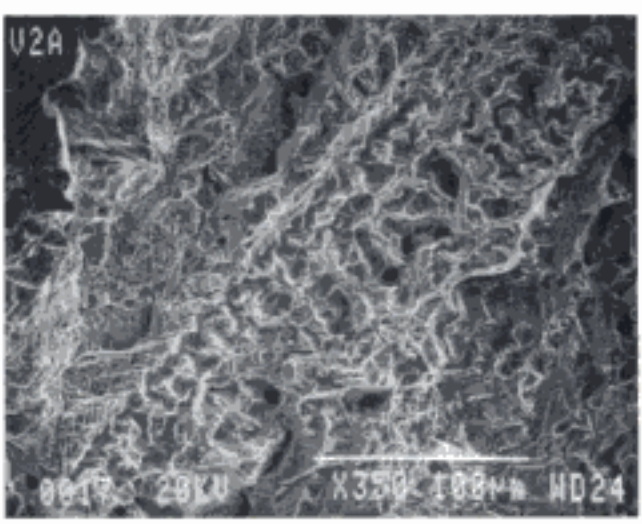


Fig. 5-6 Imagen de un microscopio electrónico de barrido (MEB) de la fractura en la superficie de una aleación para colado de metal base para las estructuras de las prótesis parciales removibles, que muestra el patrón de propagación de fisuras en la pronunciada microestructura dendrítica. (De Bridgeport DA, Brantley WA y Herman PF. Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics, Part 1. Mechanical properties of as-cast alloys. *J Prosthodont* 2:144, 1993. Reproducida con autorización.)

Materiał chroniony prawem autorskim

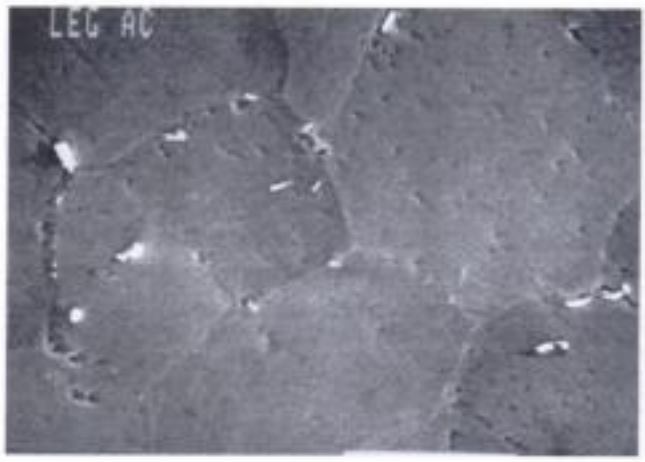


Fig. 5-7 Imagen de un microscopio electrónico de barrido (MEB) de una aleación de paladio pulida y grabada, con una microestructura de grano fino en estado bruto para colado. Las partículas blancas son ricas en rutenio y surgen por el uso de rutenio como elemento de refinado de granos. (De Brantley WA, Cai Z, Foreman DW, Mitchell JC, Papazoglou E y Carr AB. X-ray diffraction studies of as-cast high-palladium alloys. *Dent Mater* 11:154, 1995. Reproducida con autorización.)

un grosor adecuado, y debemos escoger una aleación con una **estructura de grano equiaxial** en el colado en bruto, en vez de con una estructura dendrítica. Una temperatura de combustión más baja (cap. 12) también puede ser una ventaja, porque la aleación resistirá mejor las altas temperaturas con una temperatura inferior del molde.

Aunque normalmente las aleaciones para colado de metal base se solidifican con una microestructura dendrítica, la mayoría de las aleaciones para colado de metales nobles se solidifican con una *microestructura policristalina equiaxial*, como la que muestra la figura 5-7. Los elementos microestructurales se denominan *granos*, y el término *equiaxial* significa que las tres dimensiones de cada grano son similares, en comparación con la morfología alargada de las dendritas de las figuras 5-5 y 5-6. Los granos de la figura 5-7 tienen dimensiones que varían aproximadamente entre 10 y 20 µm (micrones), donde 1 µm = 10^{-6} m o 10^{-3} mm.

La figura 5-8 muestra una representación muy esquemática del desarrollo de una estructura de grano equiaxial en dos dimensiones. La solidificación empieza a partir de un núcleo aislado en el metal fundido, y estos cristales poco a poco se hacen más grandes al añadirse más átomos. Progresivamente, los cristales se aproximan. La figura 5-8 muestra que, cuando los cristales adyacentes entran en contacto, se detiene su crecimiento. La figura 5-6, *F* es un diagrama de la microestructura resultante, después de pulir y grabar la superficie del metal solidificado. Se puede ver que cada grano es un cristal simple microscópico con una dirección distinta a la de los granos adyacentes. Debemos destacar que la figura 5-8, *E* es muy esquemática. Por ejemplo, en el caso de un grano con un tamaño de 20 µm y una separación de 2 Å (0,2 nm) entre los planos atómicos, el ancho de un grano es de 100.000 planos atómicos.

También debemos destacar otros dos aspectos importantes de los bordes de los granos. En primer lugar, en la figura 5-8, *E* es evidente que un plano atómico dado es discontinuo en el borde de un grano. Como se discutirá en el capítulo 20, esto es muy importante para el movimiento de las dislocaciones sobre los planos de deslizamiento durante la deformación permanente de las aleaciones dentales dúctiles. Las dislocaciones no pueden pasar de un grano a otro adyacente, por lo que se apilan en los bordes del grano. Cuando esto ocurre, las deformaciones futuras en estas zonas requerirán fuerzas mayores. En segundo lugar, en la figura 5-8, *E* es evidente que los bordes de los granos de un metal fundido que forma una estructura equiaxial son los últimos en congelarse. Como consecuencia, es común que se produzcan fases de baja fusión, precipitados y porosidad en los límites de los granos de las aleaciones dentales. Este mismo principio también puede aplicarse a las zonas interdendríticas de las aleaciones dentales en estado bruto de colado, y a las microestructuras dendríticas. Estas zonas microestructurales son las últimas en congelarse. En la figura 5-5 podemos ver una estructura interdendrítica compleja en una aleación de paladio.

Tal y como muestran las figuras 5-5 y 5-7, se puede conocer la microestructura de un metal puliendo la superficie y grabándola con una solución química adecuada. Se

Material chroniony prawem autorskim

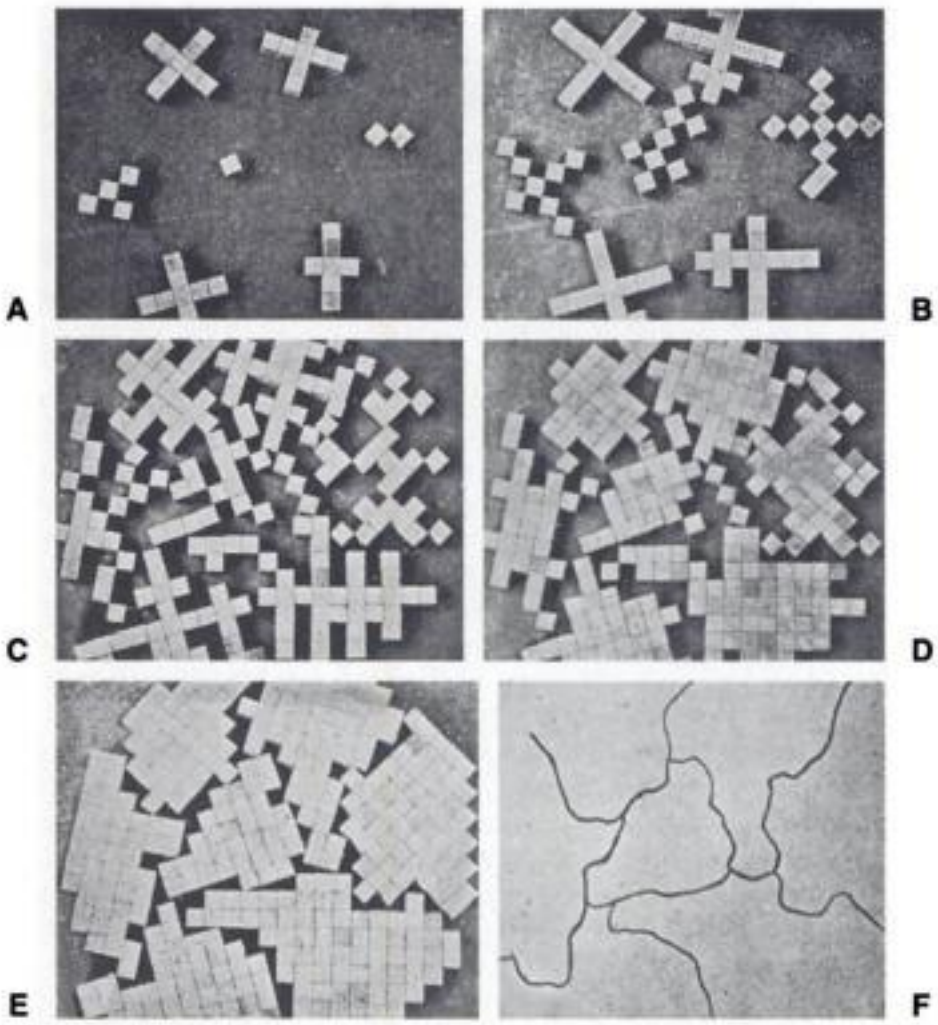


Fig. 5-8 Fases de la formación de granos metálicos durante la solidificación de un metal fundido. (De Rosenhain W: *Introduction to Physical Metallurgy*, 3.ª ed. Londres, Constable and Co, Ltd, 1935. Reproducida con autorización.)

utiliza una serie de abrasivos cada vez más finos (sobre todo óxido de aluminio o carburo de silicio). Para las fases iniciales de afilado, se utilizan papeles de pulido embebidos en abrasivos; para las fases posteriores, se utilizan mezclas de lechadas de agua y productos abrasivos. En general, para la primera fase de pulido se utiliza un abrasivo con un tamaño de partícula de 0,05 µm, ya que el ancho de las rayas resultantes será menor a la longitud de onda de luz visible y por tanto, no serán visibles para el ojo humano ni en un microscopio óptico. El grabado químico o electrolítico elimina los átomos y produce fisuras en los bordes de los granos, porque estos átomos tienen un ordenamiento menos regular y mucha más energía, en comparación con los átomos del interior de los granos. Como consecuencia, al mirarlos a través del microscopio, los bordes de los granos parecen más oscuros que su contenido debido a la luz de dispersión producida por esas fisuras. De forma análoga, al verlos con un microscopio electrónico de barrido, las diferencias en la dispersión de electrones entre los bordes de los granos y del contenido de los granos en los metales grabados dan lugar a un contraste topográfico.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo afecta el tamaño del grano a las propiedades de las aleaciones dentales para colado?

Material chroniony prawem autorskim

Refinado y tamaño del grano

En general, las aleaciones más modernas de metales nobles para colado tienen *microestructuras equiaxiales de granos finos* debido a la incorporación de pequeñas cantidades de iridio, rutenio o renio como elementos de refinado (normalmente menos del 1% de su peso en las aleaciones de paladio y cantidades mucho menores en las aleaciones de oro). Aunque se desconoce el mecanismo exacto del refinado, estos tres elementos tienen temperaturas de fusión mucho más altas que el paladio y el oro, y los análisis fundamentales, basados en la microscopia de transmisión de electrones, han demostrado que las microestructuras de las aleaciones con un alto contenido de paladio contienen partículas de rutenio puro. El tamaño del grano es importante en las aleaciones de metales nobles, ya que el límite elástico convencional de las aleaciones para ingeniería varía en relación inversa con la raíz cuadrada del tamaño del grano (ecuación de Hall-Petch). Debemos destacar que la formación de granos de un tamaño fino en las aleaciones de metales nobles depende de las condiciones de rápida solidificación que se producen durante el colado dental, tal y como se explica en los capítulos 6 y 12, debido a que el tiempo durante el que se produce la solidificación sería insuficiente para la formación de cristales más grandes. La uniformidad de la composición y la resistencia a la corrosión de una aleación dental para colado será superior si hay granos de pequeño tamaño, porque hay menos posibilidades de que se produzca una microsegregación, tal y como explicaremos en el próximo capítulo.

Se puede emplear el método lineal de interceptación para calcular el tamaño del grano de una aleación. Se colocan aleatoriamente unas líneas de longitud conocida, por ejemplo, de 10 cm, sobre una serie de microfotografías obtenidas con una ampliación estandarizada de la aleación pulida y grabada. El número total de puntos de intersección entre los bordes de los granos, dividido por la longitud total de las líneas empleadas y multiplicado por la ampliación, nos da el número de bordes de granos interceptados por centímetro. Se emplea el recíproco de este número como medida del tamaño del grano, y normalmente se expresa en micrones.

En el caso de las aleaciones dentales con metales base, en las que los principales elementos son el níquel, el cobalto, el hierro y el titanio, no hay datos de que se hayan utilizado elementos de refinado de granos. Normalmente estas aleaciones tienen microestructuras dendríticas en estado bruto para colado. Es importante distinguir entre los mecanismos de formación de dendritas en el colado de metales puros y en aleaciones que no contienen elementos de refinado de granos. Las dendritas se forman durante la congelación de los metales puros a causa del *superenfriamiento térmico*. Durante este proceso, se produce la nucleación de los cristales en las paredes del molde y las dendritas crecen en dirección perpendicular a las paredes y hacia el centro del molde, en la dirección del flujo de calor. Por el contrario, en las aleaciones, las dendritas se forman mediante mecanismos de *superenfriamiento constitucional*. El capítulo 6 explica este proceso con más detalle.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Brantley WA, Cai Z, Vermilyea SG, Papazoglou E et al: Effects of solidification conditions and heat treatment on the microstructure and Vickers hardness of Pd-Cu-Ga dental alloys. Cells Mater 6:127, 1996.

Este artículo demuestra que la incidencia de las grietas de solidificación en una aleación de alto contenido en paladio con una microestructura dendrítica para colado es mucho mayor cuando se templa la aleación que cuando se enfría directamente. La propagación de la fractura se produce entre las regiones interdendríticas adyacentes.

Cart AB, Cai Z, Brantley WA, and Mitchell JC: New high-palladium casting alloys: Part 2. Effects of heat treatment and burnout temperature. Int J Prosthodont 6:233, 1993.

Este artículo trata sobre la formación de las grietas de solidificación en una aleación con alto contenido de paladio con una microestructura dendrítica para colado y sobre el papel que desempeña la temperatura de combustión en su formación.

Metals Handbook, Desk Edition. Metals Park, OH, American Society of Metals, 1992.

Extenso libro de referencia sobre la estructura, propiedades y fabricación de los metales. Además, describe los métodos de prueba de los metales y aporta una excelente revisión de los procedimientos de análisis fotográficos para el estudio de los metales fracturados.

Nielsen JP, and Tuccillo JJ: Grain size in cast gold alloys. J Dent Res 45:964, 1966.

A pesar de que hay cierta incertidumbre sobre el mecanismo de nucleación homogénea sugerido, este libro es la referencia clásica sobre el refinamiento de granos en las aleaciones dentales de oro.

Material chroniony prawem autorskim

Reed-Hill RE, and Abbaschian R: Physical Metallurgy Principles, 3rd ed. Boston, PWS Publishing, 1994. (Order through Thomson Learning, Florence, KY. ISBN/ISSN 0-534-92173-6.)

Un libro excelente sobre la metalurgia física que trata la solidificación de los metales y de las aleaciones y la formación de microestructuras dendríticas y policristalinas equiaxiadas.

Páginas web útiles sobre la tabla periódica de los elementos:
http://www.shef.ac.uk/~chem/web-elements/
http://chemserv.bc.edu/web-elements/web-elements-home.html
http://www.chemicalelements.com

Material chroniony prawem autorskim

6
Fases de equilibrio en las aleaciones para colado

William A. Brantley

ESQUEMA

Clasificación de las aleaciones
Soluciones de sólidos
Diagramas de la fase de constitución o equilibrio
Aleaciones eutécticas
Propiedades físicas
Aleaciones peritécticas
Reacciones en estado sólido
Otros sistemas binarios
Sistemas de aleaciones ternarios y de orden superior

PALABRAS CLAVE

Aleación binaria: Aleación que contiene dos elementos químicos.
Aleación cuaternaria: Aleación que contiene cuatro elementos químicos.
Aleación ternaria: Aleación que contiene tres elementos químicos.
Diagrama de fase (diagrama de constitución): Gráfico de los límites del campo de fase en función de la temperatura y la composición. Normalmente, los diagramas de fase representan los estados de equilibrio o las aproximaciones a los estados de equilibrio, aunque también pueden representar los estados metaestables y las fases.
Nucleación: Estado microestructural en el que existe un gradiente de composición entre el centro y la superficie del componente estructural, como por ejemplo una dendrita, un grano o una partícula.
Sistema de aleación: Todas las posibles combinaciones de aleación de dos o más elementos, siendo al menos uno de ellos un metal. Por ejemplo, el sistema de oro-plata incluye todas las posibles aleaciones de oro y plata, que varía desde un 100% de oro a un 100% de plata.
Solución sólida (metálica): Fase cristalina de un sólido que contiene dos o más elementos, siendo al menos uno de ellos un metal, y que están íntimamente relacionados en el nivel atómico.

Normalmente, la fabricación de prótesis dentales hechas con un centro o una estructura de metal implica el colado de un metal puro fundido o de una **aleación** en un molde refractario. El molde se crea alrededor de un patrón plástico o de cera de la prótesis que se va a fabricar con el metal colado. Posteriormente, se elimina la cera o el plástico a una temperatura elevada de combustión y se cuela el metal fundido en un molde sometido a fuerza centrífuga. En los capítulos 12 y 5 se describe con más detalle la metodología de colado y los procesos de solidificación, respectivamente.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué tanto el dentista como el técnico de laboratorio deben tener en cuenta el porcentaje del peso y el porcentaje atómico de los elementos potencialmente tóxicos a la hora de seleccionar una aleación para prótesis dentales?

La mayoría de las aleaciones se solidifican en un rango de temperaturas en las cuales coexisten las **fases** sólidas y líquidas, en vez de a una única temperatura, como ocurre con el metal puro. La existencia de átomos de más de un metal también puede desencadenar ciertas reacciones en estado sólido que no se pueden dar con un metal puro. Estas reacciones afectan directamente a las propiedades de la aleación. Al observarlo con el microscopio óptico, los granos de dichas aleaciones pueden parecerse a los de los metales puros.

Para determinar una aleación en particular, es necesario identificar los elementos contenidos en ella y la cantidad en la que aparecen. La concentración de cada elemento se puede expresar como porcentaje de peso (% peso) o como porcentaje atómico (% at). Como ejemplo, la fase $AuCu_3$ se puede formar al enfriar lentamente la aleación de Au-Cu fundida en un rango de composición específico, y contiene el 51% en peso de oro y el 49% en peso de Cu, pero desde el punto de vista atómico, contiene el 25% atómico de oro y el 75% atómico de Cu. A menos que se indique lo contrario, la composición de las aleaciones dentales se especifica según el porcentaje de peso.

Otro ejemplo importante de la diferencia entre los porcentajes atómicos y de peso se da en las aleaciones en las que predomina el níquel y que aparentemente contienen una pequeña cantidad de berilio (1,8% del peso), un elemento relativamente tóxico. Sin embargo, estas aleaciones de níquel-cromo-molibdeno-berilio contienen una proporción atómica de berilio mucho mayor (aproximadamente el 11% atómico). En el caso de las aleaciones con elementos que difieren considerablemente en su peso atómico, la composición del porcentaje de peso y del porcentaje atómico difieren sustancialmente. Normalmente, las propiedades de una aleación están relacionadas más directamente con el porcentaje atómico que con el porcentaje del peso de cada elemento.

Desde un punto de vista metalúrgico, una *fase* de aleación es cualquier porción homogénea, físicamente distinta y mecánicamente separable de una **microestructura**. La existencia de materia en tres fases o estados físicos distintos -sólido, líquido, gas- es un concepto conocido. Sin embargo, en metalurgia, es habitual que en el estado sólido exista más de una fase. Por ejemplo, en una aleación pueden existir granos (cristales) de dos o más composiciones distintas, que son mecánicamente separables. Tal y como muestra el capítulo 5, la región entre dos granos se denomina frontera o límite del grano.

Normalmente, los metales policristalinos y las aleaciones nunca alcanzan condiciones verdaderas de *equilibrio* de energía mínima e invariabilidad con respecto al tiempo en estado sólido debido a la lenta tasa de difusión atómica en estado sólido y a otros factores. Por ejemplo, si una aleación a alta temperatura, en la que la tasa de difusión atómica es considerable (la situación de las aleaciones dentales, tal y como muestra el cap. 12), se enfría muy rápidamente, una estructura inestable puede parecer estable a temperatura ambiente. No obstante, en este capítulo asumiremos las condiciones de equilibrio, a menos que se especifique lo contrario. Las condiciones de equilibrio se alcanzan en el laboratorio de investigación cuando se produce un enfriamiento muy lento con tiempos prolongados a temperaturas suficientemente altas como para permitir que haya muchas posibilidades de que se produzca la difusión en estado sólido.

CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES

Las aleaciones dentales para colado se pueden clasificar de acuerdo con las siguientes categorías: 1) uso (todas las incrustaciones metálicas, puentes y coronas, prótesis de metal-cerámica, pernos, prótesis parciales removibles e implantes), 2) elementos principa-

Material chroniony prawem autorskim

les (con base de oro, de paladio, de plata, de níquel, de cobalto y de titanio), 3) nobleza (noble de orden superior, noble y metal base predominante), 4) tres elementos principales (como el Au-Pd-Ag, Pd-Ag-Sn, Ni-Cr-Be, Co-Cr-Mo, Ti-Al-V y Fe-Ni-Cr) y 5) sistema de fase dominante (fase simple [isomorfo], eutéctica, peritéctica e intermetálica).

Si hay dos metales, se forma una **aleación binaria**, si hay tres o cuatro metales, una aleación **ternaria** o **cuaternaria** respectivamente, etcétera. A medida que aumenta el número de metales a partir de dos, la estructura de la aleación se hace cada vez más compleja. Como consecuencia, en este capítulo sólo estudiaremos en detalle las aleaciones binarias.

La aleación más simple es la **solución sólida**, en la que los átomos de dos metales ocupan la misma estructura de cristal, como la cúbica centrada en las caras (ccc), la cúbica centrada en el cuerpo (ccc) y la hexagonal empaquetada (he). Al observarlo con microscopio óptico, los granos de dichas aleaciones pueden parecerse a los de los metales puros. La estructura puede parecer totalmente homogénea ya que, durante la solidificación, sólo se forma una fase. Por ejemplo, la mayoría de las aleaciones de oro empleadas en odontología son predominantemente soluciones sólidas, aunque contienen más de dos metales.

Cuando dos metales no son totalmente solubles entre sí, se forman **sistemas de aleaciones** más complejos, y el estado sólido resulta ser una mezcla de dos o más fases. Algunos ejemplos importantes son las *aleaciones eutécticas* y las *aleaciones peritécticas*, que se tratarán más adelante. Pueden darse *fases intermedias*, que tienen un rango de composición distinto de las soluciones sólidas formadas por los metales casi puros. En algunos sistemas de aleaciones también se pueden formar *compuestos intermetálicos*, cuya composición es fija.

SOLUCIONES DE SÓLIDOS

El mayor número de aleaciones más útiles para las restauraciones dentales se basan en las soluciones de sólidos. Una solución líquida de agua y azúcar es un sistema homogéneo en el que las moléculas de azúcar se difunden y se mezclan aleatoriamente con las del agua. Lo mismo ocurre con una solución fundida de plata y paladio. Si se congela esta solución, los átomos de plata se distribuirán al azar en la estructura cúbica centrada en las caras del paladio sólido, formando una solución sólida. Debido a que los átomos de plata entran en la estructura cristalina del paladio, el sistema no es mecánicamente separable, y sólo se forma una fase sólida. Sin embargo, los átomos de plata no pueden situarse al azar en la estructura cristalina del paladio debido a que la temperatura disminuye muy rápidamente durante el colado dental. Para crear una estructura homogénea, el tratamiento con calor a temperaturas altas adecuadas y durante tiempos considerablemente largos proporciona la suficiente difusión en estado sólido como para que la distribución de los átomos de paladio y plata sea uniforme.

Solutos y disolventes

Cuando el azúcar se disuelve en agua, el agua se denomina solvente y el azúcar soluto. Cuando dos metales son solubles mutuamente en estado sólido, el solvente es aquel metal cuya estructura cristalina persiste. En las aleaciones de paladio-plata, ambos metales son totalmente solubles y en el sistema de aleación se produce la misma estructura cristalina. En este caso, el solvente se define como el metal cuyos átomos ocupan la mayoría del número total de posiciones en la estructura cristalina.

La disposición atómica en las soluciones binarias de sólidos puede ser de varios tipos. En la *solución sólida sustitucional*, los átomos del soluto ocupan en la estructura cristalina las posiciones que normalmente ocupan los átomos del solvente en el metal puro. En el caso de una aleación de plata-paladio en la que el paladio es el metal solvente, los áto-

Material chroniony prawem autorskim

mos de plata reemplazan aleatoriamente a los átomos de paladio en la estructura cristalina. Esto también puede aplicarse a las soluciones de sólidos en las que los átomos de varios metales solutos se sitúan al azar en la estructura cristalina del metal solvente.

Otro tipo de soluciones de sólido importante es la *solución de sólido intersticial*. En este caso, los átomos del soluto se sitúan en posiciones aleatorias (intersticios) entre los átomos de la estructura cristalina del metal solvente. Normalmente es necesario que, en este tipo de solución de sólido, los átomos del soluto tengan un diámetro mucho menor que los del solvente. Además, estas soluciones de sólido suelen estar limitadas a unas concentraciones de soluto bastante pequeñas. Es destacable la solución de sólido intersticial de carbono en hierro, ya que forma la base de la familia de las aleaciones empleadas en ingeniería denominadas aceros carbónicos. Las aleaciones de titanio puro comercializado, que son importantes para la odontología restauradora y los implantes, están formadas por titanio de gran pureza (99% del peso o superior), y átomos de oxígeno, carbono, nitrógeno e hidrógeno disueltos intersticialmente.

En las soluciones de sólido sustitucionales de oro-cobre, los átomos del solvente y del soluto tienen cierta afinidad a bajas temperaturas, por lo que la disposición aleatoria de los átomos de oro y cobre representa un estado de mayor energía que en los casos en los que los átomos se sitúan (ordenan) con el fin de tener al lado átomos similares. En el caso de esta aleación, si hay tiempo suficiente, los pequeños movimientos de los átomos de oro y cobre pueden hacer que la solución del sólido, cuyos átomos están distribuidos aleatoriamente a altas temperaturas, se ordene. Por tanto, a temperaturas altas, las aleaciones de oro-cobre son *soluciones de sólido desordenadas* con una estructura cristalina cúbica centrada en las caras (fig. 6-1, *A*). Si una aleación que contiene el 50,2% del peso de oro y el 49,8% del peso de cobre se enfría lentamente hasta una temperatura inferior a 400 °C (752 °F), se forma la estructura $AuCu_3$, en la que los átomos de oro se sitúan en el centro de las caras (fig. 6-1, *B*). Esta celda unidad es equivalente al $AuCu_3$, ya que dos celdas unidad adyacentes comparten cada uno de los seis átomos de cobre en el centro de cada una de las seis caras del cubo y ocho celdas unidad comparten cada uno de los ocho átomos de oro de las esquinas. Esta *estructura ordenada* se denomina *superenrejado*. La estructura del $AuCu_3$ es simplemente cúbica, en vez de cúbica centrada en las caras (ccc), debido a la pérdida de simetría de la estructura cristalina del oro causada por la presencia de átomos de cobre.

Condiciones para la solubilidad de sólidos

En toda solución de sólidos sustitucional, la distancia media entre los átomos del solvente cambia según el tamaño de los átomos del soluto, por lo que toda la estructura cristalina se puede expandir o contraer, en algunos casos, de manera no uniforme. Sin

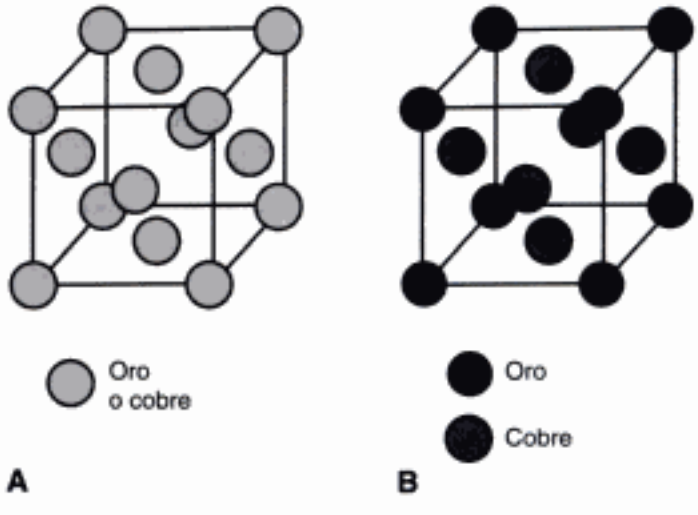


Fig. 6-1 Estructura del $AuCu_3$. En una celda unidad de la estructura cristalina cúbica centrada en las caras de una solución de sólido sustitucional desordenada de oro-cobre, **A,** no se pueden distinguir las posiciones de los átomos de oro de las posiciones de los átomos de cobre. En el superenrejado o en la disposición ordenada, **B,** los átomos de oro están situados en las esquinas, y los de cobre en las caras del cubo.

Material chroniony prawem autorskim

embargo, en general, estos cambios en las distancias atómicas no son muy notables debido a que uno de los principales requisitos para que dos o más metales formen una solución de sólidos es que sus diámetros atómicos sean similares.

Al menos cuatro factores determinan la solubilidad de los metales: el tamaño del átomo, la valencia, la afinidad química y la estructura química.

Tamaño del átomo. Si el tamaño de dos átomos metálicos difiere en menos de un 15% (establecido en primer lugar por Hume-Rothery), poseen un tamaño favorable para la solubilidad de sólidos. Si la diferencia supera el 15%, se producen múltiples fases durante la solidificación. Ningún metal es deficiente en la solubilidad de sólidos con otro metal, e incluso en aquellos casos en los que la solubilidad de sólidos es sólo una fracción del 1%, esta solubilidad limitada también es importante.

Valencia. Los metales del mismo tamaño y con la misma valencia tienen más probabilidades de formar soluciones de sólidos que los metales con valencias distintas. La diferencia de valencia entre los átomos del solvente y del soluto determina la proporción electrón-átomo *(e/a)* de la aleación. La estructura típica de una aleación dada sólo puede tolerar un pequeño cambio en *e/a* antes de transformarse en una estructura distinta con menor energía. Como ejemplo, en las aleaciones de cobre y metales con valencias superiores, la solubilidad de sólidos máxima disminuye a medida que la valencia del soluto aumenta.

Afinidad química. Cuando dos metales muestran gran afinidad química, al solidificar tienden a formar un compuesto intermetálico en vez de una solución de sólidos. Tal y como ocurre con el oro y el cobre, los metales con cierta afinidad pueden formar estructuras ordenadas a temperaturas más bajas.

Estructura cristalina. Tan sólo los metales con el mismo tipo de estructura cristalina pueden formar una serie completa de soluciones de sólidos. Por ejemplo, los sistemas más importantes de aleaciones de oro-cobre y paladio-plata empleados en prótesis de metales nobles forman series continuas de soluciones de sólidos, en las que todas las aleaciones tienen estructuras cúbicas centradas en las caras.

Aunque el diámetro de los átomos de cobre difieren en un 12% con respecto a los átomos de oro, plata, paladio y platino en las aleaciones de oro para colado de todas las prótesis de metal (tabla 6-1), el cobre es un componente importante y les proporciona a estas aleaciones una resistencia significativa. Tal y como se discutirá más adelante, el cobre forma una serie limitada de soluciones de sólido con la plata. A altas temperaturas, se produce una total solubilidad de los sólidos de cobre en oro y paladio. Tras enfriarlo hasta al-

Tabla 6-1 **Diámetros atómicos de los metales importantes en odontología**

Metal	Diámetro atómico (ángstrom)	Estructura cristalina
Oro	2,882	Cúbica centrada en las caras
Platino	2,775	Cúbica centrada en las caras
Paladio	2,750	Cúbica centrada en las caras
Plata	2,888	Cúbica centrada en las caras
Cobre	2,556	Cúbica centrada en las caras
Estaño	3,016	Tetragonal centrada en el cuerpo
Zinc	2,665	Hexagonal empaquetada
Silicio	2,351	Cúbica en diamante

De Lyman T (ed.): *Metals Handbook*, 8.ª ed., vol. I. Cleveland, American Society for Metals, 1964.

Material chroniony prawem autorskim

canzar una temperatura suficientemente baja, se produce el ordenamiento de algunos compuestos de oro-cobre, tal y como ocurre con la formación del superenrejado de $AuCu_3$.

Según la tabla 6-1, la diferencia entre los diámetros atómicos de la plata y el estaño es aproximadamente de un 4%. Sin embargo, estos dos metales tienen valencias y estructuras cristalinas distintas. En el capítulo 17 se establece que el estaño tiene una solubilidad de sólidos limitada en la plata. A medida que aumenta el contenido en estaño, se forma un compuesto intermetálico (Ag_3Sn), que es un componente importante de las amalgamas dentales.

Propiedades físicas de las soluciones de sólidos

Cada vez que un átomo de un soluto sustituye a un átomo de un solvente en la estructura cristalina de un metal, la diferencia en el tamaño del átomo del soluto da lugar a una distorsión localizada, dificultando el movimiento de las dislocaciones, tal y como muestra el capítulo 20. La resistencia, el límite proporcional y la dureza aumentan, y en general la ductilidad disminuye. Por tanto, la aleación de soluciones de sólidos puede ser una manera muy eficaz de endurecer el metal. Los efectos generales de este *endurecimiento de la solución de sólidos* son los mismos que los que se obtienen con la deformación mecánica ejercida por el trabajo en frío (deformación en frío) que se discutirá en el capítulo 20.

Por ejemplo, el oro puro no es un material adecuado para las restauraciones que no soportan fuerzas elevadas a menos que esté endurecido contra la deformación, como ocurre al compactar el oro de obturación directa. A pesar de que el oro puro para colado es demasiado frágil para las restauraciones, si se realiza una aleación con al menos un 5% del peso en cobre, el oro prácticamente no pierde su capacidad para resistir el deslustrado y la corrosión, aunque se imparte la suficiente resistencia y dureza de manera que la aleación de oro-cobre se puede emplear para el colado de pequeñas incrustaciones. En el capítulo 19 veremos que las aleaciones dentales de oro colado tienen composiciones más completas, sobre todo aquellas empleadas para grandes incrustaciones y restauraciones extracoronarias, coronas y pernos de endodoncia, que requieren una resistencia mucho mayor.

El endurecimiento de la solución de sólido de una aleación aumenta cuando hay mayor concentración de los átomos del soluto y al aumentar los tamaños disímiles de los átomos del solvente y del soluto, siempre que no se supere el límite de solubilidad de los sólidos. En general, en el caso de dos metales que forman una serie continua de soluciones de sólidos, la dureza máxima se alcanza aproximadamente en un 50% del peso atómico de cada metal. Tal y como es de esperar de una solución de sólidos que impide el movimiento de dislocación (v. cap. 20), la ductilidad de la aleación suele disminuir progresivamente a medida que aumentan la dureza y la resistencia.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué es importante el estudio de los diagramas de fase binarios, a pesar de que las aleaciones dentales contienen más de tres elementos y estados durante la solidificación y el enfriamiento tras el colado que se alejan del estado de equilibrio?

DIAGRAMAS DE LA FASE DE CONSTITUCIÓN O EQUILIBRIO

Los **diagramas de la fase** de constitución o equilibrio son de vital importancia para la metalurgia de las aleaciones, ya que muestran las fases presentes en el sistema de la aleación con distintas composiciones y temperaturas. En el caso de los materiales empleados en ingeniería, estos diagramas se denominan simplemente diagramas de fase. Debido a las limitaciones de un formato bidimensional, sólo se muestran en su totalidad los diagramas de fase binarios de los sistemas de aleaciones preparados a partir de dos metales. En el caso de los sistemas de aleaciones ternarios, se necesitará un diagrama de fase tridimensional para representar todas las variaciones de la temperatura y las composiciones de los

Material chroniony prawem autorskim

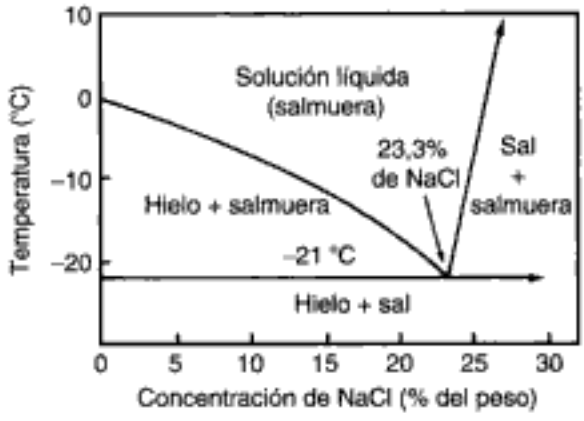


Fig. 6-2 Solubilidad del NaCl en salmuera **(línea derecha inclinada hacia arriba)** y solubilidad del hielo en salmuera **(curva izquierda)**. (Reproducida a partir de Van Vlack, L H: *Elements of Materials Science and Engineering*, 4.ª ed. Reading, MA, Addison Wesley Publishing Co, 1980, pág. 332. Utilizada con la autorización del editor.)

dos metales que lo componen. Los diagramas de fase para los sistemas de aleaciones con más de tres componentes metálicos son mucho más complejos. Tal y como se discutirá posteriormente, existen estrategias muy útiles para representar la información más relevante de la fase de estos sistemas de aleaciones con múltiples componentes. Al extrapolar predicciones sobre las composiciones y las etapas de un diagrama de fase, que representa las relaciones de equilibrio de una aleación dental de colado en la que se produce la solidificación y enfriamiento a temperatura ambiente en condiciones de no equilibrio, surge un problema básico. A pesar de ello, los diagramas de fase binarios son útiles para estudiar la estructura de las aleaciones dentales y pueden aportar predicciones microestructurales cuando algunas aleaciones dentales para colado son sometidas a un tratamiento con calor.

Presentamos el concepto de los diagramas de la fase de constitución o equilibrio mediante el sistema de sal de mesa-agua (fig. 6-2). La disolución del NaCl en agua para formar salmuera es el punto de partida del estudio. Se observa que, a una determinada temperatura, existe un límite de solubilidad o miscibilidad sobre la cantidad de sal que se puede disolver en salmuera antes de que comiencen a depositarse los cristales de sal. Obsérvese que, al sobrepasarse el límite de solubilidad de sal en agua, un líquido puro de fase única (salmuera) se convierte en una mezcla bifásica de sólido-líquido (sal y salmuera). Si la temperatura del sistema aumenta, también aumentará la cantidad de sal que se puede disolver en agua. Si la temperatura disminuye lo suficiente, aparece otra fase sólida (hielo). A pesar de que el agua pura se solidifica a 0 °C hasta formar hielo, es de sobra conocido que al añadir sal al agua disminuye su punto de congelación. Esta información sobre el sistema de sal-agua puede representarse como un «mapa» que muestra las fases que están presentes a unas determinadas temperatura y composición (cantidad de sal).

Es necesario destacar que, para este diagrama, se considera que se han establecido las condiciones de equilibrio, un dato razonable para la difusión en este sistema en particular. La figura 6-2 puede subdividirse en cuatro regiones: una región líquida de fase única (salmuera); dos regiones bifásicas líquido-sólido (hielo más salmuera y sal más salmuera); y una región bifásica de sólido-sólido (hielo más sal). A medida que disminuye la temperatura de la solución de sal a concentraciones de sal inferiores al 23,3%, el agua casi pura se congela en la solución para formar la mezcla hielo-salmuera. Obsérvese que la solución líquida que contiene el 23,3% de sal se congela directamente a −21 °C para producir la mezcla hielo-sal, sin pasar por una región bifásica.

Ahora consideremos un sistema de aleación de una solución de sólidos de un metal puro A y un metal puro B. Tal y como establecimos anteriormente, dicho sistema está formado por todas las combinaciones posibles de A y B, desde 100% del peso de A al 100% del peso de B. En el caso de este sistema, A y B son totalmente solubles en todas las composiciones tanto en estado sólido como líquido.

Los experimentos de la curva de enfriamiento como los del capítulo anterior se realizarán sobre una serie de aleaciones del sistema A-B del siguiente modo: 1) 100% de A; 2) 80% de A- 20% de B; 3) 60% de A- 40% de B; 4) 40% de A- 60% de B; 5) 20% de A- 80% de B, y 6) 100% de B. La figura 6-3 muestra las curvas de enfriamiento resultan-

Materiał chroniony prawem autorskim

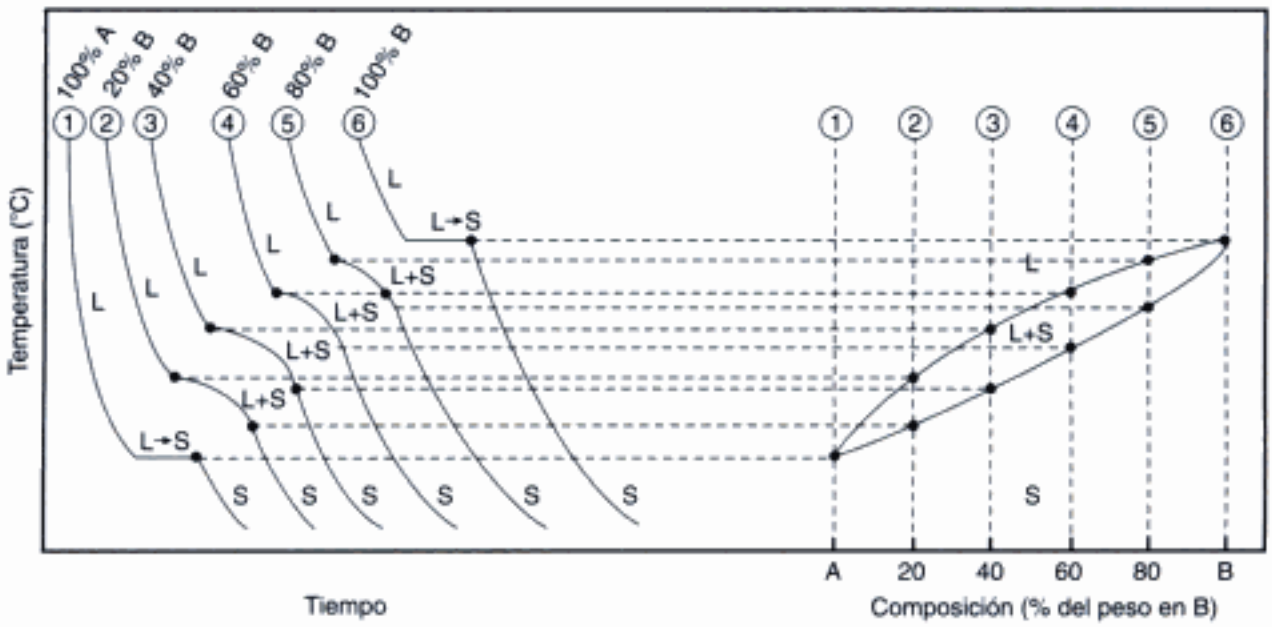


Fig. 6-3 Determinación del diagrama de fase mediante análisis térmico. **A,** Se obtienen las curvas de enfriamiento de seis aleaciones de distintas composiciones de manera experimental. La temperatura se representa en el eje vertical en función del tiempo, en el eje horizontal. **B,** La temperatura de fusión y las temperaturas del liquidus y el solidus se representan en función de composición para formar un diagrama de fase. (Con la autorización de Richman, M: *An introduction to the Science of Metals,* Waltham, MA, Blaisdell Publishing Co, 1967, pág. 213.)

tes. Las curvas 1 y 6 de los metales puros A y B muestran la situación más habitual de congelamiento isotérmico sin superenfriamiento. Las curvas 2 a 5 muestran que las aleaciones de soluciones de sólidos no tienen una única temperatura de congelación, sino que se solidifican al superar un rango determinado de temperatura. La región denominada (L+S) en cada curva de enfriamiento es una región bifásica compuesta de un líquido y un sólido, donde la aleación está solidificándose.

Estas curvas de enfriamiento se pueden emplear para determinar los diagramas de fase de equilibrio del sistema de aleación A-B. Las curvas de enfriamiento de la figura 6-3, *A* representan la temperatura a la cual se forma el primer sólido (denominada *temperatura liquidus)* de cada composición, representado en un diagrama de temperatura-composición. Además, el mismo diagrama representa la temperatura a la cual se solidifica el último líquido (denominada *temperatura solidus*). Al conectar estos puntos con curvas más suaves, obtenemos el *diagrama de fase de equilibrio* (fig. 6-3, *B*).

La curva superior de la figura 6-3, *B* se denomina *liquidus,* ya que las aleaciones de este sistema son totalmente líquidas a temperaturas y composiciones por encima de esta curva. La curva inferior se denomina *solidus,* ya que las aleaciones son totalmente sólidas a temperaturas y composiciones por debajo de esta curva. La región entre las dos curvas es la región bifásica líquida más sólida, definida por el intervalo de temperaturas en el que las composiciones de la aleación se congelan.

Consideremos un sistema de aleación interesante desde el punto de vista dental, y que represente el sistema teórico descrito anteriormente. La figura 6-4 presenta el diagrama de fase de paladio-plata. Estos metales tienen total solubilidad tanto en estado líquido como sólido. Obsérvese que las regiones líquidas, líquida-sólida y sólida están separadas por las curvas del liquidus y el solidus.

Interpretación del diagrama de fases

Para saber cómo utilizar este diagrama de fases, imaginemos cómo se enfría una aleación compuesta del 65% de paladio y el 35% de plata, tal como muestra la línea punteada

Material chroniony prawem autorskim

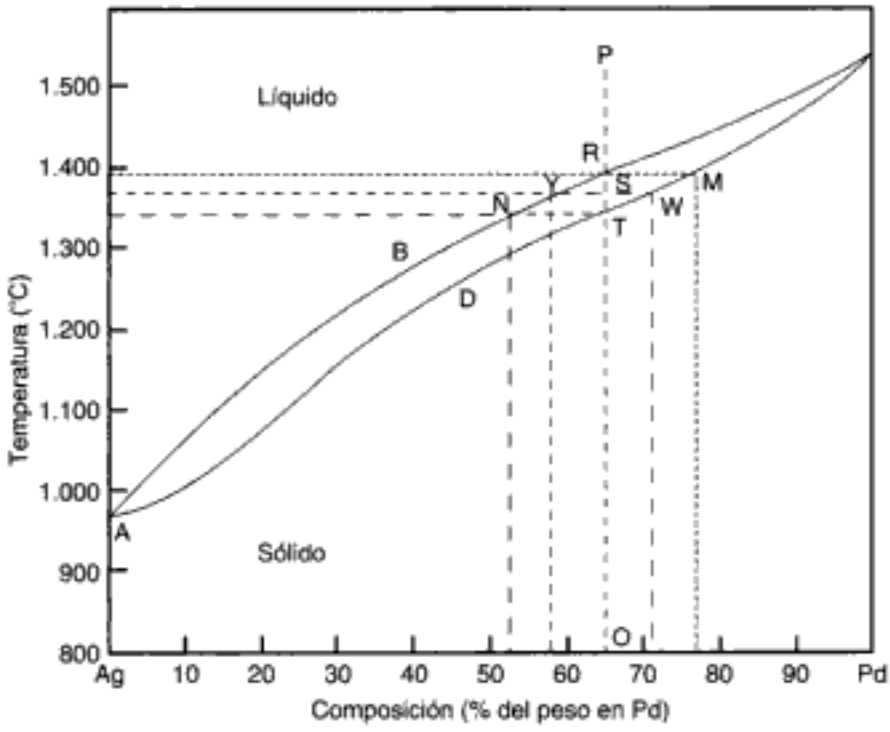


Fig. 6-4 Diagrama de fase de equilibrio de un sistema paladio-plata (% del peso). Sólo se muestra el porcentaje de la composición del paladio; el porcentaje de la composición de plata se determina al restarle a 100 la composición de paladio.

PO, que es perpendicular a la línea base o al eje horizontal (v. fig. 6-4). Si consideramos el punto de la línea PO que corresponde a la temperatura de 1.500 °C (2.732 °F), la aleación está claramente en estado líquido.

Al disminuir la temperatura hasta aproximadamente 1.400 °C (2.552 °F), la línea vertical PO corta la curva del liquidus en el punto R, y se forma el primer sólido. Sin embargo, la composición de estos primeros cristales es distinta a la de la aleación de 65% de paladio y 35% de plata. Para determinar la composición del primer sólido que se forma, ha de seguirse la *línea punteada* RM desde el punto R de la curva del liquidus, paralela a la línea base, hasta que corta la curva del solidus en el punto M. Ahora proyectaremos este punto de intersección a la línea base para determinar que la composición del primer sólido es de 77% del peso de paladio, comparado con el 65% del peso de paladio de la fase líquida en el punto R.

Cuando la temperatura disminuye hasta aproximadamente 1.370 °C (2.498 °F), representada por el punto S, la aleación está a medio camino en el proceso de congelación. La composición del sólido y del líquido puede determinarse al trazar una línea punteada YW y situando sus puntos de intersección con las curvas del solidus y el liquidus. La composición aproximada del líquido es del 57% de paladio, dada la proyección del punto Y sobre la línea base, y la del sólido es del 71% de paladio, determinada al proyectar el punto W sobre la línea base. A la temperatura correspondiente al punto T (aproximadamente 1.340 °C o 2.444 °F), la última porción de líquido que se solidifica tiene una composición del 52% de paladio (punto N). La fase sólida tiene un 65% de paladio (punto T). En ausencia de elementos de refinamiento de granos, la aleación se congelaría en una estructura dendrítica, tal y como explica el capítulo 5.

Al disminuir la temperatura por debajo del punto T, la aleación con el 65% de paladio es totalmente sólida. La composición química de cualquier fase en el sistema paladio-plata a cualquier temperatura puede obtenerse de la misma manera. Cuando la composición de una aleación sufre una solidificación en equilibrio, se pueden calcular los porcentajes de las fases líquida y sólida presentes a una temperatura dada mediante la *regla de la palanca*. Como ejemplo ilustrativo, a 1.370 °C (2.498 °F) la canti-

Material chroniony prawem autorskim

dad de fase líquida viene dada por el cociente de la longitud del segmento SW y la longitud de toda la línea punteada YW, expresado como porcentaje o aproximadamente el 44%. Por tanto, el porcentaje de fase sólida a esta temperatura en condiciones de equilibrio es del 56%. De manera alternativa, podría determinarse el porcentaje de fase sólida como el cociente de la longitud del segmento YS y la longitud de toda la línea punteada YW.

En general, para averiguar los porcentajes de dos fases en equilibrio a una temperatura determinada, el punto de intersección de la línea vertical de la composición de la aleación con la línea punteada sobre el campo bifásico se convierte en el fulcro. El radio de la longitud del segmento de la línea punteada *opuesto* a la curva de un límite dado de la longitud total de la línea punteada que conecta las dos curvas es el porcentaje de la fase, cuyo límite de composición viene definido por la curva dada. La figura 6-4 es un diagrama de fase de equilibrio, y para que sea válido, el sistema de aleación debería someterse a cada una de estas temperaturas durante un tiempo suficiente para que la difusión produjera las condiciones de equilibrio. Esto significa que, *para cada temperatura,* las composiciones serían las mismas a través de cada unos de los cristales de la fase sólida y la composición de la fase líquida (cuando existe) no variaría en ninguna posición de la aleación. Una vez que se ha alcanzado el equilibrio, las composiciones y las cantidades de las fases líquida y sólida presentes son estables.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué la microsegregación es más pronunciada en las aleaciones para colado cuando hay una mayor diferencia entre las temperaturas del liquidus y del solidus?

Nucleación

Según la figura 6-4 y la tabla 6-2, es evidente que la composición de una dendrita enfriada rápidamente no es uniforme. Por ejemplo, el primer núcleo estable que se forma a una temperatura R (o ligeramente inferior) de la figura 6-4 es rico en paladio. A medida que disminuye la temperatura, también disminuye el contenido de paladio en cada «capa» sucesiva que se solidifica en este núcleo, y aumenta el contenido en plata. El contenido en paladio de la fase líquida también disminuye y aumenta el contenido en plata a medida que se aproximan a la temperatura de solidificación.

A la temperatura de solidus T de la figura 6-4, la composición de la «capa» más externa de la dendrita es del 65% de paladio y del 35% de plata. En el proceso de **nucleación** el último líquido que se solidifica es rico en plata (punto N) y lo hace entre las dendritas, tal y como se explicó en el capítulo anterior. Por tanto, en condiciones de congela-

Tabla 6-2 **Composición química y cantidades de fase de una aleación con el 65% de paladio (Pd) y el 35% de plata (Ag)**

Temperatura		Composición química	
°C	°F	Líquido (% Pd)	Sólido (% Pd)
1.500	2.732	65	*
1.400	2.552	65	77
1.370	2.498	57	71
1.340	2.444	52	65
900	1.652	*	65

*Fase no existente a esta temperatura.

Materiał chroniony prawem autorskim

ción rápida, la aleación tiene una *estructura nucleada*. El *núcleo* consta de dendritas formadas por las composiciones con mayores temperaturas de solidus, y la *matriz* es la porción de microestructura entre las dendritas que contiene las composiciones con menor temperatura de solidus.

En la microfotografía de la figura 6-5, *A*, se puede observar un buen ejemplo de una estructura nucleada de una aleación para colado de cobre-plata. Las dendritas (núcleo) son los elementos más claros y de microestructura relativamente amplia con mayores composiciones de fusión. Las *zonas interdendríticas* (matriz) son los elementos más oscuros y estrechos, cuyas temperaturas de fusión son más bajas. (Compare la fig. 6-5, *A*, con la fig. 5-5 del cap. 5.) Un *tratamiento de homogeneización con calor*, que permite que se produzca la difusión atómica, puede eliminar la no uniformidad de la composición del colado. La figura 6-5, *B* muestra que la microestructura está formada por granos equiaxiales con pequeñas zonas oscuras, y que son defectos de colados (porosidad), tal y como explica el capítulo 12, y también puede haber partículas precipitadas que se formaron durante el tratamiento con calor. La figura 6-5, *A* representa la situación de las aleaciones dentales de metal base, que en general tienen microestructuras dendríticas de colado. Algunas aleaciones de metales nobles empleadas para restauraciones de metal-cerámica, con microestructuras equiaxiales policristalinas, presentan una *microsegregación* sustancial, en la que los granos solidificados tienen composiciones no uniformes y no se ven claramente los bordes de los granos en la microestructura grabada. En el caso de estas aleaciones, la microsegregación se reduce notablemente, y tras el tratamiento de homogeneización con calor, aparecen distintos bordes de granos.

Homogeneización

Para el tratamiento de homogeneización con calor, se somete la aleación para colado a una temperatura próxima a su estado sólido para alcanzar la mayor cantidad de difusión sin fundirse. (En el caso de la aleación de la fig. 6-5, *B*, para este proceso son necesarias 6 horas.) Cuando un colado recibe este tipo de tratamiento con calor, no aparecen granos, o aparecen muy pocos, ya que los grupos de granos se inmovilizan mediante las fases, los elementos secundarios o las impurezas. Se emplean temperaturas más altas de las que se usarían en el tratamiento con calor isotérmico *(templado)* de una aleación fundida, tal y como explica el capítulo 20.

En el capítulo 3 ya se explicó que una aleación dental de oro no homogéneo es más susceptible al deslustrado y a la corrosión que la misma aleación tras la homogeneización. Esto también es importante para las aleaciones de plata-paladio, ya que las fases ricas en plata tienden a deslustrarse en la cavidad oral. En el capítulo 20 se mostrará que

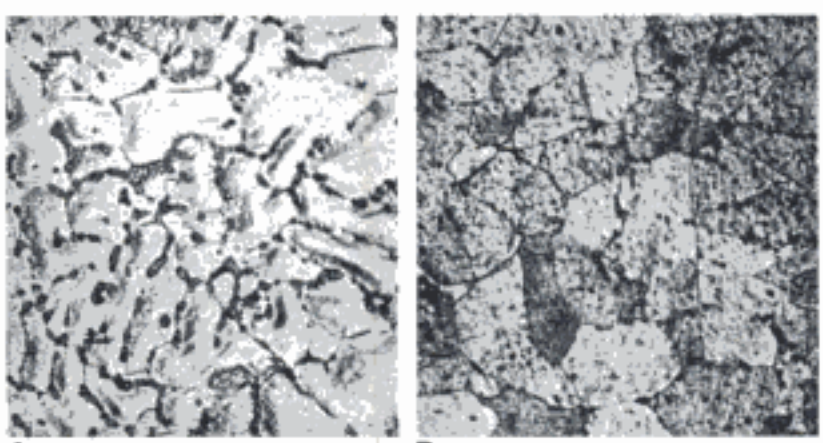


Fig. 6-5 **A,** Aleación de cobre-plata (1%), para colado, **B,** la misma aleación después del tratamiento de homogeneización con calor (×100).

Material chroniony prawem autorskim

las aleaciones con microestructuras heterogéneas tienen mayor resistencia a la deformación permanente que las aleaciones similares con microestructuras homogéneas. Como consecuencia, la ductilidad de una aleación normalmente aumenta tras el tratamiento de homogeneización con calor.

Formación de dendritas en las aleaciones

Una vez que hemos establecido una base, podemos describir brevemente el mecanismo de superenfriamiento para la formación de dendritas durante la solidificación de una aleación de solución de sólidos. A medida que la composición de la aleación se congela (v. fig. 6-4), hay una diferencia en la concentración de átomos del soluto en el líquido adyacente a la superficie del sólido en comparación con la del líquido total, y no hay tiempo suficiente con tasas normales de solidificación para que los átomos del soluto se distribuyan uniformemente en el líquido. Si tenemos en cuenta el gradiente de temperatura del líquido, normalmente habrá una región adyacente a la superficie del sólido en la que la temperatura es menor que la temperatura de congelación en equilibrio de una concentración de soluto determinada. Las protuberancias (es decir, las extensiones) que se forman en la superficie de la aleación que se congela, y que surgen debido a fluctuaciones fortuitas, se situarán en la zona del líquido superenfriado y crecerán rápidamente. Este mismo mecanismo ocurre cuando las protuberancias secundarias que se forman en las zonas laterales de las protuberancias originales crecen rápidamente y a esto le sigue un rápido crecimiento de las protuberancias terciarias que se forman en los laterales de las protuberancias secundarias. Por tanto, este proceso produce dendritas ramificadas tridimensionales. El crecimiento de estas ramificaciones se produce siguiendo direcciones cristalográficas específicas de cada estructura cristalina.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las ventajas y desventajas de las aleaciones con elementos microestructurales eutécticos? ¿Cómo varían las propiedades de los distintos grupos de composiciones de las aleaciones en los sistemas eutécticos binarios?

ALEACIONES EUTÉCTICAS

Muchos sistemas de aleaciones binarias no presentan total solubilidad ni en el estado líquido ni en el sólido. El sistema eutéctico es un ejemplo de una aleación cuyos metales constituyentes tienen una solubilidad de sólido limitada. Dos metales, A y B, que son totalmente insolubles entre ellos en estado sólido, son un ejemplo simple de una aleación eutéctica. En este caso, algunos granos están compuestos únicamente del metal A, y los granos restantes están compuestos del metal B. La situación es análoga en el caso de una solución de salmuera congelada. A pesar de que las moléculas de agua y sal se entremezclan aleatoriamente en la solución, el resultado después de congelarla es una mezcla de cristales de sal y de hielo que se forman independientemente unos de otros.

Sin embargo, hasta cierto punto, todos los metales son solubles entre ellos en estado sólido (en algunos casos, son muy poco solubles). Por tanto, emplearemos como ilustración un sistema eutéctico binario, en el que dos metales son parcialmente solubles entre ellos. El sistema plata-cobre es muy interesante desde el punto de vista odontológico.

Sistema plata-cobre

La figura 6-6 representa el diagrama de fase de este sistema, en el que encontramos 3 fases: 1) fase líquida (L), 2) fase de solución sólida sustitucional rica en plata (α), que contiene una pequeña cantidad de átomos de cobre, y 3) una fase de solución sólida sustitucional rica en cobre (β), que contiene una pequeña cantidad de átomos de plata. En ocasiones las fases α y β se denominan *soluciones sólidas terminales* debido a su situación

Material chroniony prawem autorskim

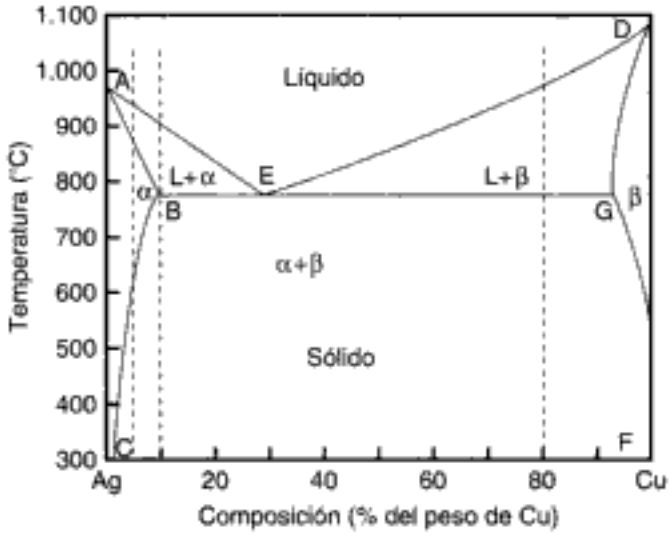


Fig. 6-6 Diagrama de fase en equilibrio de un sistema plata-cobre (% del peso).

a la izquierda y a la derecha del diagrama de fase. Los solidus se pueden identificar como la línea ABEGD, ya que la fase líquida no se encuentra debajo de la línea. Los liquidus se pueden identificar como AED, ya que no hay fases sólidas por encima de esta línea. La parte más grande del diagrama por debajo de los 780 °C está formada por una región de dos fases (α y β), que representa una mezcla de fases rica en plata y rica en cobre en las microestructuras de la aleación.

La primera diferencia que debemos tener en cuenta al comparar la figura 6-6 con el sistema de solución de sólido de la figura 6-4 es que los liquidus y los solidus se cruzan en el punto E. Esta composición (72% de plata y 28% de cobre) se denomina *composición eutéctica* o simplemente *eutéctica*. Debemos tener en cuenta las siguientes características de esta composición especial:

- La temperatura a la que la composición eutéctica se funde (779 °C o 1.435 °F) es menor que la temperatura de fusión de la plata o el cobre (*eutéctico* significa literalmente «baja fusión») y es la temperatura más baja a la que una aleación de plata y cobre es totalmente líquida.
- No existe un rango de solidificación para la composición E. La composición del líquido eutéctico se congela a una temperatura constante, similar a un metal puro; sin embargo, el sólido consta de dos fases (α y β). En ocasiones las aleaciones eutécticas se emplean cuando se quiere tener una temperatura de fusión más baja, como por ejemplo para las soldaduras dentales (v. cap. 19). Sin embargo, las aleaciones eutécticas son inferiores en cuanto a otras propiedades importantes con respecto a las aleaciones de solución de sólidos. Más adelante explicaremos esto con más detalle.

Cuando un elemento eutéctico binario solidifica, los átomos se segregan para formar regiones de dos metales casi puros. Tal y como muestra la figura 6-7, *A* se forma una estructura con capas o *laminar*, porque se necesita una menor cantidad de difusión para producir la segregación de los átomos; sin embargo, en algunas aleaciones se observan morfologías eutécticas en forma de barras. Esta estructura también se denomina *componente eutéctico*, en el que el término *componente* significa un elemento microestructural distintivo.

En ocasiones, la reacción eutéctica se escribe esquemáticamente de la siguiente forma:

$$\text{Líquido} \rightarrow \text{solución de sólido } \alpha + \text{solución de sólido } \beta \qquad (1)$$

Esta reacción se denomina *transformación invariable*, porque se produce a una única temperatura y composición.

Otro aspecto importante del diagrama de fase de la figura 6-6 es la manera en la que dos porciones (AB y DG) del solidus se inclinan hacia la tercera porción, la línea hori-

Material chroniony prawem autorskim

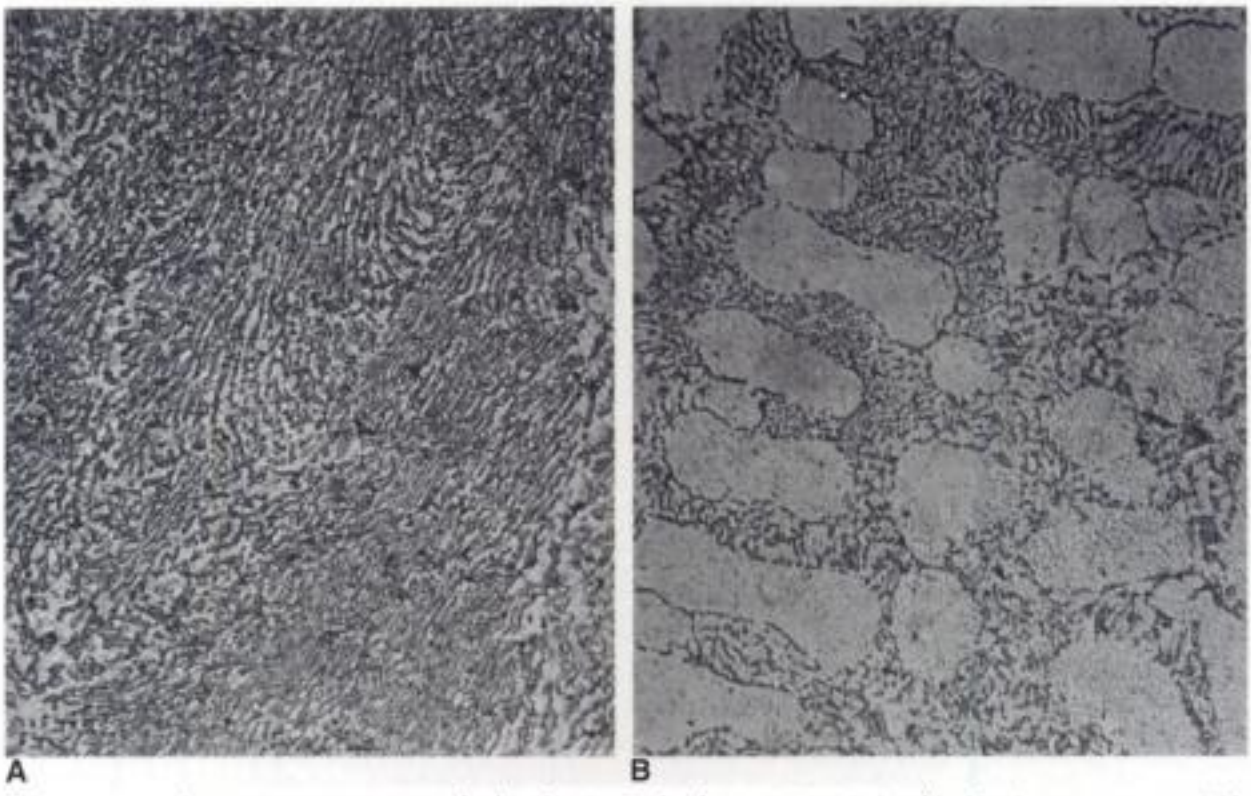


Fig. 6-7 Microestructura de dos aleaciones de plomo-estaño. **A,** La aleación tiene una composición eutéctica del 62% de Sn y el 38% de Pb. La estructura está formada por capas alternativas (laminillas) de la solución de sólido **(zona oscura)** rica en Pb y de la solución de sólido β **(zona clara)** que es rica en Sn. (×1.280). **B,** La aleación tiene un alto contenido en estaño (75% de Sn y 25% de Pb). Las zonas claras son fases primarias β que solidifican primero. Están rodeadas de una estructura eutéctica que solidifica cuando se alcanza la temperatura eutéctica. (×560.) (Por cortesía de P. G. Winchell.)

zontal BEG. A la izquierda del diagrama desde A hasta B, el contenido de cobre de la fase α rica en cobre varía desde el 0% hasta aproximadamente el 9%. A la derecha del diagrama, desde D hasta G, el contenido de plata de la fase β rica en cobre varía desde el 0% hasta aproximadamente el 8%.

El diagrama de fase de la figura 6-6 contiene las *líneas de solvus* CB y FG que no están presentes en los diagramas de fase de los sistemas de solución de sólidos. La línea de solvus CB muestra que, en condiciones de equilibrio, la solubilidad de sólido del cobre en la fase α aumenta desde aproximadamente el 1% a 300 °C hasta alrededor del 9% en B. La línea de solvus FG muestra que la solubilidad de sólido en equilibrio de la plata en la fase β aumenta desde un valor extremadamente pequeño a 300 °C hasta un máximo de aproximadamente el 8% en el punto G. (Este valor se mide desde el valor 0% Ag del extremo izquierdo hasta el extremo derecho del eje horizontal.)

Las composiciones de las fases que se forman durante el enfriamiento en equilibrio de varias aleaciones de plata y cobre se pueden determinar del mismo modo que las soluciones de sólidos de plata y paladio. Por ejemplo, si una aleación contiene el 10% de cobre, se funde a una temperatura superior al liquidus y se enfría en condiciones de equilibrio (segunda línea discontinua vertical desde la izquierda en la fig. 6-6), los cristales del primer sólido se forman en la fase líquida a aproximadamente 900 °C (1.652 °F). Si se traza una línea punteada horizontal desde el liquidus (AE) hasta el solidus (AB), observaremos que el primer sólido es la solución de sólido α, con una composición aproximada del 4% de cobre y del 96% de plata.

Si la temperatura de esta aleación disminuye hasta 850 °C (1.562 °F), se traza otra línea punteada a esta temperatura entre el liquidus y el solidus que indica que en condiciones de equilibrio, todos los cristales de la solución de sólido α tienen una composición aproximada del 5% de cobre y el líquido restante tiene una composición de

Material chroniony prawem autorskim

aproximadamente el 15% de cobre. Cuando la temperatura de la aleación alcanza la temperatura eutéctica de 779 °C, la línea punteada se convierte en BE. El último líquido que se solidifica tiene una composición eutéctica del 72% de plata y el 28% de cobre, y se forman capas alternativas de las fases α y β, similares a las que muestra la figura 6-7, *A*.

Si la composición de la aleación fundida contiene un porcentaje de cobre superior al de la eutéctica, los cambios en la composición durante el enfriamiento son similares, excepto que ahora el primer sólido que se forma (como cristales) en la fase líquida es la solución de sólido β. Los cambios en la composición de la fase líquida y β durante el enfriamiento en equilibrio de una aleación con el 80% de cobre y el 20% de plata, representada por la línea vertical derecha de la figura 6-6, pueden determinarse mediante líneas punteadas (incluyendo EG) a varias temperaturas en el campo de fase (L + β).

En resumen, los primeros cristales que se forman durante la congelación en equilibrio de las aleaciones de plata-cobre, cuyas composiciones se encuentran entre los puntos B y G, son la solución de sólidos α y la solución de sólidos β (denominadas α y β *primarias*). La última región de la aleación fundida que se congela formará zonas con estructura eutéctica. Los granos (denominados *granos primarios)* se forman cuando estos cristales primarios α y β crecen y se hacen más grandes, en comparación con las dimensiones de las capas alternativas de las fases α y β, incluida la eutéctica. Tal y como explicamos anteriormente en el sistema de solución de sólido de plata-paladio, si empleamos la regla de la palanca obtendremos los porcentajes de las dos fases a cualquier temperatura en los campos de fase (L + α) o (L + β) durante el proceso de enfriamiento en equilibrio.

El enfriamiento de las composiciones de la aleación en solidificación por debajo de la temperatura eutéctica puede representarse mediante el enfriamiento en equilibrio de la composición de la aleación fundida que contiene el 5% de cobre, tal y como indica la primera línea punteada vertical a la izquierda de la figura 6-6. Esta aleación se congela totalmente, al igual que la solución sólida α, a aproximadamente 860 °C (1.580 °F), donde la línea punteada vertical cruza a AB. A medida que la temperatura sigue bajando por debajo de la temperatura eutéctica de 779 °C, la composición de esta fase de solución de sólido se mantiene sin cambios hasta que alcanza una temperatura de aproximadamente 630 °C (1.166 °F) (intersección de la línea punteada vertical con CB). Posteriormente, la solución de sólido β rica en cobre comienza a precipitarse a partir de la solución de sólido α, porque se ha excedido el límite de solubilidad de sólido del cobre en la última solución de sólido. Debemos destacar que esto sólo ocurre si un enfriamiento muy lento ha permitido alcanzar el equilibrio. En este caso, si aplicamos la regla de la palanca obtendremos los porcentajes de las fases α y β a cualquier temperatura en este campo bifásico. Sin embargo, el enfriamiento rápido de una aleación con un 5% de cobre no daría tiempo suficiente para la difusión atómica y daría lugar a una aleación compuesta casi en su totalidad de fase α a temperatura ambiente.

Si la primera aleación fundida contiene aproximadamente entre el 9 y el 92% de cobre (composiciones entre las líneas verticales que pasan por B y G), la estructura eutéctica laminar se formará durante la solidificación en equilibrio. Las composiciones de la aleación de la izquierda de B o de la derecha de G formarán cristales primarios de fase α o cristales primarios de fase β, respectivamente, durante la congelación, que se completará cuando la temperatura disminuya por debajo de AB o DG, respectivamente. Posteriormente, a medida que la aleación solidificada se enfría en condiciones de equilibrio y alcanza la temperatura ambiente, se formarán precipitados de la otra fase de solución de sólido (normalmente en los bordes de los granos), cuando la temperatura es menor a la línea de solvus (CB o FG, respectivamente). La composición de la aleación eutéctica fundida (punto E) se congela a una única temperatura de 779 °C (1.435 °F) para producir una estructura bifásica α + β, similar a la de la figura 6-7, *A*.

Material chroniony prawem autorskim

PROPIEDADES FÍSICAS

A diferencia del sistema de paladio-plata, en el que las propiedades mecánicas de las aleaciones de solución de sólidos varían casi de manera lineal, con cambios pequeños o moderados en su composición, en los sistemas eutécticos las relaciones son más complejas. Las aleaciones en estos sistemas con una composición menor a las de los eutécticos se denominan *aleaciones hipoeutécticas*, y aquéllos con una composición superior a la de los eutécticos se denominan *aleaciones hipereutécticas*. Por tanto, los cristales primarios de las aleaciones hipoeutécticas en el sistema de plata-cobre de la figura 6-6 están compuestos de una solución de sólido α, mientras que las aleaciones hipereutécticas contienen una solución de sólido β. Las aleaciones hipoeutécticas o hipereutécticas que contienen un elemento eutéctico en sus microestructuras (composiciones entre B y G) son relativamente frágiles, mientras que las aleaciones cuyas microestructuras no tienen este elemento (composiciones a la izquierda de B o a la derecha de G) son dúctiles. Esto se debe a que las laminillas alternas de las fases α y β inhiben las dislocaciones, que son responsables de la deformación permanente de estas aleaciones, tal y como se discute en el capítulo 20. Sin embargo, la resistencia, y en algunos casos la dureza de las aleaciones que contienen un elemento eutéctico, puede sobrepasar a la de los metales puros debido a la estructura compuesta de la aleación.

En odontopediatría se han empleado aleaciones para colado de solución de sólido α de plata y cobre. La resistencia al deslustrado de estas aleaciones es superior a la de las aleaciones que contienen este elemento eutéctico, tal y como explica el capítulo 3. La aleación eutéctica plata-cobre es el componente mezclado que se encuentra en algunos tipos de aleaciones de amalgama con alto contenido en cobre (cap. 17). Otro ejemplo de la importancia de las composiciones eutécticas se da cerca del extremo de oro del sistema Au-Ir, en el que se considera relevante la composición eutéctica de aproximadamente el 0,005% de Ir para el refinamiento de granos de las aleaciones dentales de oro para colado. Sin embargo, en el capítulo 5 se establece que hay ciertas dudas sobre el mecanismo de este refinamiento de granos.

ALEACIONES PERITÉCTICAS

Además del sistema eutéctico, la limitada solubilidad de sólidos de dos metales puede dar lugar a una *transformación peritéctica*. El sistema de plata-estaño, que es la base de las aleaciones dentales para amalgamas, es un sistema peritéctico. La plata y el platino, presentes en muchas aleaciones de oro para colado, muestran una transformación peritéctica. Además, el paladio y el rutenio tienen una reacción peritéctica al 16,5% en peso de Ru. El rutenio es un elemento importante para el refinamiento de granos en las aleaciones de paladio para colado.

Al igual que la transformación eutéctica, la reacción peritéctica es una reacción invariable, que se da con una composición y una temperatura determinadas. La reacción se puede representar del siguiente modo:

$$\text{Líquido} + \text{solución de sólido } \beta \rightarrow \text{solución de sólido } \alpha \qquad (2)$$

La figura 6-8 es el diagrama de fase del sistema de aleación de plata-platino. La fase α es rica en plata, la fase β es rica en platino y la región bifásica (α + β) es el resultado de la limitada solubilidad de sólido (menos del 12% a 700 °C) de la plata en el platino. (V. fig. 6-8, que muestra que la solubilidad de sólido en equilibrio del platino en la plata es aproximadamente del 56% a 700 °C.) La transformación peritéctica se da en el punto P, donde la fase líquida (composición en β) y la fase β rica en platino (composición en el punto D) se transforma en la fase α rica en plata (composición en el punto P). En el caso de una composición hipoperitéctica, como la que se da en una aleación I, el enfriamiento a una temperatura peritéctica da lugar a la siguiente transformación:

$$\text{Líquido} + \beta \rightarrow \text{Líquido} + \alpha \qquad (3)$$

Material chroniony prawem autorskim

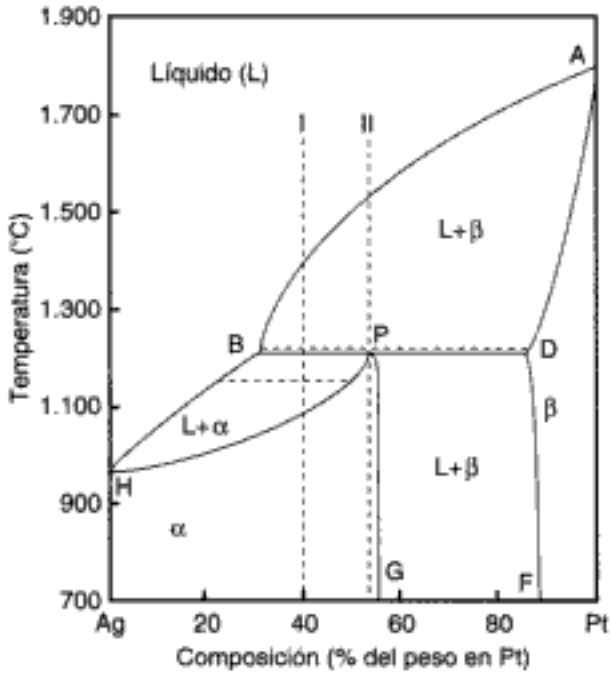


Fig. 6-8 Diagrama de fase en equilibrio del sistema platino-plata (% del peso).

En la figura 6-8 podemos apreciar que las dos fases líquidas implicadas en la transformación (3) tienen composiciones distintas. En ambas transformaciones (2) y (3), la fase α se forma en la interfase entre la fase líquida y β, y debido a que es necesario que haya una difusión sustancial en estas fases para que se produzca la transformación, las aleaciones peritécticas son propensas a la nucleación durante el enfriamiento rápido. De acuerdo con lo que indican los capítulos 3 y 20, esta estructura nucleada tiene una resistencia a la corrosión inferior y es más frágil que la fase de solución sólida α.

REACCIONES EN ESTADO SÓLIDO

Las reacciones en estado sólido proporcionan un mecanismo importante que puede emplearse para endurecer algunas aleaciones dentales. El ejemplo más conocido es el ordenamiento de las aleaciones de oro-cobre, proceso relevante para las aleaciones para colado de oro de tipo III y IV para las restauraciones de metal (v. cap. 19). Tal y como explicamos anteriormente, a pesar de que los átomos de oro y cobre son totalmente solubles en estado líquido y a altas temperaturas en estado sólido, a temperaturas más bajas la atracción de estos dos tipos de átomos pueden convertir las regiones de solución de sólido ordenadas al azar en una fase de sólido ordenada en algunas composiciones.

PREGUNTA CLAVE

¿Mediante qué dos mecanismos proporciona el cobre dureza y resistencia a las aleaciones de oro para colado?

Sistema oro-cobre

La figura 6-9 representa el diagrama de fase del sistema oro-cobre. El rango de fusión es muy estrecho en todas las composiciones, y las curvas del liquidus y el solidus se tocan a 80,1% del peso en oro. A la derecha de este diagrama, observamos que al añadir el 10% del peso en cobre al oro se reduce notablemente la temperatura del liquidus. Esto supone una ventaja en el uso de aleaciones de oro basadas en este sistema para los procedimientos de colado dentales.

Material chroniony prawem autorskim

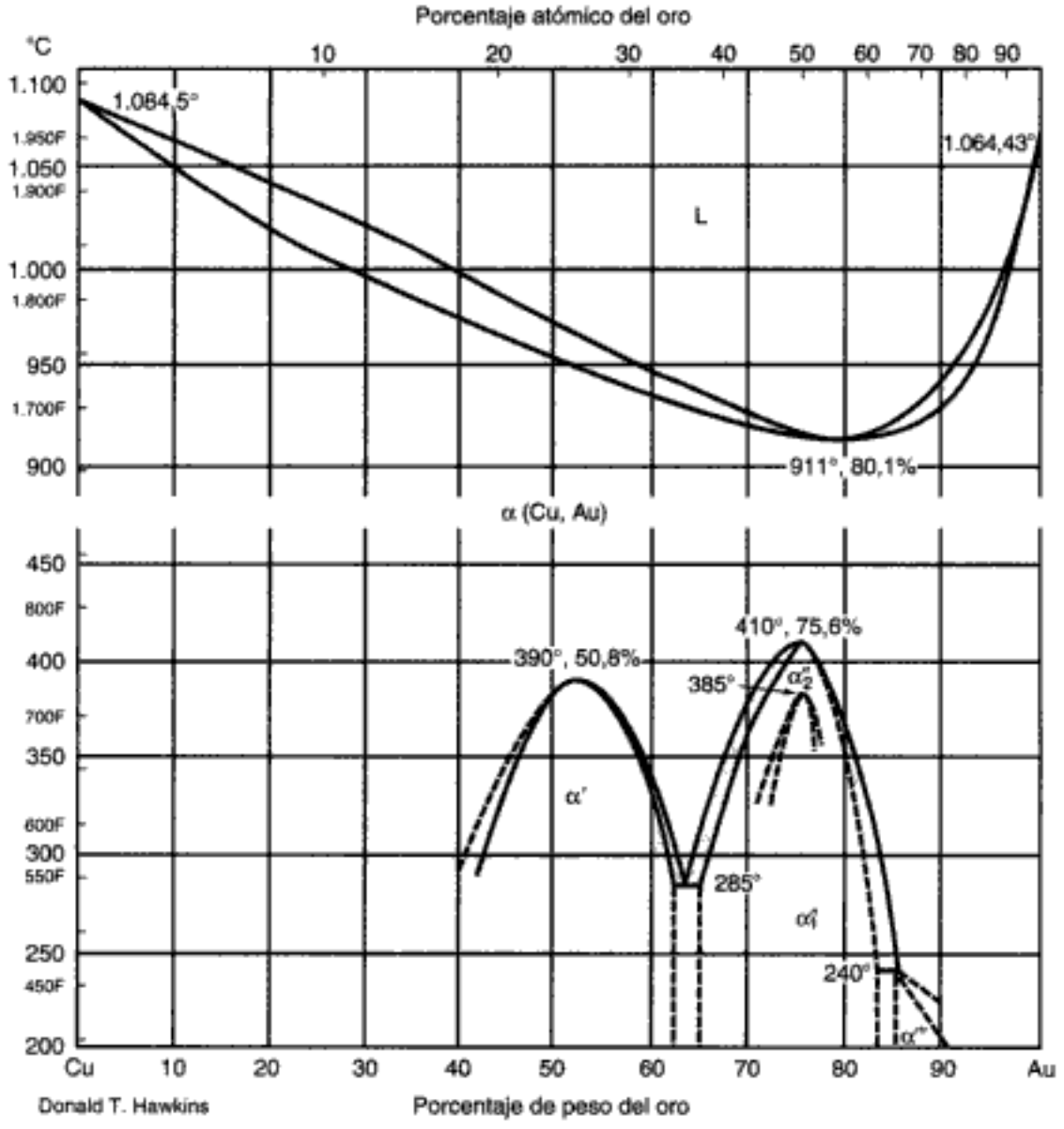


Fig. 6-9 Diagrama de fase de equilibrio de un sistema oro-cobre. (Con autorización de *Metals Handbook*, vol. 8, 8.ª ed. Metals Park, OH, American Society for Metals, 1973, pág. 267.)

A temperaturas inferiores a la temperatura del solidus, pero superiores a 410 °C, el oro y el cobre tienen una solubilidad de sólido mutua total, y en principio, todas las aleaciones solidifican al igual que la solución de sólido α desordenada, en la que los átomos de cada especie están situados al azar en la estructura cristalina cúbica centrada en las caras. Sin embargo, cuando las aleaciones de composiciones adecuadas se enfrían en condiciones próximas al equilibrio, se producen transformaciones en la ordenación del estado sólido.

Tal y como muestra la figura 6-9, cuando las aleaciones contienen entre un 40% del peso y un 65% del peso en oro y se enfrían a una temperatura inferior a los 390 °C en condiciones de equilibrio, se forma la fase ordenada α'. Esta es la estructura $AuCu_3$ que muestra la figura 6-1. Tal y como explicamos anteriormente, debido a la gran diferencia en los pesos atómicos del oro y el cobre, la estructura $AuCu_3$ tiene aproximadamente un 50% de su peso en oro.

Por otro lado, cuando las aleaciones contienen entre el 65% del peso y el 85% del peso en oro, se enfrían por debajo de los 410 °C en condiciones de equilibrio. La figura 6-9 muestra cómo se forma una estructura ordenada distinta α_2'', que se denomina AuCu II). Al enfriarla en condiciones de equilibrio por debajo de los 385 °C, la estructura α_2'' se transforma en la estructura ordenada α_1'', que se denomina AuCu I. En condiciones nor-

Material chroniony prawem autorskim

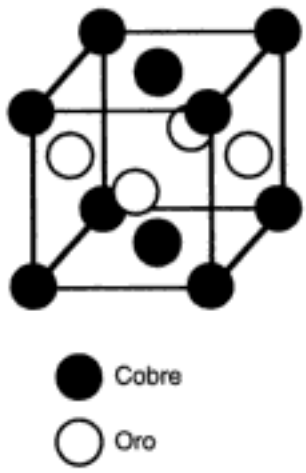


Fig. 6-10 Celda unidad del superenrejado tetragonal centrado en las caras de AuCu.

males de enfriamiento lento de las aleaciones de oro-cobre con esta composición, encontramos la estructura α_1''. Debemos destacar que la estructura AuCu equiatómica contiene aproximadamente el 75% de su peso en oro.

Los átomos de oro y cobre, situados aleatoriamente en la estructura cúbica centrada en las caras de la fase α a altas temperaturas, ocupan planos alternativos en el superenrejado α_1'' (fig. 6-10). Esta estructura ordenada tiene una celda unidad tetragonal centrada en las caras, porque el parámetro enrejado en una de las tres direcciones axiales (dirección vertical, tal y como muestra la fig. 6-10) es distinto del que está en las otras dos direcciones, debido a que los radios atómicos del oro y el cobre son diferentes. El superenrejado α_2'' tiene una celda unidad ortorrómbica. En relación con la figura 6-10, se puede ver que la celda unidad del AuCu II tiene cinco celdas unidades AuCu I similares a la representada, unidas a otras cinco celdas unidades AuCu I tetragonales, en las que los átomos de cobre se sitúan en el plano medio en vez de en las caras superior e inferior.

Las regiones de la estructura ordenada proporcionan una resistencia sustancial a las aleaciones de oro para colado, además de la que se obtiene de distintos átomos del soluto en la matriz de solución de sólido ordenada con estructura cúbica centrada en las caras. Debido a que la estructura cristalina de la fase ordenada es distinta a la de la solución de sólido de oro, cada región de la fase ordenada está rodeada por un campo localizado de deformación elástica, necesario para mantener la continuidad de los enlaces atómicos de la interfase con la matriz. Como consecuencia, impiden sustancialmente los movimientos de dislocación (descritos en el cap. 20) a través de las aleaciones de oro para colado que contienen regiones de estructura ordenada. Este libro no está enfocado a dar una explicación más detallada sobre el complejo mecanismo de endurecimiento asociado con el ordenamiento, por lo que los lectores interesados pueden consultar los artículos mencionados en la sección de Bibliografía recomendada al final de este capítulo.

El procedimiento de *templado* (enfriamiento rápido en un baño de agua a temperatura ambiente o en un baño de agua y hielo), que se realiza en un laboratorio dental en condiciones normales (v. cap. 12), no da el tiempo suficiente para que el movimiento atómico forme la estructura ordenada. La solución de sólido desordenada se mantiene a temperatura ambiente y la aleación de oro es relativamente blanda y dúctil, lo que facilita los ajustes del colado en el laboratorio dental o en el sillón con el paciente. El enfriamiento de las aleaciones de oro para colado de los tipos III y IV en el intervalo de temperaturas de ordenamiento permiten un movimiento atómico suficiente para que se produzca la transformación parcial. A pesar de que la aleación será más fuerte y dura en comparación con la condición templada, se necesita más tiempo para eliminar los adherentes del colado enfriado, y no suele realizarse este procedimiento de enfriamiento lento. Como alternativa, una vez que se han completado los ajustes de las aleaciones de oro para colado de los tipos III y IV en condición templada, el colado puede someterse a un *tratamiento térmico de endurecimiento durante un tiempo definido*. Se calienta la aleación hasta una temperatura

Materiał chroniony prawem autorskim

dentro del rango ordenado durante un período de tiempo recomendado por el fabricante, y después se templa. Este procedimiento no es habitual, porque requiere mucho tiempo adicional. En el caso de las aleaciones dentales para colado de los tipos III y IV, la dureza Vickers aumenta de 50 a 100 después del endurecimiento durante un tiempo definido. (La cantidad de cobre en las aleaciones de oro para colado de los tipos I y II es insuficiente para el proceso de endurecimiento durante un tiempo definido.)

Si se desea, se puede realizar otro tratamiento con calor en un horno para restaurar las aleaciones de oro para colado endurecidas de los tipos III y IV y devolverlas a su estado reblandecido. Este procedimiento, denominado *tratamiento de la solución con calor,* se basa en calentar el colado hasta una temperatura inferior a la del solidus (p. ej., 700 °C o 1.292 °F), mantenerlo durante un período de tiempo corto (normalmente 10 minutos) de manera que la aleación vuelve a ser una solución de sólido sustitucional aleatoria. Posteriormente se templa para mantener esta disposición atómica a temperatura ambiente. El colado blando puede someterse a un tratamiento con calor de endurecimiento durante un tiempo definido y se puede templar, con lo que vuelve a ser una aleación más fuerte y menos dúctil.

En condiciones clínicas normales, las restauraciones de oro colado se cementan en dientes preparados usando la aleación blanda. Se ha descubierto que el envejecimiento significativo de las aleaciones de oro del tipo IV se produce lentamente en un tiempo superior a dos semanas a temperatura ambiente. Los cambios dimensionales que se producen en las aleaciones de oro para colado no tienen importancia clínica. Este comportamiento es típico de las aleaciones de oro de los tipos III y IV a 37 °C, ya que la estructura ordenada está presente en condiciones de equilibrio. Puede ser interesante investigar la dureza y los cambios dimensionales en las aleaciones de oro de los tipos III y IV envejecidas a 37 °C durante tiempos más largos.

Se han realizado observaciones con el microscopio electrónico de transmisión, con gran aumento de las aleaciones de oro para colado de los tipos III y IV, en las que se obtuvo la dureza máxima en un período de entre una y cuatro horas tras el templado isotérmico a elevadas temperaturas (desde 230 °C hasta 350 °C) recomendado por los fabricantes. Las plaquetas ordenadas en la matriz de solución de sólido de oro tras el templado durante 25 horas tenían un tamaño inferior a 10 nm. La figura 6-11 muestra la microfotografía de un microscopio óptico, con magnificaciones mucho menores, de la microestrutura de la aleación dental de oro sometida a un envejecimiento durante un período prolongado. En muchos estudios sobre los mecanismos para el endurecimiento

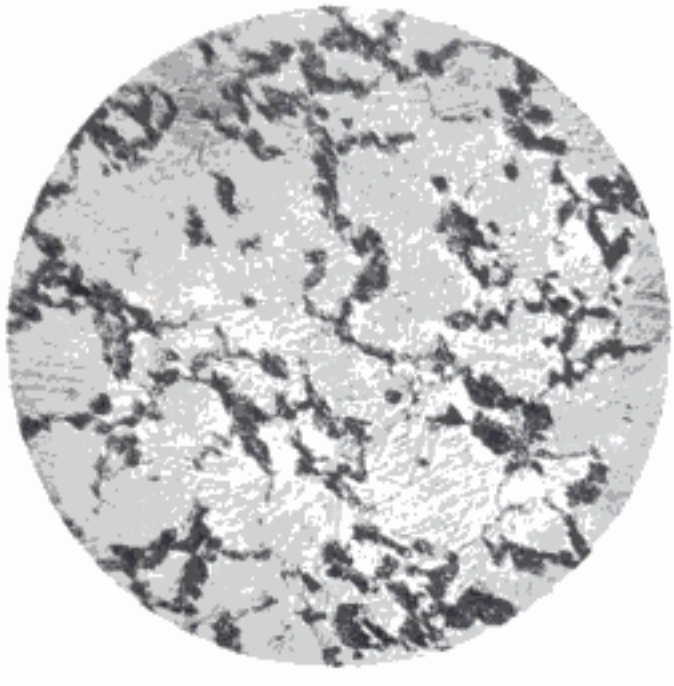


Fig. 6-11 Microfotografía de una aleación dental de oro sometida a un endurecimiento con el tiempo a 450 °C durante un tiempo prolongado de 100 horas (×250.) (Por cortesía de E. M. Wise.)

Material chroniony prawem autorskim

con el tiempo de las aleaciones dentales de oro para colado, se han empleado tratamientos prolongados con calor para aumentar el tamaño de los precipitados para obtener mejores observaciones con el microscopio electrónico de transmisión.

Sistema plata-cobre

En ocasiones, una aleación con el 92,5% de plata y el 7,5% de cobre, empleada para incrustaciones en dientes temporales, se denomina plata de ley. Esta aleación se utiliza ampliamente en la fabricación de objetos finos de plata y fue la base de las monedas de plata. Si empleamos el diagrama de fase de la figura 6-6, observamos que la aleación con el 7,5% de cobre se solidifica al igual que la solución de sólido α al enfriarse lentamente, y la fase β rica en cobre se precipita al seguir enfriándola. Si una muestra de esta aleación fuera tratada con calor a 775 °C (1.427 °F) durante 30 minutos, templada a temperatura ambiente y recalentada a 325 °C (617 °F) durante dos horas, el endurecimiento por la edad produciría precipitados dispersados en la microestructura y la aleación se vería reforzada significativamente. Los orfebres utilizan este procedimiento, porque la aleación tratada con calor es blanda y tiene más ductilidad, lo que permite que se le pueda dar forma fácilmente mediante trabajo en frío. El utensilio resultante puede someterse a un endurecimiento por la edad, lo que aumenta su durabilidad.

OTROS SISTEMAS BINARIOS

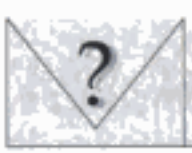
Aleaciones de oro

Tal como mencionamos antes, las aleaciones dentales de oro para colado deben contener cuatro metales de soluto importantes (cobre, plata, paladio y platino), que proporcionan resistencia a la solución de sólido. También están presentes otros elementos en proporciones menores al 1% de su peso, como el zinc y el iridio. Debido a que muchos de estos metales en combinaciones binarias pueden formar precipitados que lleven a un endurecimiento con el tiempo, y si asumimos que el tamaño del precipitado es óptimo (v. caps. 19 y 20), es útil considerar brevemente los sistemas binarios de platino-oro, paladio-cobre y platino-cobre. Al comparar estos diagramas, obtenemos información sobre las fases que pueden estar presentes en las aleaciones de oro comerciales con múltiples componentes.

En los sistemas de platino-oro a temperaturas inferiores a la del solidus, se forma una región bifásica mayor de manera similar a la estructura eutéctica. El sistema de paladio-cobre contiene dos transformaciones de superenrejado, lo que lleva a la formación de PdCu y $PdCu_3$. El sistema platino-cobre contiene al menos dos fases intermedias: PtCu y $PtCu_3$. Se pueden analizar estos diagramas de fase y su relevancia potencial con respecto a las propiedades de la aleación con los mismos métodos descritos anteriormente. Obsérvese que las fases pueden existir en las aleaciones dentales para colado que no se dan en condiciones de equilibrio con las composiciones de la aleación, debido a la microsegregación elemental que se produce durante la solidificación y enfriamiento rápidos. Además, en general, las composiciones de las fases en las aleaciones con componentes múltiples son más complejas que las composiciones binarias.

Un elemento particularmente eficaz para el endurecimiento por la edad de las aleaciones de oro es un compuesto intermetálico de hierro y platino ($FePt_3$). El $FePt_3$ es útil para endurecer las aleaciones de oro empleadas en las prótesis de metal-cerámica, en las que el platino se utiliza para aumentar el intervalo de fusión y disminuir el coeficiente de expansión térmica de la aleación. Dichas aleaciones se tratarán en el capítulo 19.

PREGUNTA CLAVE



¿Por qué hay diferencias sustanciales entre las microestructuras y los mecanismos de endurecimiento de las aleaciones de paladio y las aleaciones de paladio-plata?

Material chroniony prawem autorskim

Aleaciones de paladio

Las aleaciones con alto contenido en paladio han sido muy utilizadas en las prótesis de metal-cerámica desde su creación a principios de los ochenta, debido a sus excelentes propiedades mecánicas y a su buena adherencia a la porcelana dental. A pesar de que el coste de la unidad de metal de estas aleaciones era menos de la mitad del de las aleaciones de oro alternativas, su selección clínica ha disminuido en los últimos años debido a la variabilidad en el precio del paladio. Estas aleaciones se basan en el sistema Pd-Ga, en el que hay una composición eutéctica en el lado del diagrama de fase con alto contenido en paladio y con complejas reacciones de precipitación a bajas temperaturas en la versión actual del diagrama. En el caso de las aleaciones de Pd-Cu-Ga originales, tanto la tasa de enfriamiento rápido durante la solidificación como la adición de cobre hicieron que la composición eutéctica tuviera un mayor porcentaje de paladio y dieron lugar a la formación de un elemento eutéctico Pd_2Ga en la microestructura para colado. Tanto las aleaciones de Pd-Cu-Ga como las aleaciones de Pd-Ga desarrolladas posteriormente tienen una estructura entretejida submicrónica fina observada con el microscopio electrónico de transmisión. Parece que esta estructura se forma mediante una transformación de fase martensítica (v. cap. 19) en la matriz de la solución de sólido de paladio centrada en las caras, y es estable durante el tratamiento con calor que simula los ciclos de cocción de la porcelana dental. El endurecimiento de estas aleaciones se produce por un mecanismo de solución de sólido y por la formación de precipitados de Pd_5Ga_2 en algunas aleaciones de Pd-Cu-Ga.

Debido a la reciente variabilidad de los precios del paladio, ha aumentado la popularidad de las aleaciones de paladio-plata (cap. 19). A pesar de que el punto de partida de estas aleaciones es el diagrama de fase de paladio-plata de la figura 6-4, los elementos adicionales que proporcionan propiedades mecánicas adecuadas y óxidos de metal para la unión de la porcelana provocan la formación de fases secundarias en las microestructuras. Los diagramas binarios pueden ser útiles para predecir la aparición de estas fases. Debido a que el tamaño de los precipitados es, en general, demasiado pequeño para determinar con precisión su composición empleando un microscopio electrónico de barrido o una microsonda electrónica, se necesita realizar un análisis básico empleando un microscopio electrónico de transmisión.

SISTEMAS DE ALEACIONES TERNARIOS Y DE ORDEN SUPERIOR

La mayoría de las aleaciones dentales de oro son aleaciones ternarias de oro, plata y cobre, que contienen pequeñas cantidades de metales como platino, paladio o zinc. La mayoría de estas aleaciones, que, cuando se templan después de la solidificación, forman soluciones de sólidos de fase única, pueden reforzarse y endurecerse con un tratamiento con calor. Se han encontrado varios mecanismos de endurecimiento con el tiempo, dependiendo de la composición de la aleación. Uzuka y cols. representaron las regiones de las distintas transformaciones de fase del sistema Au-Cu-Ag, empleando un diagrama de fase triangular correspondiente a una sección transversal isotérmica a 300 °C a través de un diagrama tridimensional.

Hay muchas otras combinaciones de sistemas ternarios, cuaternarios y sistemas de aleaciones multicomponentes de orden superior empleados en odontología conservadora. Dichos sistemas son complejos, y la información sobre el diagrama de fase es limitada, a excepción del sistema ternario de Ag-Hg-Sn empleado en amalgamas dentales y que se discutirá en el capítulo 17.

En ocasiones, los diagramas de fase binarios son útiles para predecir la influencia de componentes individuales de las aleaciones para colado, aunque estos diagramas de equilibrio siempre se deben interpretar con precaución, dadas las condiciones de no equilibrio asociadas con el proceso de colado dental. Los diagramas de fase seudobinarios, en los que la concentración de uno o más de los componentes es fija, se utilizan con frecuencia para estudiar las fases presentes en los sistemas de aleaciones de orden superior.

Material chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Brantley WA, Cai Z, Carr AB, and Mitchell JC: Metallurgical structures of as-cast and heat-treated high-palladium dental alloys. Cells Mater 3:103, 1993.

Describe las aleaciones con alto contenido de paladio y microestructuras dendríticas y policristalinas equiaxiales. Es muy útil el estudio detallado de los micrográficos para comparar la integridad estructural potencial y algunas propiedades de estas aleaciones.

Cullity BD: Principles of X-Ray Diffraction, 2nd ed. Reading, MA, Addison-Wesley Publishing Co, 1978.

Descripción de las técnicas de difracción de rayos X empleadas para determinar las estructuras de cristal de los materiales metálicos. El capítulo 13 de este libro resume las estructuras ordenadas de las aleaciones de oro-cobre.

Flinn R, and Trojan P: Engineering Materials and Their Applications, 3rd ed. Boston, MA, Houghton Mifflin Co, 1986, pp 116-169.

Estudio sobre los estados de equilibrio (diagrama de fase) y de no equilibrio de los sistemas en relación con las propiedades. Contiene muy buenos ejemplos y fotografías.

Metals Handbook, Desk Edition. Metals Park, OH, American Society of Metals, 1991.

Extenso libro de referencia sobre el colado, la estructura y las propiedades de los metales, incluido un apartado sobre los métodos metalográficos.

Nitta SV, Clark WAT, Brantley WA, Grylls RJ, and Cai Z: TEM analysis of tweed structure in high-palladium dental alloys. J Mater Sci Mater Med 10:513, 1999.

Describe la estructura entretejida submicrónica y los microdefectos de estas aleaciones.

Porter DA, and Easterling KE: Phase Transformations in Metals and Alloys, 2nd ed. London, Chapman & Hall, 1992.

Este libro de texto para estudiantes universitarios de ingeniería describe las transformaciones de fase, así como la estructura y propiedades de las interfases.

Uzuka T, Kanzawa Y, and Yasuda K: Determination of the AuCu superlative formation region in gold-copper-silver ternary system. J Dent Res 60:883, 1981.

Artículo clásico que presenta las transformaciones en estado sólido de este importante sistema de aleación ternaria.

Van Vlack LH: Elements of Materials Science and Engineering, 6th ed. Reading, MA, Addison-Wesley, 1989.

El primer gran libro de texto sobre la ciencia de los materiales. El capítulo 5 describe los diagramas de fase y los capítulos 8 y 9 tratan sobre los mecanismos de deformación y de refuerzo de las aleaciones.

Vermilyea SG, Huget EF, and Vilca JM: Observations on gold-palladium-silver and gold-palladium alloys. J Prosthet Dent 44:292, 1980.

Presenta ejemplos excelentes de la microsegregación en las aleaciones dentales para el colado de metales nobles.

Watanabe I, Atsuta M, Yasuda K, and Hisatsune K: Dimensional changes related to ordering in an AuCu-3 wt% Ga alloy at intraoral temperature. Dent Mater 10:369, 1994.

Se aborda el ordenamiento intraoral y la importancia clínica de los cambios dimensionales resultantes en el caso de una aleación experimental de oro para colado y una aleación comercial de oro del tipo IV.

Wu Q, Brantley WA, Mitchell JC, Vermilyea SG, Xiao J, and Guo W: Heat-treatment behavior of high-palladium dental alloys. Cells Mater 7:161, 1997.

Presentación de ejemplos sobre la manera en que una fase muy dura contribuye al reforzamiento de algunas aleaciones con alto contenido de paladio. También se describe la formación de precipitados discontinuos.

Yasuda K, and Ohta M: Difference in age-hardening mechanism in dental gold alloys. J Dent Res 61:473, 1982.

Extensa explicación de las estructuras ordenadas y de otras fases que fomentan el endurecimiento por edad de las aleaciones ternarias de oro-plata-cobre.

Yasuda K, Van Tendeloo G, Van Landuyt J, and Amelinckx S: High-resolution electron microscopic study of age-hardening in a commercial dental gold alloy. J Dent Res 65:1179, 1986.

Este artículo describe la capacidad única del microscopio electrónico de transmisión de alta resolución para mostrar la complejidad de las estructuras ordenadas en una aleación comercial de oro para colado.

Material chroniony prawem autorskim

7

Polímeros dentales

H. Ralph Rawls

ESQUEMA

Aplicaciones de las resinas en odontología
Clasificación
Requisitos de las resinas dentales
Naturaleza fundamental de los polímeros
Propiedades físicas de los polímeros
Química de la polimerización
Copolimerización
Resinas dentales de acrílico

PALABRAS CLAVE

Copolímero aleatorio: Polímero formado por dos o más monómeros sin orden secuencial entre las unidades monoméricas a lo largo de la cadena de polímeros.

Copolímero de bloque: Polímero constituido por dos o más monómeros. Se forman unidades de monómero idénticas en secuencias relativamente largas a lo largo de la cadena principal del polímero.

Copolímero ramificado o de injerto: Polímero en el que las secuencias de un tipo de unidad mero se unen como un injerto (ramificado) a la estructura principal de un segundo tipo de unidad mero o monomérica.

Curado: Reacción química en la que los monómeros de bajo peso molecular o los polímeros pequeños se convierten en materiales de mayor peso molecular para obtener las propiedades deseadas.

Estructura principal: Cadena principal de un polímero.

Flujo plástico (de un polímero): Deformación irreversible que se produce cuando las cadenas de polímeros se deslizan unas sobre otras y se recolocan en el material.

Fraguado (de un polímero): Punto hasta el cual ha progresado la polimerización.

Fraguado final: Estado en el que se completa el proceso de curado.

Fraguado inicial (de un polímero): Estado de polimerización durante el cual el polímero mantiene su forma.

Inducción: Activación de los radicales libres que inicia el crecimiento de las cadenas de polímeros.

Monómero: Compuesto químico capaz de reaccionar para formar un polímero.

Polimerización: Reacción química en la que los monómeros de menor peso molecular se convierten en cadenas de polímeros de mayor peso molecular:

$$\text{Monómero} + \text{Monómero} + \text{Monómero} + \text{Monómero} \xrightarrow{\text{Polimerización}} -\text{Mero}-\text{Mero}-\text{Mero}-\text{Mero}-$$

Polímero: Compuesto químico que consta de grandes moléculas orgánicas formadas por la unión de muchas unidades monoméricas más pequeñas y que se repiten.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Polímero termofraguable: Metal polimérico que endurece permanentemente al ser calentado por encima de la temperatura a la cual comienza a polimerizar y que no se vuelve a ablandar al recalentarlo a la misma temperatura.

Polímero termoplástico: Material polimérico formado por cadenas lineales y/o ramificadas que se ablandan al calentarse a una temperatura superior a la de transición del vidrio, (T_v), en la cual el movimiento molecular comienza a separar las cadenas.

Propagación: Estado de polimerización durante el cual las cadenas de polímeros siguen creciendo y en el que los pesos moleculares son mayores.

Radical libre: Compuesto con un electrón impar que se utiliza para iniciar la polimerización.

Recuperación elástica: Reducción o eliminación de la deformación elástica cuando se elimina la fuerza aplicada; los sólidos elásticos se recuperan de la deformación elástica inmediatamente después de eliminar la fuerza aplicada, mientras que los materiales viscoelásticos se recuperan de la deformación elástica con el paso del tiempo.

Terminación: Estado de la polimerización en el cual las cadenas de polímeros dejan de crecer.

Transferencia de cadena: Estado de polimerización en el cual el extremo creciente de una cadena se transfiere a otra molécula, dando lugar a un crecimiento posterior de la cadena.

Viscoelástico: Capacidad de un polímero de comportarse como un sólido elástico (resorte) y un líquido viscoso (amortiguador).

APLICACIONES DE LAS RESINAS EN ODONTOLOGÍA

Las resinas sintéticas se utilizan en una gran variedad de aplicaciones dentales. Los usos más comunes son:

- Prótesis (bases, revestimientos y dientes artificiales).
- Materiales de obturación de cavidades («composites»).
- Selladores.
- Materiales de impresión.
- Equipamiento (recipientes de mezcla).
- Cementos (de resina).

Las resinas dentales se usan sobre todo para restaurar y reemplazar la estructura dental y las piezas que faltan. Estas resinas se pueden adherir con otras directamente sobre la estructura dental u otros materiales de restauración. En caso de que falten todas las piezas dentales, se puede crear una prótesis, en la cual los dientes postizos se sujetan en la base de la misma (parte de la prótesis que se apoya sobre los tejidos blandos, cubriendo el hueso maxilar y mandibular) para restablecer la función masticatoria.

CLASIFICACIÓN

Las resinas dentales solidifican al polimerizar. La **polimerización** se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula, o **polímero,** a partir de un gran número de moléculas conocidas como **monómeros.** A menudo, las resinas sintéticas se denominan *plásticos.* Un material plástico es una sustancia que, a pesar de ser dimensionalmente estable en condiciones normales, en algún momento de su fabricación ha sido reformada plásticamente. Las resinas están compuestas por moléculas muy grandes. La forma y la morfología particulares de la molécula determinan si la resina es una fibra, un material rígido o un producto similar a la goma. Los polímeros han tenido un gran impacto en odontología, y actualmente se utilizan como selladores (material profiláctico que se emplea para sellar fisuras y evitar que entren bacterias cariogénicas), como materiales de unión, materiales de restauración, materiales de revestimiento, bases de prótesis, dientes postizos y materiales de impresión.

La utilidad de los plásticos deriva de su capacidad para adquirir formas complejas, en ocasiones mediante la aplicación de calor y presión. Según su comportamiento térmico, se pueden clasificar en **polímeros termoplásticos** y **termofraguables,** dependiendo de si se ablandan al calentarse.

Material chroniony prawem autorskim

Los *elastómeros* son un tercer grupo de materiales poliméricos. La industria moderna de los elastómeros se basó en el látex que se formaba naturalmente, aislado del árbol *Hevea brasiliensis*. Desde principios del siglo XX, los químicos han intentado sintetizar materiales cuyas propiedades reprodujeran o al menos simularan las de la goma natural. Esto ha llevado a la producción de una gran variedad de elastómeros sintéticos, algunos de los cuales se utilizan en odontología como materiales de impresión. Los elastómeros sometidos a deformación muestran una gran elongación reversible al aplicar fuerzas pequeñas; es decir, tienen elasticidad.

En odontología, la mayoría de las resinas se basan en los metacrilatos, sobre todo el metilmetacrilato. Sin embargo, debido a que este campo es muy dinámico y a que se crean nuevos tipos de resina basándose en un patrón común, el dentista debe conocer los conceptos básicos sobre la química de resinas de manera que pueda evaluar de forma crítica todos los nuevos avances en este campo. Este capítulo repasa brevemente las bases químicas de las resinas.

REQUISITOS DE LAS RESINAS DENTALES

Los polímeros de metacrilato se han difundido mucho en odontología debido a que: 1) se pueden fabricar fácilmente con técnicas bastante simples, 2) son estéticos y 3) son económicos. Debido a sus propiedades biológicas, físicas, estéticas y de manipulación, los polímeros de metacrilato proporcionan un equilibrio excelente en su funcionamiento, además de las características necesarias para su uso en la cavidad oral. Lo ideal es que estas características tengan: 1) compatibilidad biológica, 2) propiedades físicas, 3) fácil manipulación, 4) cualidades estéticas, 5) coste relativamente bajo y 6) estabilidad química en la boca.

Compatibilidad biológica

La resina debe ser insípida, inodora, no tóxica, no debe irritar ni dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca, y debe ser impermeable a los fluidos orales para no resultar poco higiénica ni desagradable en cuanto a sabor y olor. Si se utiliza la resina como material de obturación o cementado, debe aplicarse rápidamente y adherirse a la estructura dental para prevenir el crecimiento microbiano en la interfase diente-restauración. El capítulo 8 ofrece una visión más completa de la biocompatibilidad de los materiales dentales.

Propiedades físicas

La resina debe tener la suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para afrontar las fuerzas de masticación, las fuerzas de impacto y el uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y las variaciones en las cargas. Cuando se emplea para la base de las prótesis maxilares, la resina debe tener una gravedad específica baja.

Manipulación

La resina no debe producir humos tóxicos ni polvo durante su manipulación. Debe ser fácil de mezclar, insertar, moldear y curar, y debe tener un tiempo de **fraguado** relativamente corto y ser insensible a las variaciones en estos procedimientos de manipulación. Las complicaciones clínicas, como la inhibición de oxígeno, la contaminación de saliva y sangre, deben afectar poco o nada a los resultados de cualquier procedimiento de manipulación. Además, el producto final debe ser fácil de pulir, y en caso de ruptura inevitable, debe poder ser reparado de manera simple y eficaz.

Materiał chroniony prawem autorskim

Propiedades estéticas

El material debe ser translúcido o transparente, de manera que se pueda adecuar a la apariencia de los tejidos orales que reemplaza. La resina ha de poder teñirse o pigmentarse, aunque no debe haber ningún cambio en el color o aspecto del material después de su fabricación.

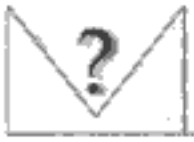
Aspectos económicos

El precio de la resina y del método de trabajo deben ser relativamente bajos, y el procesamiento no debe requerir el uso de equipamientos complejos ni caros.

Estabilidad química

A pesar de que los polímeros de metacrilato cumplen, de manera bastante aceptable, todos los requisitos mencionados anteriormente, todavía no se ha encontrado la resina que reúna todos estos criterios ideales. Las condiciones presentes en la cavidad oral son muy exigentes, y sólo los materiales inertes y más estables químicamente pueden resistir dichas condiciones sin deteriorarse.

PREGUNTA CLAVE



¿Cómo cambian las propiedades mecánicas de un polímero a medida que aumenta el peso molecular?

NATURALEZA FUNDAMENTAL DE LOS POLÍMEROS

Las características más significativas de los polímeros son el hecho de que constituyen moléculas muy grandes y que su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas. La longitud y el entrecruzamiento de la cadena, la extensión de las ramificaciones y la organización de las cadenas son características fundamentales de los polímeros, que determinan las propiedades de los materiales poliméricos. La polimerización es una reacción intermolecular repetitiva, funcionalmente capaz de continuar de manera indefinida. Cualquier compuesto químico que posea un peso molecular superior a 5.000 es considerado una macromolécula; por eso, la mayoría de las moléculas de los polímeros se describen como macromoléculas. En algunos casos, el peso molecular de una molécula del polímero puede ser de hasta 50 millones.

Además de los polímeros tradicionales, las macromoléculas pueden estar formadas por polímeros inorgánicos como la red de dióxido de silicona que se encuentra en varias cerámicas y composites de resina empleados en odontología. En este capítulo nos limitaremos a los polímeros orgánicos.

Longitud de cadena y peso molecular

Cuanto más larga sea la cadena del polímero, mayor será el número de conexiones temporales que se pueden formar entre las cadenas. Por tanto, cuanto mayor sea la longitud de la cadena, más difícil será alterar el material polimérico, y por ello propiedades como la rigidez, la resistencia y la temperatura de fusión aumentan al incrementarse la longitud de la cadena (fig. 7-1). Consideremos la similitud entre el comportamiento de un grupo de cadenas moleculares de un polímero y un plato de espaguetis. Cuanto más largos sean los espaguetis o las cadenas, más difícil será separarlos. Al cortarlos –es decir, al reducir la longitud de la cadena– separarlos es más fácil.

Las resinas sintéticas polimerizan al azar a partir de lugares que han sido activados. Por tanto, dependiendo de la capacidad de las cadenas para crecer desde sus lugares de

Material chroniony prawem autorskim

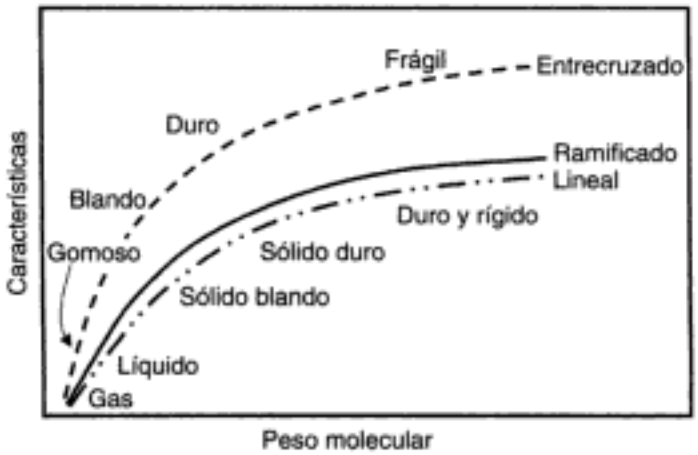


Fig. 7-1 Efecto de la longitud de la cadena de polímeros, de la ramificación y del entrecruzamiento en las propiedades físicas y mecánicas. La rigidez, la resistencia y la temperatura de fusión aumentan a medida que se incrementan la longitud de la cadena de polímeros y el peso molecular.

activación, las cadenas moleculares que se forman en un material polimérico constan de cadenas de distintas longitudes. En consecuencia, se necesita un valor medio para expresar el peso molecular de los polímeros. Normalmente se utilizan dos tipos de valores medios, el número medio $\overline{M}_n$, que se basa en el número medio de unidades monoméricas que se repiten en una cadena, y el peso medio $\overline{M}_p$, basado en el peso molecular de una cadena media.

El peso molecular medio de varios polímeros para prótesis dentales comerciales suele variar entre 8.000 y 39.000, aunque se han obtenido pesos moleculares de hasta 600.000. Los dientes de las prótesis con resina *entrecruzada* (v. más abajo) pueden tener pesos moleculares incluso mayores.

Desde el punto de vista biológico, es importante destacar que la polimerización no suele completarse totalmente y que las moléculas de monómero residuales se pueden eliminar de los materiales poliméricos. En ocasiones, estos compuestos con bajo peso molecular pueden provocar reacciones adversas, sobre todo de tipo alérgico. Los monómeros residuales también tienen un efecto notable en el peso molecular del polímero. Por ejemplo, el 0,9% de las moléculas residuales del monómero en un polímero con un peso molecular medio teórico de 22.400, en caso de estar curado totalmente, reduciría el peso molecular del polímero a 7.300.

La expresión $\overline{M}_p$ implica que, en el cálculo, pesan más las moléculas más grandes. Por tanto, $\overline{M}_p$ siempre es mayor que $\overline{M}_n$, excepto cuando todas las moléculas tienen la misma longitud; entonces $\overline{M}_p = \overline{M}_n$. Si consideramos los conceptos explicados hasta ahora, el índice $\overline{M}_p/\overline{M}_n$ (denominado *polidispersidad*) es una medida del rango y la distribución de los tamaños de la cadena. Los polímeros con el mismo valor de $\overline{M}_p$ pero con distintos valores de polidispersidad tendrán propiedades algo diferentes. Por ejemplo, los polímeros con mayor polidispersidad comienzan a fundirse a temperaturas más bajas y tienen un mayor margen de temperatura de fusión.

Ramificación y entrecruzamiento de cadena

En una situación ideal, la polimerización debería producir macromoléculas *lineales*. Sin embargo, en la práctica rara vez se dan cadenas moleculares exclusivamente lineales. En ocasiones, las unidades estructurales de los polímeros se conectan entre sí para formar un polímero *ramificado o entrecruzado* no lineal (fig. 7-2). La ramificación es similar a los brazos extra que crecen en una cadena de polímeros; la probabilidad de ramificación, o de conexiones temporales, aumenta. Los *entrecruzamientos* son conexiones permanentes entre las cadenas. Un material polimérico con muchos entrecruzamientos puede estar formado por una única o por varias moléculas gigantes.

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 7-2 Gráficos de los polímeros lineales, ramificados y entrecruzados.

En los polímeros entrecruzados, algunas de las unidades estructurales deben tener al menos dos lugares en los que se puedan producir las reacciones. Por ejemplo, durante el **curado** del material de impresión de polisulfuro, o durante la formación de alginato de calcio a partir de alginato de sodio, los polímeros lineales se unen mediante determinadas cadenas laterales reactivas para formar redes moleculares entrecruzadas (fig. 7-3).

El entrecruzamiento forma puentes entre las cadenas y aumenta considerablemente el peso molecular. Como consecuencia, las propiedades físicas o mecánicas varían con la composición y extensión del entrecruzamiento en un determinado sistema de polímeros. La red tridimensional de polímeros entrecruzados aumenta la rigidez y resistencia a los solventes. El entrecruzamiento de los polímeros con bajo peso molecular aumenta la temperatura denominada *temperatura de transición del vidrio* (T_v), en comparación con la de los polímeros con mayor peso molecular (v. fig. 7-1). Por otro lado, el entrecruzamiento tiene poca influencia sobre la resistencia.

Estructuras copoliméricas. Los polímeros que sólo tienen un tipo de unidad que se repite (unidades monoméricas o mero) son *homopolímeros;* aquellos con dos o más tipos de unidades monoméricas se denominan *copolímeros.* Hay tres tipos distintos de copolímeros:

- **Copolímero aleatorio:** No existe un orden secuencial entre las dos (o más) unidades monoméricas a lo largo de la cadena de polímeros.

... ABBABABAAABAAAABABBBBABAAAABABABB ...

- **Copolímero en bloque:** Se dan unidades monoméricas idénticas en secuencias relativamente extensas a lo largo del polímero principal.

... AAAAABBBBBBBAAAABBBBBBBAAABBBAAAA ...

- **Copolímero ramificado o de injerto:** Secuencias de un tipo de unidad monomérica se adhieren como un injerto (ramificado, fig. 7-2) a la **estructura principal** de un segundo tipo de unidad monomérica.

```
... AAAAAAAAAAAAA ...
        |   |
        B   B
        B   B
        B   B
```

Materiał chroniony prawem autorskim

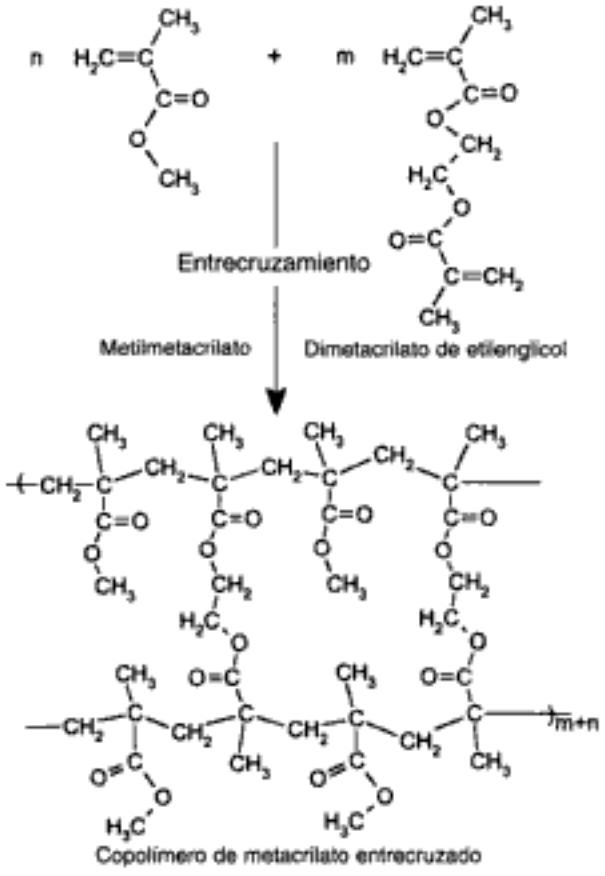


Fig. 7-3 Estructura entrecruzada formada mediante copolimerización, siendo al menos uno de los comonómeros, multifuncional. En este esquema, el metilmetacrilato está copolimerizado con el monómero difuncional del dimetacrilato de etilenglicol.

Organización molecular

En algunos polímeros, las cadenas están entrelazadas aleatoriamente de una forma muy desordenada, denominada estructura amorfa (fig. 7-4, izquierda). En otros, las cadenas se pueden alinear para formar una estructura cristalina muy ordenada (fig. 7-4, derecha). La mayoría de los materiales poliméricos combinan estas dos formas de organización en mayor o menor proporción. Es característico que los polímeros dentales lineales sean predominantemente amorfos, poco o nada cristalinos. Las cadenas de polímeros forman una masa enredada, comparable con los espaguetis, en los que cada cadena tiene una milla (1.609 m) o más de largo. Estos segmentos de polímeros poseen pocas oportunidades de migrar y son inmóviles en estado sólido. Al igual que en el caso del vidrio, se produce un orden de corto rango.

Sin embargo, muchos polímeros tienen regiones de orden de rango largo que producen un grado de cristalinidad, dependiendo de los enlaces secundarios que se puedan formar, de la estructura de la cadena de polímeros, del grado de orden y del peso molecular (v. fig. 7-4). A pesar de que la cristalinidad del polímero puede aumentar la resistencia a la tensión, también puede reducir la ductilidad –es decir, aumentar la fragilidad– de la resina e incrementar su temperatura de fusión.

Los factores que reducen o impiden la cristalinidad son los siguientes:

- Copolimerización, que disminuye la capacidad de las cadenas del polímero para alinearse.
- Polímeros de ramas largas, que impiden que las cadenas de polímeros se alineen.
- Disposición aleatoria de los grupos de sustitución, sobre todo los grandes grupos laterales que mantienen separadas las cadenas del polímero.
- Plastificantes, que tienden a separar las cadenas (v. el siguiente apartado).

Material chroniony prawem autorskim

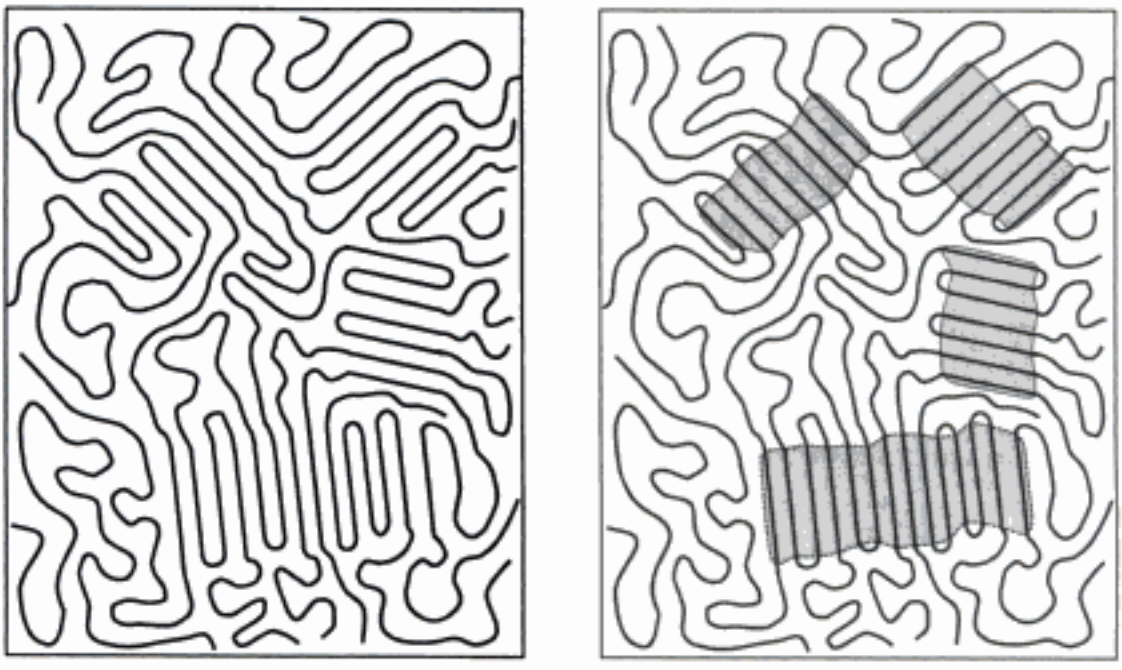


Fig. 7-4 Esquema **(izquierda)** de un polímero que contiene una organización intermolecular e intramolecular cristalina y amorfa, y regiones tanto cristalinas como amorfas **(zonas sombreadas de la derecha).**

PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS POLÍMEROS

Deformación y recuperación

Las fuerzas aplicadas producen tensiones dentro de los polímeros que pueden provocar deformación elástica, plástica o una combinación de ambas.

- La deformación *plástica* es irreversible y da lugar a una nueva forma permanente.
- La deformación *elástica* es reversible y la recuperación será total una vez que se elimine la tensión.
- La deformación *viscoelástica* da lugar a una combinación de deformación elástica y plástica, aunque sólo se produce una recuperación de la deformación elástica a medida que disminuye la tensión. La recuperación, en cambio, no es instantánea una vez eliminada la tensión; el proceso de recuperación tiene lugar a lo largo del tiempo. La cantidad de deformación que no se recupera en el momento en que se elimina la fuerza se considera deformación plástica, tal como explica el capítulo 4.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuál es la diferencia entre los elastómeros y los plásticos? ¿Qué hace que algunos polímeros respondan de manera elástica y otros de forma viscoelástica a las tensiones?

Propiedades reométricas

La reometría, o comportamiento de *flujo*, de los polímeros sólidos implica la combinación de deformación elástica y plástica (flujo *viscoso*) y la **recuperación elástica** cuando se eliminan las fuerzas. Esta combinación de cambios elásticos y plásticos se denomina *viscoelasticidad*. La longitud de la cadena, el número de entrecruzamientos, la temperatura y la tasa de aplicación de fuerza (impacto rápido frente a extrusión) determinan el tipo de comportamiento dominante.

Material chroniony prawem autorskim

- **Flujo plástico:** Comportamiento de deformación irreversible que se produce cuando las cadenas del polímero se colocan unas sobre otras y se recolocan dentro del material, provocando una deformación *permanente.*
- **Recuperación elástica:** Comportamiento de deformación reversible que se da en las regiones amorfas de los polímeros cuando las cadenas enredadas al azar se estiran y se vuelven a enredar, como resortes que vuelven a su posición original sin moverse cuando se elimina la fuerza aplicada (fig. 7-5).

Las propiedades plásticas y elásticas se emplean para describir los materiales *ideales.* Sin embargo, los materiales dentales poliméricos actuales se deforman al combinar los procesos de deformación plástica y elástica. Por tanto, los elastómeros no siempre se recuperan totalmente y mantienen un pequeño grado de deformación plástica, mientras que los plásticos muestran un mayor nivel de deformación plástica, aunque también tienen un pequeño grado de recuperación elástica. Este fenómeno se denomina *recuperación viscoelástica* (fig. 7-6).

PREGUNTA CLAVE

¿Qué efectos pueden darse si un plastificante es lixiviado de un polímero?

Propiedades de disolución

En general los polímeros se disuelven con lentitud, no son claramente solubles o insolubles en un líquido determinado y sus características de disolución son muy sensibles al $\overline{M}_p$, al índice $\overline{M}_p/\overline{M}_n$ *(polidispersidad),* al entrecruzamiento, a la cristalinidad y a la

Fig. 7-5 Recuperación elástica: comportamiento similar a un resorte (rápido y reversible). Las cadenas se estiran, pero no se superponen entre ellas debido a las zonas cristalinas y a los entrecruzamientos. Por tanto, al eliminar la carga vuelven a adquirir completamente la forma espiral.

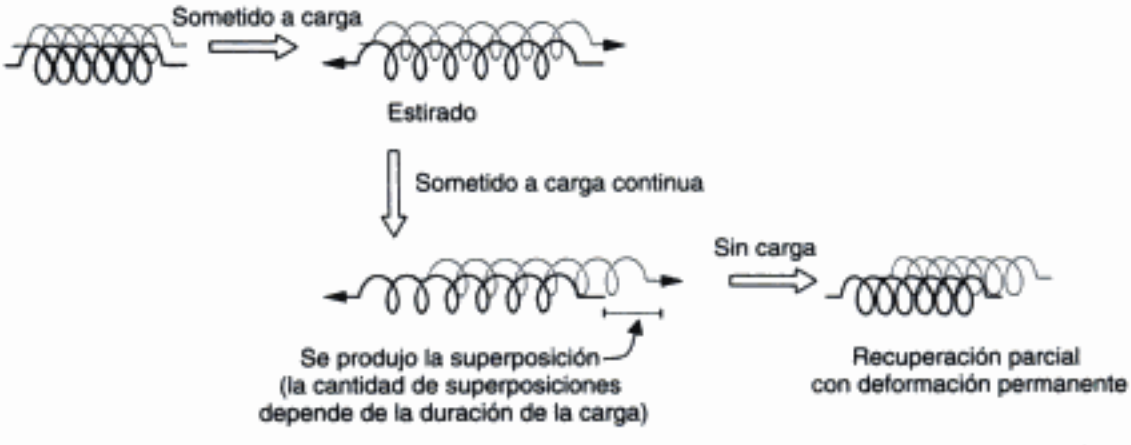


Fig. 7-6 Recuperación viscoelástica: las cadenas se estiran y se superponen entre ellas, produciendo una distorsión plástica, irreversible y permanente, así como la recuperación parcial al eliminar la carga.

Material chroniony prawem autorskim

ramificación de la cadena. Las siguientes características describen la naturaleza general de los polímeros:

- Cuanto más largas sean las cadenas (cuanto mayor sea el peso molecular), más lenta será la disolución del polímero.
- Los polímeros tienden a *absorber* un solvente, a aumentar de tamaño y ablandarse, más que a disolverse.
- El entrecruzamiento evita la separación total de la cadena y retrasa la disolución.
- Los polímeros con muchos entrecruzamientos no se pueden disolver.
- Los elastómeros aumentan de tamaño más que los plásticos.
- Una pequeña cantidad de tumefacción de los dispositivos dentales poliméricos puede tener consecuencias indeseables en el ajuste de las prótesis.
- Moléculas absorbidas (p. ej., el agua) separan las cadenas de polímeros y propician el deslizamiento entre las cadenas. Este efecto lubricante se denomina *plastificado*.

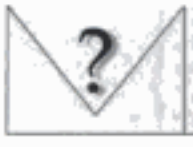
El *entrecruzamiento* proporciona un número suficiente de puentes entre las macromoléculas lineales para formar una red tridimensional que disminuye la absorción de agua y la solubilidad y aumenta la resistencia y rigidez de la resina. Por ejemplo, el entrecruzamiento ha sido muy utilizado en la fabricación de dientes de acrílico para aumentar su resistencia a la degradación por alcohol y otros solventes, así como a las tensiones superficiales producidas por ellos. Las zonas cristalinas actúan como entrecruzamientos físicos, reduciendo la solubilidad.

En ocasiones, se añaden *plastificantes* a la resina para reducir su temperatura de fusión o ablandamiento. Es posible plastificar una resina, que normalmente es dura y rígida a temperatura ambiente, hasta un estado en el que sea flexible y blanda incluyendo un plastificante en la resina. Por ejemplo, un tubo de PVC es duro y rígido y contiene una pequeña cantidad de plastificante, mientras que la tubería de PVC es blanda y elástica y contiene un alto nivel de plastificante.

El plastificante actúa para neutralizar parcialmente los enlaces secundarios o las fuerzas intermoleculares que normalmente evitan que las moléculas de resina se deslicen cuando el material es sometido a tensión. En algunos casos, la acción es análoga a la de un solvente, en el que el plastificante penetra entre las macromoléculas y aumenta el espacio intermolecular. Este tipo de plastificante se denomina *plastificante externo* porque no forma parte de la estructura del polímero. Su atracción molecular hacia el polímero debe ser extremadamente alta, de manera que no se volatilice ni se lixivie durante la fabricación o uso posterior de la resina. Dicho estado no es muy común en la práctica, de manera que este tipo de plastificante se utiliza muy poco en las resinas dentales.

La plastificación de una resina también se puede llevar a cabo mediante la copolimerización con un comonómero adecuado. En este caso, el agente plastificante pasa a formar parte del polímero y, por tanto, actúa como un *plastificante interno*. Por ejemplo, cuando se añade metacrilato de butilo al metacrilato de metilo antes de la polimerización, los segmentos de metacrilato de butilo plastifican internamente la resina polimerizada (v. fig. 7-14). La función de las moléculas de butilmetacrilato es aumentar el espacio intermolecular mediante grupos colgantes o pendientes. Normalmente, los plastificantes reducen la resistencia, la dureza y el punto de ablandamiento de la resina.

PREGUNTAS CLAVE



¿Cuál es la diferencia entre los polímeros termoplásticos y los termofraguables? ¿Cuáles implican un cambio físico reversible y cuáles un cambio irreversible?

Propiedades térmicas

Los cambios ambientales y de temperatura, la composición, estructura y peso molecular de un polímero influyen en sus propiedades físicas. En general, cuanto mayor sea la temperatura, más blando y débil será el polímero. Los polímeros pueden adoptar muchas

Material chroniony prawem autorskim

formas diferentes, mediante procesos que varían dependiendo de si el polímero es «termofraguado» o «termoplástico».

Los **polímeros termoplásticos** están formados por cadenas lineales y/o ramificadas. Se ablandan al calentase a temperaturas superiores a la de transición del vidrio (T_v), temperatura a la cual comienza el movimiento molecular para separar las cadenas. La resina puede ser moldeada y, al enfriarse, endurece de esta manera. Sin embargo, al recalentarla vuelve a ablandarse y, si se desea, se le puede dar una nueva forma antes de que endurezca al disminuir la temperatura. Este ciclo se puede repetir varias veces. Las resinas termoplásticas son fusibles (es decir, se funden) y normalmente son solubles en solventes orgánicos.

Los **polímeros termofraguables** se someten a un cambio químico, endurecen de forma permanente al calentarse a temperaturas superiores a aquélla a la cual comienzan a polimerizar, y no se vuelven a ablandar al recalentarlos a la misma temperatura. Por lo general, en este estado se encuentran entrecruzados, y por ello son insolubles e infusibles, y en su lugar se descomponen. Normalmente, los plásticos termofraguables tienen más resistencia a la abrasión y más estabilidad dimensional que los polímeros termoplásticos, que tienen mejores propiedades de flexión e impacto.

La temperatura de transición del vidrio (T_v) es muy importante en la ciencia de los polímeros. Para comprender la T_v y la manera en que se ve afectada por la estructura del polímero, es necesario estudiar los enlaces interatómicos que mantienen unidas las distintas cadenas de polímeros en un polímero. A lo largo de cada cadena sencilla de polímeros, los electrones de valencia se mueven constantemente hacia delante y hacia atrás. Debido a este movimiento de electrones, existen distintas densidades de electrones a lo largo de las cadenas para equilibrar estas diferencias en la densidad de carga. A causa de estas interacciones, se desarrollan fuerzas de **inducción** interatómica entre las cadenas (conocidas como *fuerzas de van der Waals* y *fuerzas de London*). Estas fuerzas, al igual que los enlaces de hidrógeno, forman enlaces polares entre las cadenas de polímeros, enlaces que son mucho más débiles que los enlaces primarios a lo largo de las cadenas de polímeros. Cuando se calienta un polímero hasta su T_v o hasta una temperatura superior, los enlaces polares débiles se rompen y las cadenas moleculares de polímeros se pueden mover más libremente respecto de las demás. Este aumento en la movilidad tiene un gran impacto en muchas propiedades físicas, como la resistencia, el módulo de elasticidad y la expansión térmica. La resistencia y el módulo de elasticidad disminuyen a medida que la temperatura se aproxima a T_v, mientras que la expansión térmica aumenta.

Si comparamos dos polímeros similares, formados por cadenas rectas de polímeros, el que tenga mayor peso molecular también tendrá mayor T_v. Si aumenta la longitud de la cadena recta de polímeros, aumenta también el número de lugares de enlaces polares a lo largo de la cadena. Además, cuanto mayor sea la longitud de esta última, habrá más posibilidades de que las cadenas se enreden. Por tanto, el aumento en el número de lugares de enlaces polares a lo largo de cada cadena y el incremento del número de entrecruzamientos en las cadenas explican por qué los polímeros con mayor peso molecular necesitan más energía térmica para alcanzar su T_v.

Desde un punto de vista mecánico, el desplazamiento de las cadenas disminuye también a medida que aumenta la longitud de la cadena. Sin embargo, cuando esta última tiene una longitud determinada, los enlaces polares y los entrecruzamientos son lo suficientemente fuertes como para resistir la separación de una cadena individual. En el caso de esta longitud crítica, la fuerza aplicada rompe en primer lugar el enlace cohesivo de la cadena en vez de separar las cadenas. Este equilibrio entre la resistencia de los enlaces polares y del enlace covalente de la cadena explica por qué aumentan las propiedades físicas y mecánicas del polímero al incrementarse el peso molecular hasta un cierto punto. Como consecuencia, el aumento del peso molecular es menos importante.

El valor medio del peso molecular indica tanto la T_v como la resistencia del polímero. Tal como mencionamos previamente, el valor medio del peso molecular se reduce notablemente con la presencia de moléculas con pocos monómeros, lo que reduce la T_v y debilita la resina de forma considerable.

Material chroniony prawem autorskim

A pesar de que depende del tipo, en general, la resina sólo posee resistencia mecánica cuando su grado de polimerización es relativamente alto, es decir, en un rango aproximado de 150 a 200 unidades que se repiten. Por encima de ese peso molecular, aumenta poco la resistencia si hay más polimerización, tal como explicamos anteriormente. Del mismo modo, la distribución del peso molecular del polímero desempeña un papel muy importante a la hora de determinar las propiedades físicas. En general, una distribución estrecha del peso molecular produce los polímeros más útiles.

Normalmente, las cadenas laterales largas que sobresalen de la molécula del monómero producen una resina más débil, con una temperatura de ablandamiento inferior, en comparación con las propiedades de un polímero que posee una estructura de cadenas recta. Las cadenas laterales que separan las cadenas principales provocan este efecto debilitador, reduciendo la eficacia de los enlaces polares a lo largo de la cadena principal. Esto es similar al efecto de plastificación explicado en el apartado anterior. Sin embargo, si las cadenas laterales reaccionan con las cadenas adyacentes y formar un polímero entrecruzado, la resistencia del polímero aumenta.

Basándonos en la anterior descripción de un polímero, el calor debería tener una influencia significativa en sus propiedades. A medida que aumenta la temperatura, aumenta también la rotación de los segmentos del polímero. Estas rotaciones, emparejadas con la expansión térmica, incrementan la separación de las cadenas, rompen los enlaces polares y propician que las cadenas se desenreden. Estos factores favorecen el desplazamiento de las cadenas y explican el comportamiento termoplástico de una resina cuando alcanza la T_v. Si existe un entrecruzamiento, no se puede producir el desplazamiento, y es más difícil que el material se ablande.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los beneficios y desventajas de un polímero muy entrecruzado?

Si se ablanda una resina entrecruzada, no será fácil cambiar su forma de manera permanente. El material adopta una consistencia gomosa. Por ello, un material dental de impresión elastomérico se puede describir como una estructura polimérica entrecruzada con una T_v inferior a la temperatura ambiente. Una T_v baja implica que los segmentos de la cadena han sido agitados térmicamente a temperatura ambiente. De esta forma, las cadenas son más flexibles. De hecho, se puede emplear casi cualquier método para impartir cualidades elastoméricas mediante las cuales las moléculas del polímero se hacen más móviles. Otro requisito es que debe existir algo de entrecruzamiento, de manera que cualquier deformación sea reversible. Dicho entrecruzamiento se debe producir de manera ocasional entre las cadenas. Si existe un alto grado de entrecruzamiento, prevalece una configuración de red y la resina se hace rígida, con lo cual no es útil como material de impresión. Esta situación es similar a la descrita en relación con la formación de alginato de calcio en geles de alginato. Estos enlaces de entrecruzamiento hacen que el polímero recupere su forma original después de eliminar la carga, como ocurre en el caso de los geles.

QUÍMICA DE LA POLIMERIZACIÓN

Los monómeros pueden unirse por medio de uno o dos tipos de reacción: polimerización de *adición* y polimerización de condensación o *escalonada*. Además, los monómeros de polimerización se activan uno a uno y se van uniendo sucesivamente para formar una cadena cada vez más grande. En la polimerización escalonada, los componentes son disfuncionales y todos se reactivan o son reactivos de manera simultánea. Posteriormente, las cadenas crecen mediante los enlaces escalonados de los monómeros bifuncionales que, en ocasiones, aunque no siempre, dan lugar a un subproducto de bajo peso molecular, como el agua o el alcohol.

Material chroniony prawem autorskim

Polimerización por adición

La mayoría de las resinas dentales polimerizan mediante un mecanismo en el que los monómeros se añaden de manera secuencial al extremo de una cadena en crecimiento. La polimerización por adición comienza a partir de un centro activo, añadiendo un monómero cada vez hasta formar rápidamente una cadena. En teoría, la cadena puede crecer indefinidamente hasta que se agote todo el monómero. El proceso es simple, pero no resulta fácil de controlar.

En comparación con la polimerización escalonada (que se comenta en la pág. 161), la polimerización por adición puede producir fácilmente moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Durante esta polimerización no hay cambios en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómeros, sin cambio en la composición, ya que el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas. En otras palabras, la estructura del monómero se repite muchas veces en el polímero.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las tasas de activación, de iniciación de los radicales libres y de curado?
¿Cuáles son los tres procesos de activación empleados para los polímeros dentales?

Etapas de la polimerización por adición

Existen cuatro etapas distintas en el proceso de polimerización por adición: **inducción, propagación, transferencia de cadenas** y **terminación.**

Inducción. Dos procesos controlan la etapa de inducción: la *activación* y la *iniciación*. Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de **radicales libres,** R•. Los radicales libres se pueden generar por *activación* de las moléculas que producen radicales, empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre (fig. 7-7). De todos éstos, los agentes químicos, el calor y la luz visible son los más utilizados en odontología.

$$R—R + \text{energía externa} \rightarrow 2\ R\bullet \qquad (1)$$

Uno de los requisitos que debe reunir un compuesto polimerizable por adición es la presencia de un grupo no saturado, es decir, un *doble enlace,* así como una fuente de radicales libres. En teoría, casi cualquier radical libre puede ser R•. Un radical libre es un átomo o grupo de átomos que poseen un electrón impar (•). El electrón no par confiere a los radicales libres la capacidad de liberar electrones. Cuando el radical libre y su

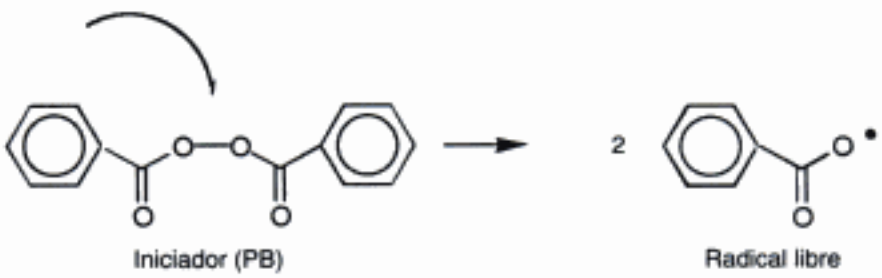


Fig. 7-7 Activación (química o con calor) del peróxido de benzoílo (PB). Durante la activación se rompe el enlace –O–O– y el par de electrones se divide en dos fragmentos. El punto adyacente al oxígeno del radical libre simboliza el electrón no pareado.

Material chroniony prawem autorskim

electrón impar se acercan a un monómero con un enlace doble y con alta densidad de electrones, se extrae un electrón y se empareja con el electrón R• para formar un enlace entre el radical y la molécula del monómero, dejando desparejado al otro electrón del enlace doble. Por tanto, el radical libre original se enlaza con un lado de la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo. Se ha *iniciado* la reacción.

El etileno, $H_2C{=}CH_2$, el monómero más simple capaz de polimerizar por adición, se puede ilustrar:

$$R\bullet + H_2C{=}CH_2 \rightarrow RH_2C{-}CH_2\bullet \qquad (2)$$

La figura 7-8 muestra la iniciación de una resina dental importante, el metilmetacrilato.

La sustancia química que forma los radicales libres y que se emplea para iniciar la polimerización *no* es un catalizador (a pesar de que a veces se define, incorrectamente, de esta manera), ya que entra en la reacción química y pasa a formar parte del compuesto químico final. Es más adecuado denominarla *iniciador*, ya que se utiliza para iniciar la reacción. Una serie de sustancias capaces de generar radicales libres son potentes iniciadores de la polimerización de poli(metilmetacrilato) y otras resinas de metacrilato empleadas en odontología (v. siguiente apartado y caps. 15 y 22). El iniciador más utilizado es el peróxido de benzoílo, que se activa rápidamente entre los 50 y los 100 °C para liberar dos radicales libres por molécula de peróxido de benzoílo (v. reacción 1 y fig. 7-7). La in-

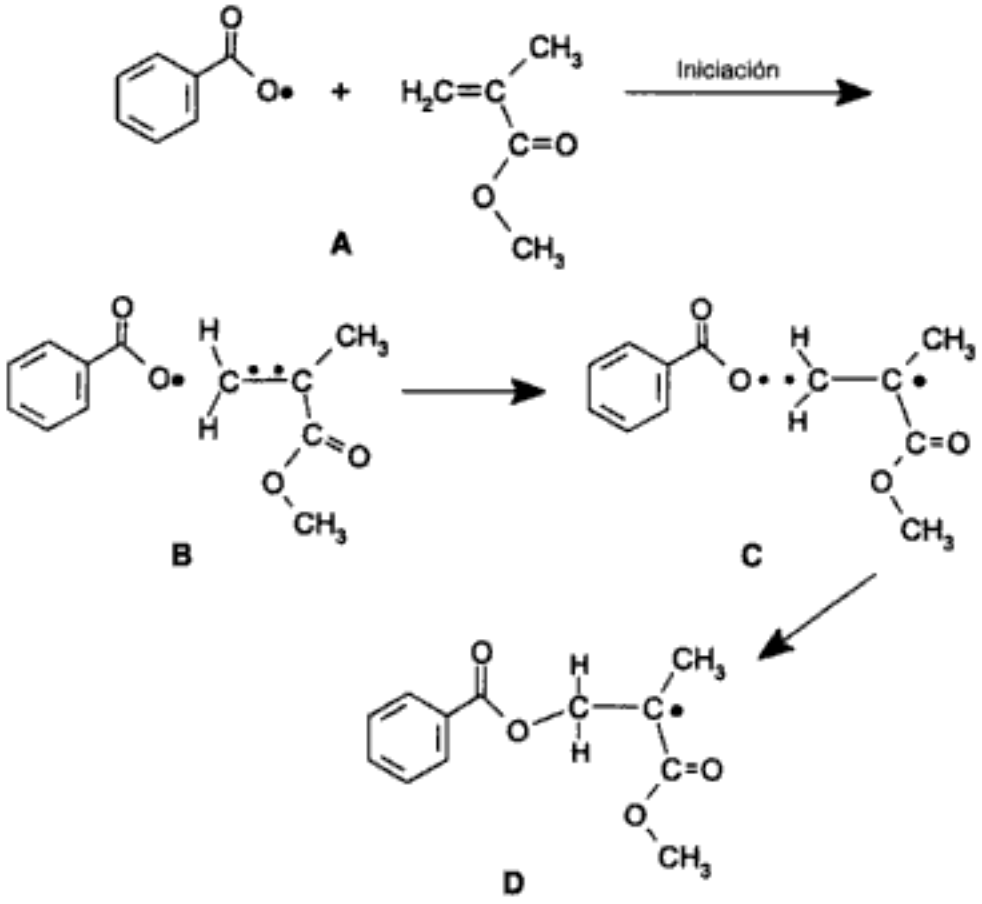


Fig. 7-8 Iniciación de la molécula de metilmetacrilato. A medida que el electrón no pareado del radical libre se acerca a la molécula de metilmetacrilato (**A** y **B**), uno de los electrones del doble enlace se ve atraído por el radical libre y forma un par de electrones y un enlace covalente entre el radical libre y la molécula del monómero (**C** y **D**). Cuando esto ocurre, el electrón no pareado convierte la nueva molécula en un radical libre (**D**).

Material chroniony prawem autorskim

ducción es el período durante el cual las moléculas del iniciador se energizan y rompen formando radicales libres. Posteriormente, estos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena (v. reacciones 2 y 3 y fig. 7-8). La pureza del monómero influye mucho en este período. Cualquier impureza presente, capaz de reaccionar con los grupos activados, puede aumentar la longitud de este período consumiendo las moléculas del iniciador activado. Sin embargo, cuanto mayor sea la temperatura, más rápidamente se formarán radicales libres y, en consecuencia, el período de inducción será más corto.

Los procesos de polimerización útiles para las resinas dentales se activan, normalmente, mediante una de las siguientes tres fuentes de energía: calor, sustancias químicas o luz. La mayoría de las resinas empleadas en las bases de las prótesis se polimerizan mediante la activación por calor, tal como explicamos antes, produciendo dos radicales libres, que inician y propagan la polimerización del monómero de metilmetacrilato, como se observa en las reacciones 1, 2, 3 y 4.

Existe un segundo tipo de sistema de inducción que se activa químicamente a la temperatura de la cavidad oral. Dicho sistema consta de al menos dos reactivos que, cuando se mezclan, se someten a una reacción química que genera radicales libres. Durante el almacenamiento, estos componentes deben estar separados, ya que los sistemas inducidos químicamente siempre están formados por dos o más partes. Un ejemplo de este sistema es la amina terciaria (el *activador*) y el peróxido de benzoílo (el *iniciador*), que se mezclan para iniciar la polimerización de las denominadas resinas dentales «autocuradas» a temperatura ambiente. De hecho, este proceso es un caso especial de activación con calor, ya que la presencia de la amina reduce la energía térmica necesaria para convertir el iniciador en radicales libres, a temperatura ambiente (es decir, a temperatura ambiente o a la temperatura de la cavidad bucal). La amina forma un complejo con peróxido de benzoílo, que reduce la energía térmica (y por tanto la temperatura) necesaria para dividirlo en dos radicales libres.

Un tercer sistema de inducción es el activado por la luz. En este sistema, los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de polimerización. Cuando este sistema se introdujo por primera vez en odontología, se utilizaba luz ultravioleta. Sin embargo, debido a las preocupaciones sobre los efectos de esta luz en la retina y en los tejidos orales no pigmentados, a su limitada profundidad de penetración y a la pérdida de intensidad de la fuente de luz ultravioleta con el paso del tiempo, se desarrollaron sistemas de iniciadores activados con luz visible. En los materiales dentales de restauración curados con luz visible, la canforoquinona y la amina orgánica (p. ej., el dimetilaminoetilmetacrilato) generan radicales libres cuando son irradiados por la luz en la zona azul-violeta. La luz con una longitud de onda de aproximadamente 470 nm es necesaria para provocar esta reacción. Debido a que no se produce una polimerización apreciable a temperatura ambiente y en la oscuridad, estas composiciones pueden ser sistemas monocomponentes, siempre que se almacenen en un lugar donde no estén expuestos a la luz. Sin embargo, factores tales como la intensidad de la luz, el ángulo de iluminación y la distancia entre la resina y la fuente de luz pueden afectar de manera significativa al número de radicales libres que se forman, contribuyendo a convertirlo en un sistema muy sensible a la técnica.

Propagación. Cuando se aproxima otro monómero para formar un *dímero*, el complejo de monómero-radical libre resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres. El *dímero* también se convierte en un radical libre. Esta especie reactiva se puede añadir sucesivamente a un gran número de moléculas de etileno, de manera que el proceso de polimerización continúa a través de la propagación del centro reactivo.

$$RH_2C\text{–}CH_2\bullet + H_2C{=}CH_2 \rightarrow RH_2C\text{–}CH_2\text{–}\ H_2C\text{–}CH_2\bullet \qquad (3)$$

$$RH_2C\text{–}CH_2\text{–}\ H_2C\text{–}CH_2\bullet + H_2C{=}CH_2 \rightarrow RH_2C\text{–}(CH_2\text{–}\ H_2C)_2\text{–}CH_2\bullet \ldots \textit{etc.} \qquad (4)$$

Material chroniony prawem autorskim

La figura 7-9 muestra las reacciones de propagación. Se requiere muy poca energía una vez que la cadena comienza a crecer, por lo que el proceso continúa al ir aumentando el calor y da lugar a la formación de grandes moléculas de polímeros en pocos segundos. En teoría, las reacciones en cadena deberían continuar hasta que el monómero se haya convertido en un polímero entre el **fraguado inicial** y el **fraguado final.** El proceso continúa hasta completar la formación del polímero deseado. Sin embargo, la reacción de polimerización nunca se completa del todo.

La cadena del polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación (tal como se explicará posteriormente). El proceso total de polimerización por adición se puede representar como una serie de reacciones en cadena. El proceso es muy rápido, casi instantáneo. Las reacciones son *exotérmicas* y se desprende una cantidad de calor considerable.

Transferencia de cadena. En este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula (p. ej., un monómero o una cadena de polímeros inactiva) y se crea un nuevo radical libre que crecerá más adelante. Por ejemplo, la molécula de un monómero puede activarse mediante una macromolécula en crecimiento, de tal manera que la terminación se produce en la última (fig. 7-10). Por tanto, se forma un nuevo núcleo, que también crecerá. Del mismo modo, una cadena ya terminada puede reactivarse mediante una transferencia de cadena y seguirá creciendo (fig. 7-11). Estos procesos difieren de las reacciones de terminación descritas anteriormente.

Terminación. A pesar de que la terminación de una cadena puede ser el resultado de la transferencia de cadena, las reacciones de terminación adicionales concluyen, con más frecuencia, al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra.

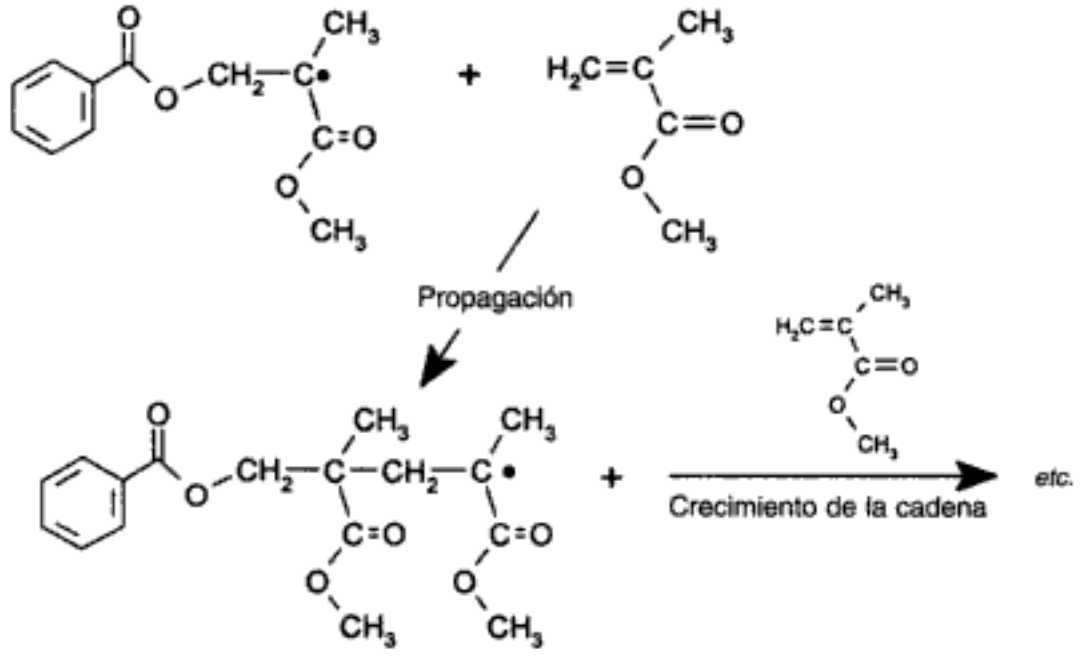


Fig. 7-9 Propagación y crecimiento de la cadena. A medida que la molécula que ha empezado a formarse se acerca a otras moléculas de metilmetacrilato, el electrón libre interactúa con el enlace doble de la molécula de metilmetacrilato y se forma un nuevo radical libre, más largo.

Material chroniony prawem autorskim

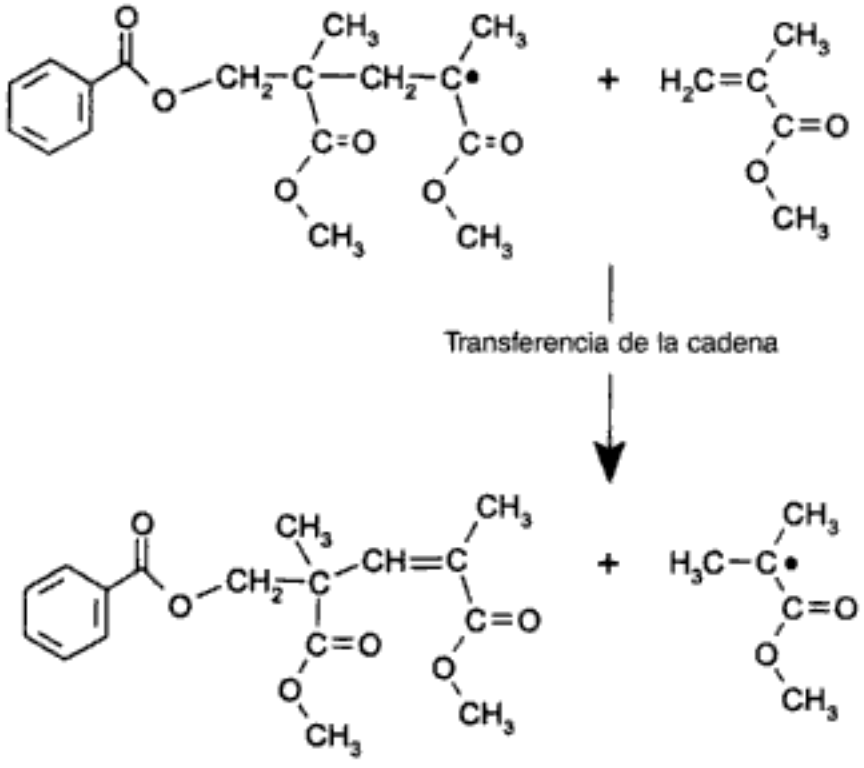


Fig. 7-10 La transferencia de cadena se produce cuando un radical libre se acerca a una molécula de metilmetacrilato y dona un átomo de hidrógeno a la molécula de metilmetacrilato. Esto provoca una redisposición del radical libre para formar un enlace doble y hacerse no reactivo, y que el monómero MMA forme un radical libre que puede participar en una reacción de propagación de la cadena.

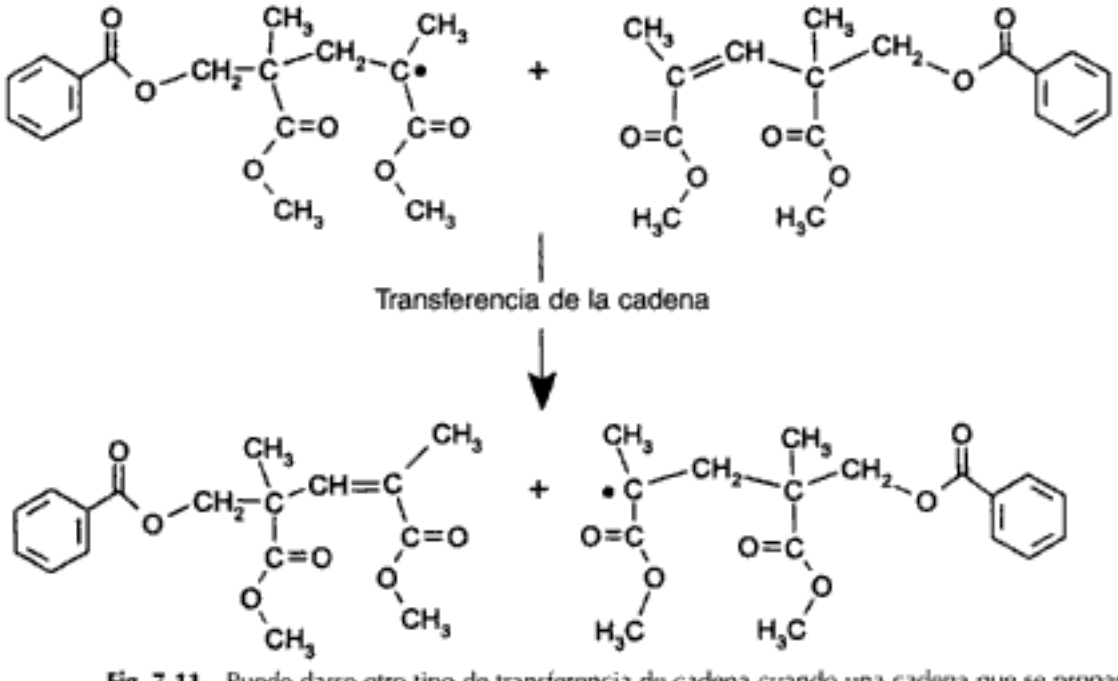


Fig. 7-11 Puede darse otro tipo de transferencia de cadena cuando una cadena que se propaga interactúa con el segmento no activo que se formó en la figura 7-10. Durante esta interacción, el segmento no activo se vuelve activo, mientras el segmento activo se inactiva.

Material chroniony prawem autorskim

La terminación por acoplamiento directo se puede representar mediante la reacción de adición de etileno. Partiendo de la reacción de propagación (v. reacción 4), si una cadena en crecimiento con *m* unidades monoméricas se encuentra con otra cadena en crecimiento con *n* unidades, entonces:

$$RH_2C{-}(CH_2{-}H_2C)_m{-}CH_2\bullet + \bullet H_2C{-}(CH_2{-}H_2C)_n{-}CH_2\,R \rightarrow$$
$$RH_2C{-}(CH_2{-}H_2C)_m{-}CH_2{-}H_2C{-}(CH_2{-}H_2C)_n{-}CH_2R \qquad \textbf{(5)}$$

Ambas moléculas se combinan y se desactivan mediante la formación de un enlace covalente (fig. 7-12).

Otro medio por el cual puede producirse este intercambio de energía consiste en la transferencia de un átomo de hidrógeno de una cadena en crecimiento a otra (fig. 7-13). En este caso, al transferir el átomo de hidrógeno se forma un doble enlace.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué mecanismos son responsables de la inhibición de la polimerización? ¿Cuáles son las ventajas de los inhibidores en las resinas dentales? ¿Qué papel desempeña el O_2 como inhibidor?

Inhibición de la polimerización por adición

Tal como se explicó en el apartado anterior, no es probable que se produzcan reacciones de polimerización cuando se ha agotado el monómero, y no siempre forman polímeros de gran peso molecular. En ocasiones, las impurezas del monómero impiden dichas reacciones.

Cualquier impureza de un monómero que pueda reaccionar con los radicales libres inhibe o retrasa la reacción de polimerización. Una impureza puede reaccionar con el iniciador activado o con la cadena en crecimiento activada para evitar que siga creciendo.

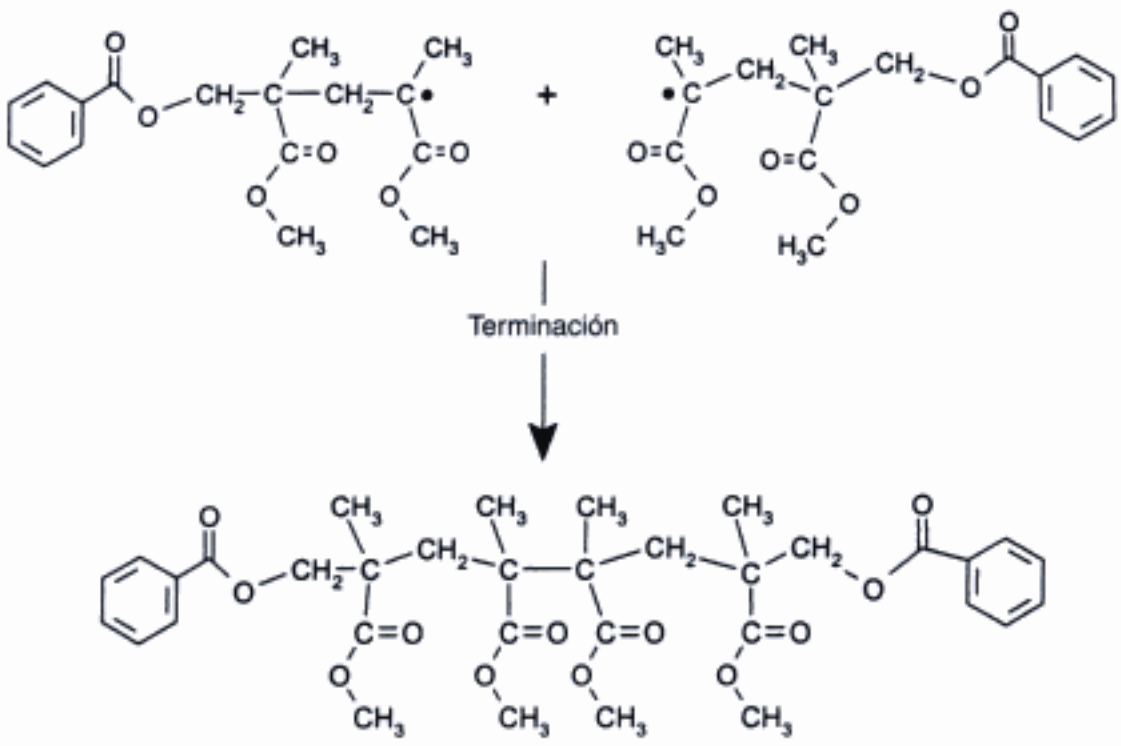


Fig. 7-12 La terminación se produce cuando dos radicales libres interactúan y forman un enlace covalente.

Material chroniony prawem autorskim

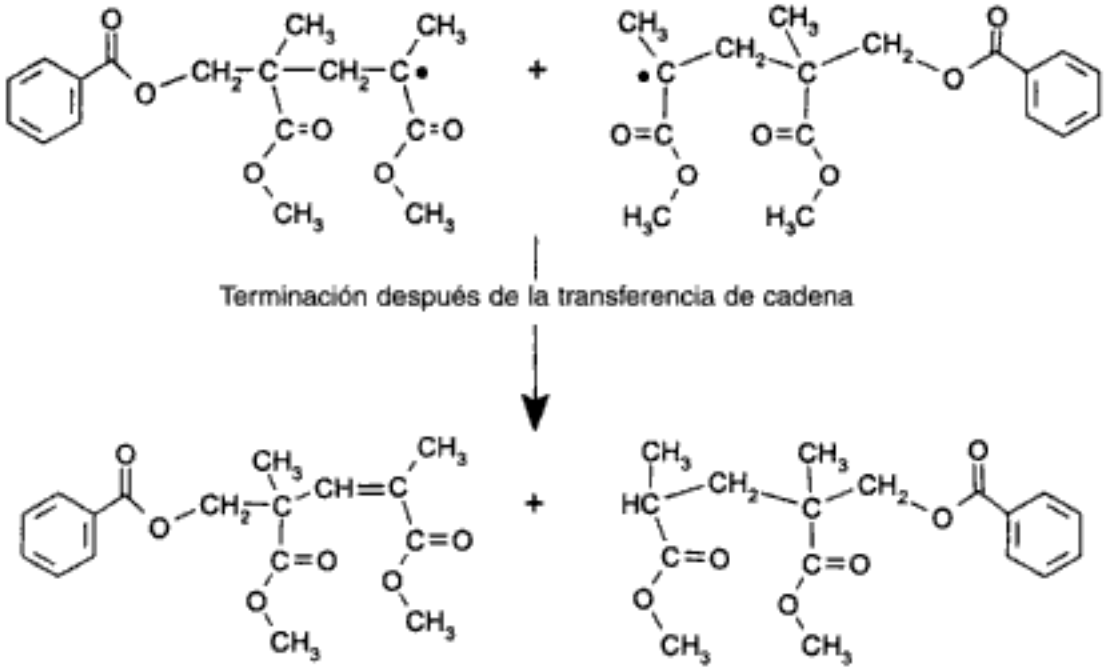


Fig. 7-13 Cuando dos radicales libres se acercan, se puede formar un nuevo enlace doble en la molécula que dona un átomo de hidrógeno al otro radical libre.

La presencia de dichos inhibidores influye en gran medida en la longitud del período de inducción, así como en el grado de polimerización.

Por ejemplo, la adición de una pequeña cantidad de un inhibidor común, como la hidroquinona, a un monómero, inhibe la polimerización espontánea en caso de que no haya iniciador, y retrasa la polimerización en caso de que sí lo haya. En consecuencia, los inhibidores afectan tanto a la capacidad de almacenamiento como al tiempo de trabajo de la resina dental. Por este motivo, las resinas dentales comercializadas suelen contener una pequeña cantidad (aproximadamente el 0,006% o incluso menos) de un inhibidor como el metiléter de hidroquinona, con el fin de prevenir la polimerización durante el almacenamiento, y en el caso de los sistemas bicomponentes (auto-curables) para proporcionar el tiempo adecuado de mezcla y colocación.

El oxígeno reacciona rápidamente con los radicales libres, y su presencia retrasa la reacción de polimerización. Se ha demostrado, por ejemplo, que la velocidad de la reacción y el grado de polimerización disminuyen si esta última se realiza al aire libre, en comparación con los valores más altos obtenidos cuando la reacción se lleva a cabo en un ambiente con poco oxígeno. La influencia del oxígeno sobre la polimerización viene determinada por muchos factores, como su concentración, la temperatura y la intensidad de la luz. Es importante tener en cuenta el efecto inhibidor del oxígeno en el proceso de polimerización. Por tanto, debe evitarse la inclusión de aire en las resinas para optimizar el proceso de fraguado en las zonas más importantes de la restauración. Una práctica clínica muy común es utilizar un material como matriz, que ayuda a dar forma a la resina y actúa como barrera para evitar el contacto con el oxígeno durante el fraguado. Dicha matriz evita que se genere una capa pegajosa e inhibidora del aire sobre la superficie.

Polimerización escalonada

Las reacciones que producen la polimerización escalonada se pueden dar a partir de cualquier reacción química en la que intervengan dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromolecular. El primer compuesto reacciona, y en ocasiones forma subproductos, como el agua, alcoholes, ácidos halógenos y amoníaco. La for-

Material chroniony prawem autorskim

mación de estos subproductos es el motivo por el cual, en ocasiones la polimerización escalonada se denomina *polimerización de condensación*. La estructura de los monómeros es tal que el proceso se puede repetir y formar macromoléculas. Este mecanismo también se emplea en los tejidos biológicos para producir proteínas, carbohidratos, ácido desoxirribonucleico y ácido ribonucleico, que se forman exclusivamente por reacciones de polimerización escalonadas.

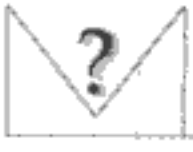
En la polimerización escalonada se obtiene una cadena lineal de unidades monoméricas que se repiten, mediante una condensación intermolecular escalonada o de adición de los grupos reactivos, en los que se activan, de manera simultánea, los monómeros *bifuncionales* o trifuncionales, a diferencia de la activación de los monómeros uno por uno en el caso de la polimerización escalonada de adición. Por ejemplo:

$$\begin{aligned} &\text{HO–(Silicona)–OH + n HO–(Silicona)–OH} \rightarrow \\ &\quad \text{HO–(Silicona)–(O–Silicona)}_{n}\text{– OH + n } H_2O\uparrow \end{aligned} \qquad \textbf{(6)}$$

En el capítulo 9 también se representa este tipo de reacción. En una reacción, se elimina el agua durante el proceso de unión de tres grupos mercaptano para formar un polisulfuro (v. fig. 9-4); en este caso, se elimina el etanol del proceso de unión de moléculas de siloxano para formar silicona (v. fig. 9-5). En cada paso de la reacción se forma un nuevo compuesto bifuncional o trifuncional con mayor peso molecular. A medida que continua la reacción, se forman cadenas cada vez más largas hasta que, por último, la reacción contiene una mezcla de cadenas de polímeros con masas molares mayores. En el caso de la reacción trifuncional para un material de impresión de polisulfuro, se forma una estructura que es tanto ramificada como entrecruzada (v. fig. 9-4).

A medida que ha ido avanzando la ciencia, la clasificación de las resinas polimerizadas por condensación se ha vuelto más amplia. Debido a que el objetivo es minimizar las dudas en la clasificación, emplearemos el término *polimerización escalonada* (en vez de *polimerización por condensación*). Las resinas de polimerización escalonada son aquéllas en las que la polimerización va acompañada de la eliminación repetida de pequeñas moléculas. La formación escalonada de polímeros es lenta, ya que la reacción se da de manera escalonada desde el monómero al dímero y al trímero, y así sucesivamente, hasta que se forman las moléculas de polímeros más grandes que contienen muchas moléculas de monómeros. Este proceso de polimerización tiende a pararse antes de que la cadena haya alcanzado un tamaño realmente grande, ya que a medida que las cadenas crecen, se vuelven menos móviles y menos numerosas.

PREGUNTA CLAVE



¿Cuáles son los beneficios prácticos de usar resinas de copolímeros en odontología?

COPOLIMERIZACIÓN

En muchas de las reacciones de polimerización descritas anteriormente, la macromolécula se formó mediante la polimerización de un único tipo de unidad estructural. Sin embargo, se pueden combinar dos o más monómeros diferentes desde el punto de vista químico, cada uno de ellos con alguna propiedad destacable, con el fin de producir propiedades físicas específicas de un polímero. Tal como definimos antes, el polímero formado es un *copolímero*, y su proceso de formación se denomina *copolimerización* (fig. 7-14). En un copolímero, el número relativo y la posición de los distintos tipos de unidades que se repiten pueden variar entre las macromoléculas individuales.

Material chroniony prawem autorskim

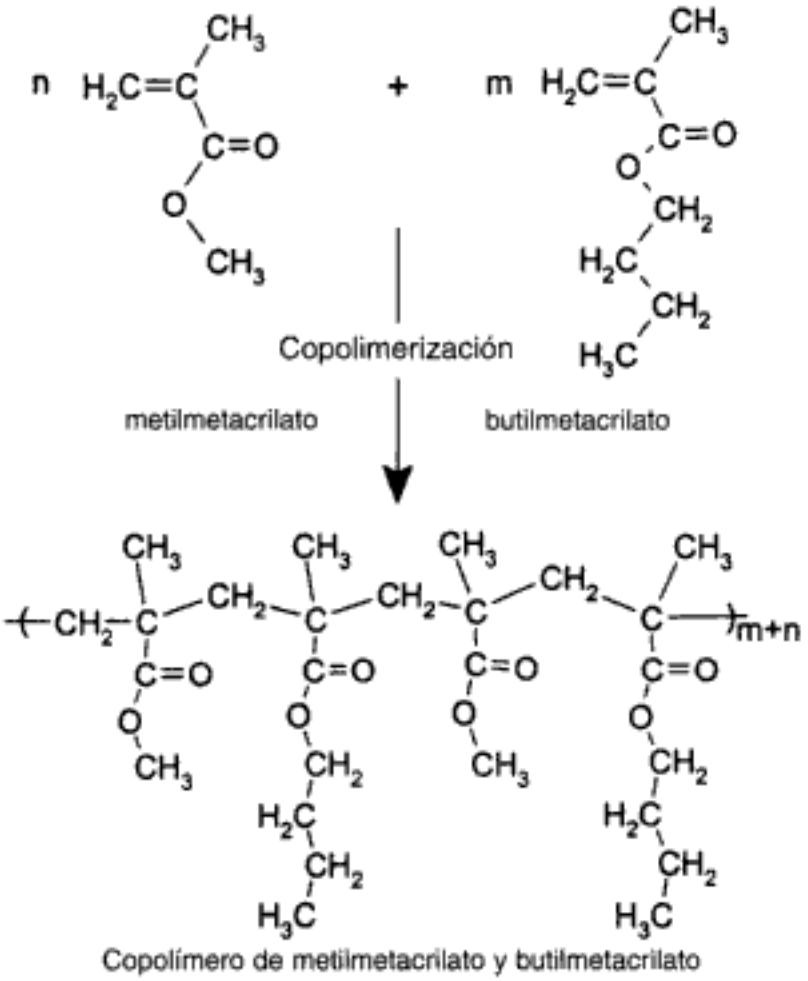


Fig. 7-14 Copolimerización entre el butilmetacrilato y el metilmetacrilato. Las moléculas del butilmetacrilato aumentan la separación de la estructura principal de las moléculas de polímeros; por ello, disminuyen las interacciones intermoleculares, así como la temperatura de transición del vidrio.

La copolimerización se representa más claramente con dos monómeros, aunque es posible incorporar más de dos. Por ejemplo, se pueden incorporar dos monómeros ($H_2C{=}CHR^1$ y $H_2C{=}CHR^2$) formados por derivados del etileno, o bien por R^1 o R^2 sustituidos por uno de los átomos de hidrógeno, tal como se muestra a continuación:

$$nH_2C{=}CHR^1 + mH_2C{=}CHR^2 \rightarrow (H_2C{-}CHR^1{-}H_2C{-}CHR^2)_{n+m} \quad (7)$$

Esta estructura copolimérica es la de una molécula ideal, ya que puede ocurrir que los radicales estén localizados de manera alternativa en la cadena. Es más probable que los átomos se sitúen al azar, es una cuestión de probabilidad. La composición del copolímero depende de las reactividades relativas de los dos (o más) monómeros distintos, así como de la reactividad relativa entre los monómeros similares. Por ejemplo, si la tendencia de $H_2C{=}CHR^1$ a homopolimerizarse (polimerización consigo mismo) es tan grande que se polimeriza de manera independiente al $H_2C{=}CHR^2$, no se producirá la copolimerización, y la resina resultante será una mezcla de dos polímeros:

$$nH_2C{=}CHR^1 + mH_2C{=}CHR^2 \rightarrow (H_2C{-}CHR^1)_n + (H_2C{-}CHR^2)_m \quad (8)$$

Esta situación extrema no suele ocurrir. En la mayoría de los casos, el polímero curado consiste en una mezcla de polímeros y copolímeros, con grados de polimerización

Materiał chroniony prawem autorskim

o copolimerización que varían. Además, tal como explicamos antes, los copolímeros pueden variar en la secuencia y disposición molecular entre el bloque que se repite y las unidades injertadas. La copolimerización puede influir mucho en las propiedades físicas y mecánicas de la resina resultante, haciendo que difieran considerablemente de las de los homopolímeros respectivos.

Muchas resinas se fabrican mediante copolimerización. El metacrilato de metilo, los ésteres acrílicos y los ésteres de metacrilato se copolimerizan fácilmente, con poca inhibición entre los pares de monómeros. Por ejemplo, las pequeñas cantidades de acrilato de etilo se pueden copolimerizar con metacrilato de metilo para modificar la flexibilidad y la resistencia a la fractura de la prótesis.

El injerto de varios segmentos de polímeros en una cadena lineal proporciona un mecanismo importante para modificar o «construir» macromoléculas, con el fin de obtener las propiedades deseadas para usos específicos. Por ejemplo, hay casos en los que los polímeros de injerto o en bloque (v. fig. 7-2) han aumentado su resistencia al impacto. En pequeñas cantidades, estos polímeros pueden modificar las propiedades adhesivas de las resinas, así como las características superficiales de las mismas.

RESINAS DENTALES DE ACRÍLICO

Tal como mencionamos antes, para que una resina sintética sea útil en odontología debe tener cualidades excepcionales en cuanto a su estabilidad química y dimensional, y también debe poseer propiedades que le permitan un tratamiento relativamente sencillo. Debe ser fuerte y dura, pero no frágil. En el siguiente apartado se muestran algunas resinas acrílicas empleadas en odontología.

Resinas acrílicas

Las resinas acrílicas son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo (—C═C—) en su fórmula estructural:

$$H_2C{=}CHR \qquad (9)$$

Existen al menos dos tipos de resinas acrílicas importantes en odontología. Una serie deriva del ácido acrílico, $CH_2{=}CHCOOH$, y la otra del ácido metacrílico, $CH_2{=}C(CH_3)COOH$. Ambos compuestos se polimerizan por adición. A pesar de que los poliácidos son duros y transparentes, su polaridad, relacionada con el grupo carboxilo, hace que absorban agua. El agua tiende a separar las cadenas, ablandándolas y haciendo que pierdan resistencia. Sin embargo, los ésteres de estos poliácidos tienen mucha importancia en odontología. Por ejemplo, si R representa cualquier radical éster, la reacción de polimerización del polimetacrilato sería:

$$\begin{array}{l} CH_2{=}C(CH_3){\rightarrow}{-}CH_2{-}C(CH_3){-}CH_2{-}C(CH_3){-} \\ \quad\quad\quad\

Tabla 7-1 Temperaturas de ablandamiento de los ésteres de polimetacrilato

Polimetacrilato	T_v (°C)
Metilo	125
Etilo	65
n-Propilo	38
Isopropilo	95
n-Butilo	33
Isobutilo	70
Butilo secundario	62
Amilo terciario	76
Fenilo	120

cia superficial menores, y el poli *n*-propilmetacrilato posee una dureza y punto de ablandamiento aún menores.

Metilmetacrilato

El polimetilmetacrilato, como tal, no se emplea en odontología. En cambio, el monómero de metilmetacrilato líquido (fig. 7-15) se mezcla con el polímero en polvo. El monómero se disuelve parcialmente en el polímero y forma una masa plástica. Esta masa se introduce en el molde y el monómero se polimeriza con uno de los métodos descritos anteriormente. En consecuencia, el monómero de metilmetacrilato es muy importante en odontología.

El metilmetacrilato es un líquido transparente a temperatura ambiente y cuenta con las siguientes propiedades:

- Peso molecular = 100.
- Punto de fusión = -48 °C.
- Punto de ebullición = 100,8 °C (obsérvese que está muy próximo al punto de ebullición del agua).
- Densidad = 0,945 g/ml a 20 °C.
- Calor de polimerización = 12,9 kcal/mol.

El metilmetacrilato tiene una alta presión de vapor y es un excelente solvente orgánico. La polimerización del metilmetacrilato se puede iniciar mediante la luz visible, la luz ultravioleta o el calor. Sin embargo, en odontología se suele polimerizar mediante el uso de un iniciador químico, tal como se explicó anteriormente.

Las condiciones necesarias para la polimerización del metilmetacrilato no son críticas, siempre que la reacción no se lleve a cabo demasiado rápido. El grado de polime-

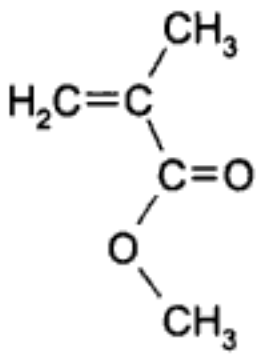


Fig. 7-15 Molécula de metilmetacrilato.

Material chroniony prawem autorskim

rización varía con las condiciones de polimerización, como la temperatura, el método de activación, el tipo de iniciador, la concentración del iniciador, la pureza de los elementos químicos y factores similares. Los monómeros de metacrilato son muy útiles en odontología, ya que se polimerizan en condiciones normales de uso. Muchos otros sistemas de resinas no polimerizan a temperatura ambiente en presencia de aire. Durante la polimerización del monómero de metilmetacrilato puro, el volumen se reduce en un 21%.

Polimetilmetacrilato

El polimetilmetacrilato[1] (v. fig. 7-15) es una resina transparente de gran claridad; transmite la luz en el rango ultravioleta a una longitud de onda de 250 nm. Se trata de una resina dura con un número de dureza de Knoop de entre 18 y 20. Tiene una resistencia a la tracción de aproximadamente 60 MPa, una densidad de 1,19 g/cm^3 y un módulo de elasticidad cercano al 2,4 GPa (2.400 MPa).

Este polímero es muy estable. No se decolora con la luz ultravioleta y tiene notables propiedades de envejecimiento. Es químicamente estable al calor, se ablanda a 125 °C y puede moldearse como un material termoplástico. Entre 125 y 200 °C, se produce la despolimerización. A unos 450 °C, el 90% del polímero se despolimeriza y forma un monómero. El polimetilmetacrilato de gran peso molecular se degrada a un polímero inferior, al mismo tiempo que se convierte en un monómero.

Al igual que todas las resinas acrílicas, el polimetilmetacrilato tiende a absorber agua mediante un proceso de imbibición. Su estructura no cristalina posee mucha energía interna. Por ello se puede producir la difusión molecular en la resina, ya que se necesita menos energía de activación. Además, el grupo carboxilo polar, a pesar de que está esterificado, puede formar hasta cierto punto un puente de hidrógeno con agua. El polimetilmetacrilato es un polímero lineal y, por ello, es soluble en muchos solventes orgánicos que se pueden encontrar en la clínica o el laboratorio dental, como por ejemplo el cloroformo y la acetona.

Metacrilato y resinas acrílicas multifuncionales

La estructura principal de la molécula formada en este sistema puede tener cualquier morfología, aunque los grupos metacrilatos se encuentran en los extremos de la cadena o en el extremo de las cadenas ramificadas. Uno de los primeros metacrilatos multifuncionales empleados en odontología fue la resina de Bowen, o bis-GMA (fig. 7-16), que puede definirse como el éster aromático de un dimetacrilato, sintetizado a partir de una resina epóxica (etilenglicol de *bis*-fenol A) y metilmetacrilato. La bis-GMA posee dos grupos –OH que forman enlaces de hidrógeno entre los monómeros, por eso es extremadamente viscoso. Para reducir la viscosidad se mezcla con un dimetacrilato poco viscoso, como el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) (fig. 7-17).

El núcleo central rígido de los dos grupos aromáticos reduce la capacidad de las moléculas de bis-GMA para rotar durante la polimerización, y por tanto para participar eficazmente en el proceso de polimerización. Por tanto, en ocasiones uno de los grupos metacrilato reacciona, mientras que el otro no lo hace. Este proceso da lugar a una molécula bis-GMA que forma una rama, o grupo pendiente, a lo largo de la cadena de polímeros. Algunas de estas ramas se entrecruzan con las cadenas adyacentes, y algunas

1. Se ha mantenido, a lo largo de este capítulo, la denominación *polimetilmetacrilato*. Con frecuencia se lo denomina *polimetil metacrilato* o *metil metacrilato polímero*. Sin embargo, las normas actuales de la International Union of Pure and Applied Chemistry establecen que «se denomina polímero de longitud de cadena no especificada con el prefijo "poli" seguido de –entre paréntesis o corchetes, según corresponda– el número de la unidad más pequeña que se repite. Por tanto, el nombre genérico para un polímero lineal de cadena sencilla es poli(radical bivalente).» (*Macromolecules* 1:19, 1968.)

Material chroniony prawem autorskim

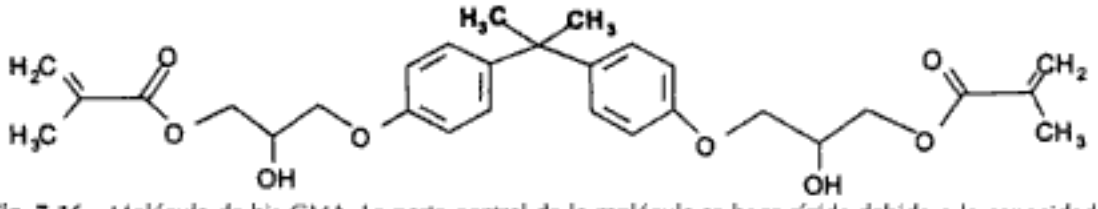


Fig. 7-16 Molécula de bis-GMA. La parte central de la molécula se hace rígida debido a la capacidad de rotación restringida de los dos anillos.

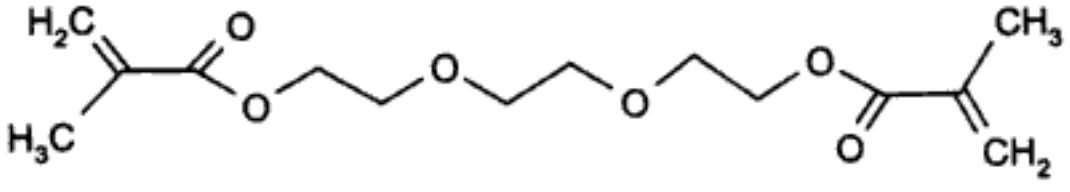


Fig. 7-17 Molécula de TEGDMA. La estructura principal es flexible, lo que facilita la interacción molecular durante la polimerización y aumenta el grado de conversión.

no. Para cuantificar la eficacia de la polimerización y del entrecruzamiento, los científicos determinan la proporción, R, de los grupos de metacrilato que no reaccionaron, antes y después de la polimerización. Se puede determinar el *grado de conversión*, que se expresa como porcentaje de grupos de metilmetacrilato consumidos, a partir de la siguiente fórmula:

$$(1 - R) \times 100 = \text{grado de conversión} \qquad (11)$$

A lo largo de los años se han estudiado varias combinaciones de resinas de dimetacrilato, en un intento por reducir la viscosidad y aumentar el grado de conversión. Un grupo de resinas que resulta prometedor es el *dimetacrilato de uretano* (UDMA). Este grupo puede describirse como cualquier cadena de monómeros que contiene uno o más grupos de uretano y dos grupos de metacrilato en sus extremos (fig. 7-18).

Además de los dimetacrilatos mencionados anteriormente, durante los últimos años se han introducido en odontología otras resinas multifuncionales. Por ejemplo, en algunos agentes de unión de la dentina se utiliza un monómero denominado pentacrilato monofosfato de dipentaeritiol (PENTA-P) (fig. 7-19). Según vemos en la fórmula del PENTA-P, este monómero contiene cinco grupos acrilato por molécula de monómero.

Otra resina multifuncional que se ha venido utilizando con mucha frecuencia durante los últimos años es el ácido poliacrílico, a partir del cual se ha obtenido el metacrilato de hidroxietilo (HEMA) (fig. 7-20). Este ácido poliacrílico modificado (APA) se utiliza en los cementos de ionómero de vidrio fotopolimerizables (v. cap. 16). Durante la exposición a la luz, se inicia la polimerización del radical libre, haciendo que los grupos de metacrilato reaccionen. La reacción que entrecruza las moléculas de ácido poliacrílico constituyen la reacción de **fraguado inicial**. Tras esta reacción, los grupos de carboxilato siguen reaccionando con las partículas de vidrio a través de una reacción ácido-base. Durante esta reacción, el ácido poliacrílico libera los iones de hidrógeno y las cadenas APA del ácido poliacrílico se cargan negativamente (v. figs. 16-11 y 16-17).

Sin embargo, estas cargas negativas están equilibradas por los cationes lixiviados del vidrio. Estos cationes, como el Ca^{2+} y el Al^{3+}, forman enlaces iónicos entre las cadenas que ahora se entrecruzan iónicamente. Además, las cadenas de ácido poliacrílico cargadas negativamente forman también enlaces con los tejidos dentales que contienen cationes como el Ca^{2+}.

Material chroniony prawem autorskim

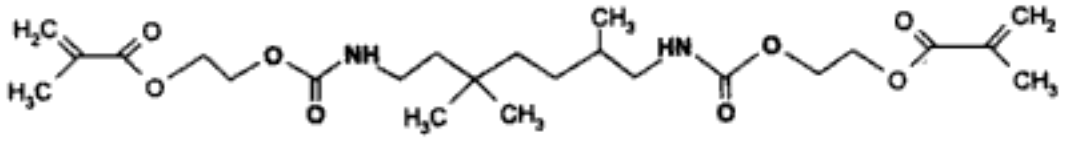


Fig. 7-18 Molécula UDMA, con dos grupos uretano. En este caso, la estructura principal es flexible.

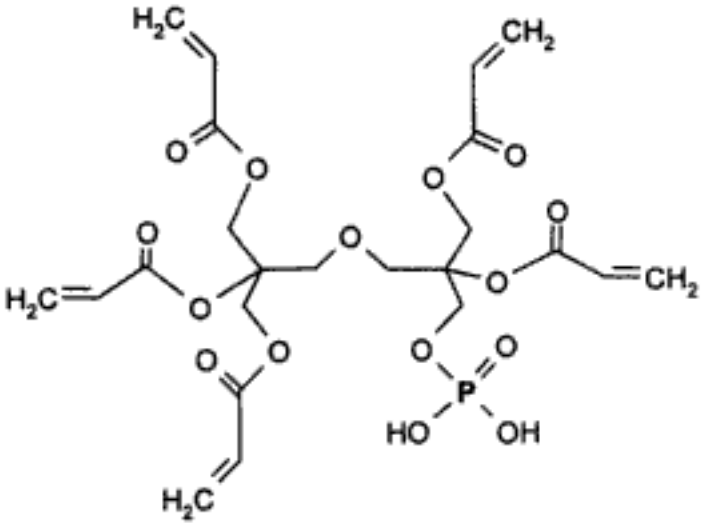


Fig. 7-19 Molécula PENTA-P. Esta molécula tiene un grupo fosfato y cinco grupos acrilatos. El grupo fosfato puede grabar la superficie del esmalte y la dentina, mientras que los cinco grupos acrilato aumentan la reactividad y la capacidad de entrecruzamiento.

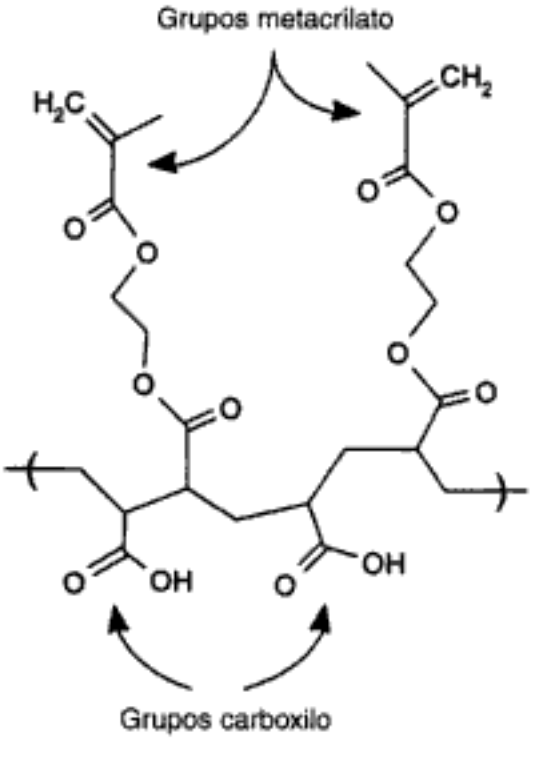


Fig. 7-20 Ácido poliacrílico con grupos etilmetacrilato injertados. Los grupos carboxilo pueden grabar la dentina y el esmalte al liberar sus iones de hidrógeno. Cuando esto ocurre, la molécula adquiere carga negativa y se une a iones positivos, como el calcio, presentes en la superficie de los dientes. La formación de este enlace iónico también se pude producir entre las cadenas de ácido poliacrílico, haciendo que el material fragüe. Otro mecanismo de fraguado que se puede emplear es la polimerización por adición. Esta reacción de polimerización se puede iniciar con la luz, lo que hace que reaccionen los grupos metacrilato.

Material chroniony prawem autorskim

Al observar esta molécula de ácido poliacrílico modificada podemos ver que, a medida que aumenta el número de grupos de metacrilato, disminuye el número de grupos de carboxilato. Esto es importante, ya que un número más pequeño de grupos de carboxilato reduce la cantidad de reacciones ácido-base y debilita la interacción del esmalte y la dentina. Por tanto, un ionómero de vidrio curado con luz está formado por la combinación de la polimerización por adición y la reactividad ácido-base, lo que da lugar a un material denominado híbrido. Las investigaciones que utilizan monómeros ácidos en vez de ácido poliacrílico de hidroxietil metacrilato modificado han conducido a un material denominado *compómero*, que tiene propiedades físicas similares a las de los composites, así como la capacidad de liberar fluoruro de una forma similar a los cementos de ionómero de vidrio.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Cowie JMG: Polymers: Chemistry and Physics of Modern Materials. Aulesbury, Intertext, 1973.

Introducción excelente a la ciencia de los polímeros, escrito de manera que el conocimiento no está reñido con el humor.

Morrison RT, and Boyd RN: Organic Chemistry, 5th ed. Boston, Allyn and Bacon, 1987.

Libro clásico sobre química orgánica que aporta al lector una visión fundamental sobre los mecanismos que afectan a la estructura molecular de los compuestos orgánicos empleados en los distintos campos de la ciencia, incluida la odontología.

Sun SF: Physical Chemistry of Macromolecules: Basic Principles and Issues. New York, John Wiley, 1994.

Este libro aúna la química y la biofísica con la química y física de los polímeros. Ofrece una buena visión de la estructura molecular, de las propiedades físicas y de las técnicas experimentales modernas.

Ward IM: Mechanical Properties of Solid Polymers, 2nd ed. New York, Wiley-Interscience, 1983.

Este libro establece la mecánica del comportamiento de los polímeros y aborda los fenómenos moleculares y estructurales.

Páginas web útiles sobre resinas dentales:

http://www.psrc.usm.edu/macrog/index.html
http://abalone.cwru.edu/tutorial/enhanced/files/textbook.htm
http://www.irc.leeds.ac.uk/iaps/mod1/mod1.html

Materiał chroniony prawem autorskim

8

Biocompatibilidad de los materiales dentales

John C. Wataha

ESQUEMA

Biocompatibilidad: perspectiva histórica

Efectos adversos de los materiales dentales

Respuesta biológica en el medio ambiente dental

Medición de la biocompatibilidad de los materiales

Aspectos comunes sobre biocompatibilidad en odontología

Guías clínicas para seleccionar materiales biocompatibles

PALABRAS CLAVE

Alergia: Reacción antígeno-anticuerpo anormal a una sustancia que es dañina para la mayoría de las personas (v. **Hipersensibilidad**).

Biocompatibilidad: Capacidad de un material de provocar una respuesta biológica adecuada en una aplicación determinada en el cuerpo.

Biointegración: Proceso por el cual un hueso u otro tejido vivo se integra con un material implantado sin espacio de intervención.

Estrogenicidad: Capacidad de un elemento químico para actuar en el cuerpo de manera similar a la de los estrógenos, las hormonas sexuales femeninas.

Hipersensibilidad: Reacción clínica anormal o respuesta inmune exagerada frente a una sustancia externa, que se manifiesta con uno o más de los siguientes signos y síntomas (entre otros): dificultad respiratoria, eritema, picor, estornudos, hinchazón y vesículas. Las situaciones más relevantes en odontología son la hipersensibilidad tipo I (reacción inmediata) y tipo IV (reacción retardada) según la clasificación de respuestas inmunes de Gell y Coombs.

Osteointegración: Proceso en el cual se forma un tejido óseo vivo a 100 Å de la superficie del implante sin que intervengan tejidos conectivos fibrosos.

Sensibilización: Proceso que produce un anticuerpo alérgeno, que reacciona específicamente con la sustancia externa causante.

Toxicidad: Potencial relacionado con la dosis de un material que causa la muerte celular o tisular.

Xenoestrógeno: Sustancia química, que no es natural del cuerpo, que actúa en él de una manera similar al estrógeno.

La **biocompatibilidad** de los materiales dentales es un tema complejo que se basa en los conocimientos de biología, en los factores de riesgo del paciente, en la experiencia clínica y en la ingeniería. A pesar de que la biocompatibilidad ha sido ignorada durante muchos años, actualmente se reconoce como requisito fundamental para cualquier material de restauración dental. Este capítulo aborda la definición de biocompatibilidad, los tipos de respuestas biológicas que pueden causar los materiales y los aspectos anatómicos de la cavidad oral que influyen o modifican la respuesta biológica a los materiales. Se ex-

Material chroniony prawem autorskim

plican los métodos empleados para medir la biocompatibilidad según las normas que regulan estos métodos y la dificultad a la hora de interpretar los resultados de las pruebas de biocompatibilidad. Finalmente, se expone un breve repaso de los distintos temas de biocompatibilidad dental, con recomendaciones para los dentistas a la hora de juzgar los casos clínicos cuando determinan la seguridad biológica de los materiales de restauración.

PREGUNTA CLAVE

¿De qué manera ha cambiado, a lo largo del último siglo, el punto de vista ético en odontología a la hora de probar los nuevos materiales para determinar sus propiedades biológicas?

BIOCOMPATIBILIDAD: PERSPECTIVA HISTÓRICA

A pesar de que el concepto de tratamiento ético de los pacientes data de la época de Hipócrates (460-377 a. C.), la idea de que deben probarse los nuevos materiales dentales para determinar su seguridad y eficacia antes de ser usados es mucho más reciente. A mediados del siglo XIX, los dentistas probaban, por primera vez, los materiales nuevos cuando los usaban en la boca del paciente. Se empleaban muchas fórmulas exóticas. Por ejemplo, Fox desarrolló un «metal fusible», que contenía bismuto, plomo y estaño, que él mismo fundía y colocaba en la preparación de la cavidad a una temperatura de aproximadamente 100 °C. Incluso G. V. Black utilizaba pacientes para probar muchas de sus nuevas ideas sobre materiales de restauración, como es el caso de las primeras amalgamas. El concepto de protección del paciente como sujeto de investigación tiene sólo 30 o 40 años. Hoy en día, aún se están debatiendo muchas de las normas y de la ética sobre este tema. En la mayoría de los casos, un comité de dentistas, científicos y abogados regulan y supervisan las pruebas de los nuevos materiales en humanos. En general, aunque no siempre, estos comités se fundan en la universidad y se denominan IRB (Comités Institucionales de Revisión). El Ministerio de Sanidad y de Servicios Humanos, una agencia del gobierno federal de Estados Unidos, estipula las normas sobre los IRB.

El hecho de usar humanos para la investigación sin conocer o haber probado previamente las propiedades biológicas de un material no es ético y es ilegal. Sin embargo, en algún momento debe haber una primera vez en que cada material se pruebe en un humano. Por tanto, se han creado muchas pruebas alternativas con el fin de intentar minimizar los riesgos que pueden tener en las personas. La filosofía actual sobre el hecho de probar las propiedades biológicas de los materiales dentales de manera sistémica ha evolucionado en la década de 1960, ya que la necesidad de proteger a los pacientes se convirtió en un asunto de interés político y el número de materiales nuevos aumentó. La respuesta pública en contra del uso de humanos para la investigación –por ejemplo, el uso de ciudadanos estadounidenses para experimentos de radiación por parte del Ministerio de Energía (1931-1994) y el uso de niños con deficiencia mental e institucionalizados para investigar la hepatitis (1963-1966)– provocó la creación de normas para proteger a las personas. La supervisión de estas pruebas la realiza, principalmente, el Organismo para el Control de Alimentos y Medicamentos (FDA-www.fda.gov), aunque estas actividades también están reguladas por organizaciones tales como el American National Standards Institute (ANSI-www.ansi.org), la American Dental Association (ADA-www.ada.org) y la Organización Internacional de Normalización (ISO-www.iso.ch). A pesar de estas supervisiones, sigue habiendo un aspecto experimental en el uso de los materiales en odontología (y medicina). Y, a pesar de la buena investigación clínica, se siguen empleando materiales antes de que se puedan determinar completamente sus propiedades biológicas.

A lo largo de los últimos 40 años han evolucionado notablemente las pruebas biológicas a las que se someten los materiales. En principio, la mayoría de las reacciones biológicas a los materiales se obtenían de manera empírica y se realizaban en modelos

Material chroniony prawem autorskim

animales. Muchos estudios, realizados entre las décadas de 1950 y 1970, empleaban los premolares que serían extraídos en tratamientos de ortodoncia. A medida que se desarrollaron las técnicas de cultivo celular, la investigación se centró en los mecanismos que influían en las respuestas biológicas a los materiales. En la última década se han aplicado nuevas técnicas moleculares, biológicas y de imágenes para complementar nuestros conocimientos sobre la respuesta biológica a los materiales. Hoy en día, el campo de las pruebas sobre biocompatibilidad ha alcanzado un punto en el que es posible predecir algunas de las propiedades biológicas, y puede que en el futuro se diseñen materiales que determinen las respuestas biológicas según cada caso particular.

PREGUNTA CLAVE

Debido a que el titanio, empleado como implante de cadera femoral, ha tenido mucho éxito desde el punto de vista biológico, ¿debemos asumir que también tendrá buenos resultados si se utiliza para implantes dentales endóseos?

En la definición de biocompatibilidad se encuentra implícita una interacción entre el cuerpo y el material (fig. 8-1). La colocación del material en el cuerpo crea una interfase que normalmente no está presente. Esta interfase no es estática, sino que es el lugar en el que se producen muchas interacciones dinámicas entre el material y el cuerpo, a través de las cuales el cuerpo puede alterar el material, o viceversa. La dinámica de estas interacciones determinará tanto la respuesta biológica al material (su biocompatibilidad) como la capacidad del material para sobrevivir o resistir la degradación o corrosión en el cuerpo. Debido a que cada interfase biológica está activa, no es posible que un material sea inerte. La actividad de esta interfase depende de la situación del material, de su duración en el cuerpo, de sus propiedades y de la salud del paciente.

En la definición de biocompatibilidad también está implícita la idea de que no es simplemente una propiedad del material. En este sentido, la biocompatibilidad es similar al color. El color de un objeto depende de las propiedades del material, de la fuente

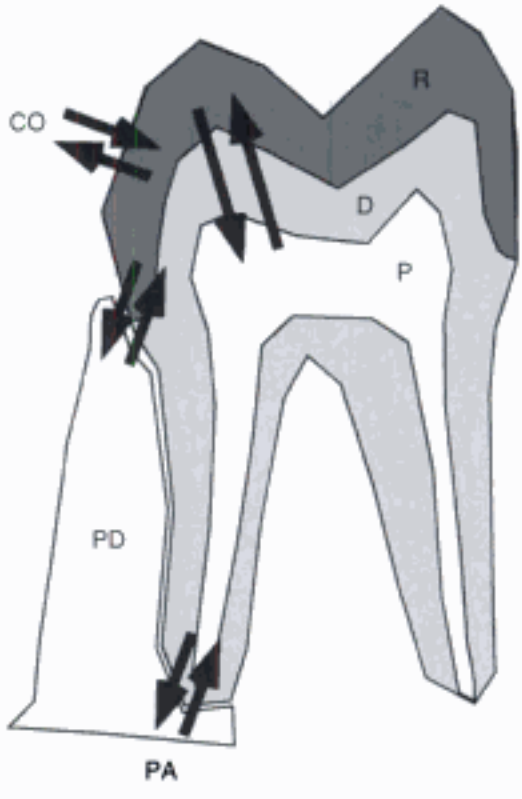


Fig. 8-1 La colocación de una restauración **(R)** en un diente crea una interfase entre el material y el tejido adyacente al material. En odontología, estas interfases **(flechas)** pueden estar situadas entre los materiales y la pulpa **(P)** por medio de la dentina **(D)**, del periodonto **(PD)**, del hueso periapical **(PA)** o de la cavidad oral **(CO)** en general. Dondequiera que haya una interfase, será activa y dinámica, incluidas las interacciones en dos sentidos que permiten que el tejido tenga cierta influencia sobre el material, o viceversa.

Material chroniony prawem autorskim

de luz y de la manera en que el observador percibe la luz reflejada. Por tanto, el color es una propiedad interactiva, y la biocompatibilidad comparte este atributo. La biocompatibilidad depende del estado del paciente, de las propiedades del material y del contexto en el que éste se utiliza. En consecuencia, no podemos decir que aunque un material sea biocompatible como un implante también se podrá utilizar para una corona o un puente. Además, la biocompatibilidad en una persona joven puede ser distinta de la de un adulto (o en un paciente con diabetes frente a uno que no la padece). Por último, la respuesta biológica depende de la interacción que resulta de la interfase biológica creada cuando el material se coloca en el cuerpo.

EFECTOS ADVERSOS DE LOS MATERIALES DENTALES

Toxicidad, inflamación, alergia y mutagenicidad

Existen una serie de posibles reacciones biológicas a los materiales, aunque no todas se han relacionado con los materiales dentales. Clásicamente, estas reacciones se han clasificados en tóxicas, inflamatorias, alérgicas y mutagénicas. La división entre estas reacciones se basa en los análisis histológicos y patológicos de los tejidos. En realidad, los límites entre estas categorías son muy difusos, y cuanto más sabemos sobre el control molecular de las células y los tejidos, más difusos se vuelven.

En cuanto a las respuestas biológicas a los materiales, la toxicidad fue la primera que se investigó. Incluso hoy en día, la primera prueba de selección que se emplea para casi todos los materiales es la prueba de toxicidad (fig. 8-2). Los materiales pueden liberar sustancias en el cuerpo del paciente, y la liberación de determinadas sustancias en cantidades adecuadas puede provocar una respuesta tóxica general. Por ejemplo, los primeros materiales dentales que contenían plomo suponían un gran riesgo para el paciente debido a las propiedades tóxicas del plomo que lixiviaba en el cuerpo del paciente. Afortunadamente, la mayoría de los materiales que pueden causar toxicidad sistémica ya no se utilizan en odontología.

La *inflamación* es el segundo tipo principal de respuesta biológica a un material. La respuesta inflamatoria es compleja, pero implica la activación del sistema inmune del paciente para luchar frente a una amenaza. La inflamación también puede ser una consecuencia de la toxicidad (fig. 8-3) o de la **alergia,** y en ocasiones la respuesta inflamatoria precede a la toxicidad. Desde el punto de vista histológico, la respuesta inflamatoria se caracteriza por el edema del tejido con una infiltración de células inflamatorias como los neutrófilos (a cor-

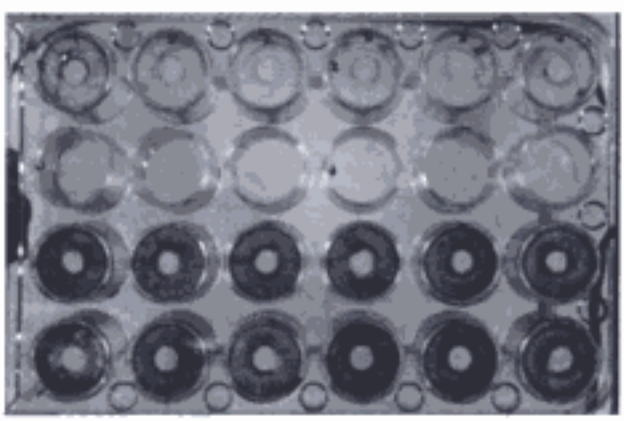


Fig. 8-2 Ejemplo de una prueba de toxicidad de las aleaciones dentales in vitro. Una bandeja para cultivo celular tiene 24 celdas, cada una de las cuales contiene células y una muestra de la aleación. En cada fila se utiliza una aleación diferente, que se repite seis veces. Durante 72 horas se deja que las células y la aleación interactúen, y posteriormente se trata a las células con un producto químico que, en caso de que las células contengan mitocondrias activas, adopta un color azul oscuro. Las aleaciones de las dos filas inferiores han dejado sobrevivir a las células, mientras que la aleación de la segunda fila las ha matado. La aleación de la fila superior ha permitido que exista una actividad celular limitada.
Se utilizan pruebas de toxicidad como ésta para evaluar los materiales dentales y para obtener una biocompatibilidad apropiada en las primeras fases de desarrollo del material.

Materiał chroniony prawem autorskim

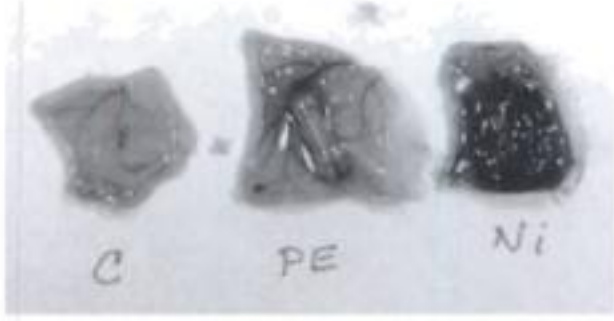


Fig. 8-3 Ejemplo de una prueba con animales para evaluar la biocompatibilidad de un material. Durante 7 días se insertaron en ratones, de manera subcutánea, muestras de alambre de polietileno **(PE)** o de níquel (Ni) de aproximadamente 1 cm de largo y 1 mm de diámetro. La muestra control (C) no tenía material. Después de 7 días se cortó y fotografió el tejido del ratón, mostrando la superficie externa. La muestra control no presenta ningún signo de inflamación; la de polietileno presenta una inflamación leve y cierto alargamiento de los vasos sanguíneos. Sin embargo, la muestra de níquel presenta una inflamación grave, consecuencia de la liberación de grandes cantidades de níquel en el tejido. En ocasiones se utilizan pruebas como ésta en animales para evaluar la biocompatibilidad de los materiales dentales.

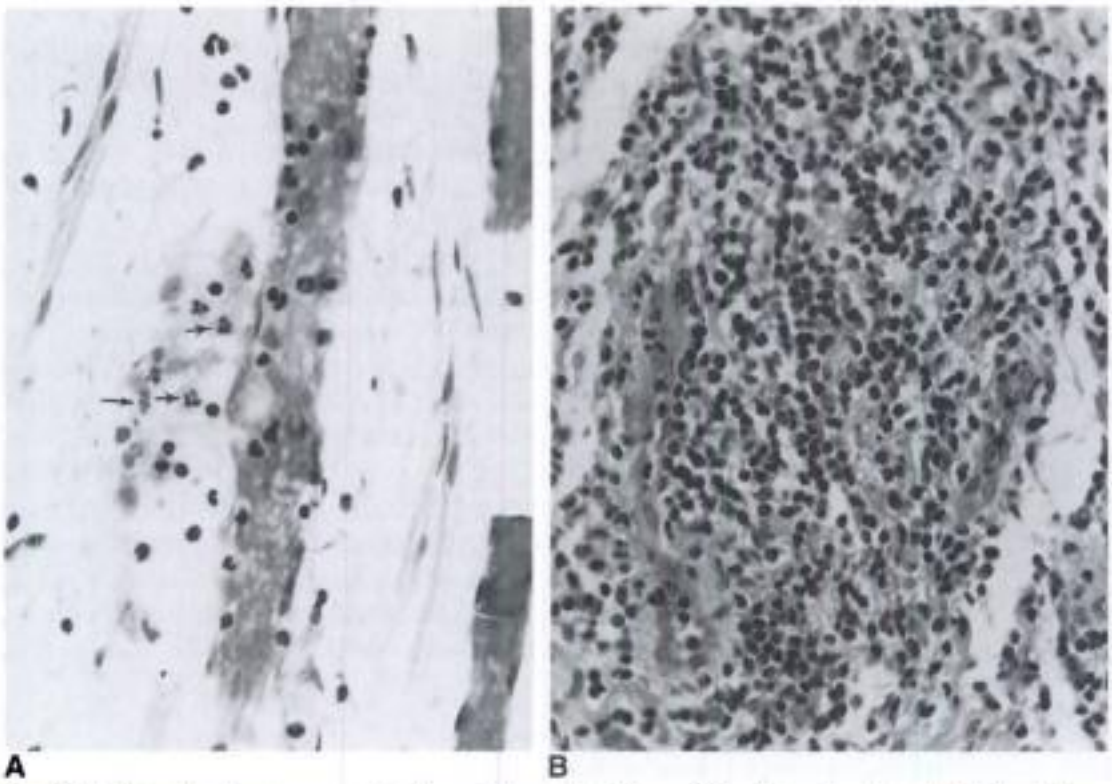


Fig. 8-4 Ejemplos de una respuesta inflamatoria aguda **(A)** y crónica **(B)** en la pulpa dental. En **A,** los neutrófilos, característicos de una respuesta aguda, se han escapado **(flechas)** a través de la pared de unos vasos sanguíneos dañados y se pueden ver en el tejido conectivo de la pulpa. Mancha de hematoxilina-eosina (×450). En **B,** la inflamación crónica de la pulpa se caracteriza por una infiltración masiva celular de linfocitos, eosinófilos, células plasmáticas y macrófagos. Mancha de hematoxilina-eosina. (×400). (Adaptada de Stanley HR: Dental Iatrogenesis. *Int Dent J* 44:3-18, 1994.)

to plazo) o los monocitos y otras células linfocíticas (a largo plazo) (fig. 8-4). La investigación actual sobre biocompatibilidad intenta determinar si los materiales pueden causar o contribuir a que se produzca la inflamación del huésped incluso cuando no es evidente que exista toxicidad (fig. 8-5). La contribución de los materiales dentales a las reacciones inflamatorias es muy importante debido a que las enfermedades pulpares y periodontales son, en su mayoría, respuestas inflamatorias crónicas a infecciones de larga duración.

Material chroniony prawem autorskim

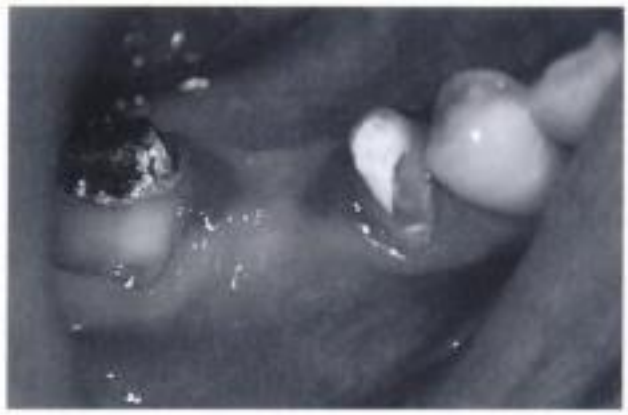


Fig. 8-5 Ejemplo de una respuesta inflamatoria (mesial a molar y distal a premolar) al metal de un puente o a una restauración temporal en una mujer de 30 años. Se desconoce la causa de la inflamación; puede tratarse de una respuesta alérgica o de una respuesta inflamatoria no específica. En ocasiones, es difícil determinar con certeza las etiologías de este tipo de reacciones. En algunos casos se cree que reacciones como ésta contribuyen a la inflamación periodontal causada por la placa, aunque es difícil comprobarlo. Véase también lámina en color. (La fotografía es cortesía del Dr. Kevin Frazier, Facultad de Medicina de la Universidad de Odontología de Georgia.)

A pesar de que las *respuestas alérgicas* a los materiales son quizá las más conocidas por la gente, en la práctica no resultan fáciles de definir. Una reacción alérgica se produce cuando un cuerpo reconoce específicamente un material como un elemento extraño y reacciona, de manera desproporcionada, a la cantidad de material existente. Normalmente la reacción implica a todos los componentes del sistema inmune, incluidos los linfocitos T y B y los monocitos o macrófagos. Una reacción alérgica da lugar, histológicamente, a una respuesta inflamatoria. Es muy difícil diferenciar esta respuesta inflamatoria de una inflamación no alérgica o de un grado de toxicidad bajo (fig. 8-6). Algunos materiales, como el látex, provocan alergia directamente al activar los anticuerpos del material. Estas reacciones (tipo I, II o III, según la clasificación de respuestas inmunes de Gell y Coombs) suelen darse muy rápidamente y están moduladas por eosinófilos, mastocitos o linfocitos B que producen anticuerpos. Otros materiales, como los iones metálicos, deben interactuar, en primer lugar, con la molécula huésped. Estas reacciones alérgicas (tipo IV) suelen retrasarse y están moduladas principalmente por los monocitos y las células T. El tipo I se refiere a la reacción atópica o anafiláctica inmediata que se produce cuando un antígeno interactúa con mastocitos o basófilos. El tipo II es una reacción de **hipersensibilidad** citotóxica. El tipo III es una reacción inmune compleja de hipersensibilidad. El tipo IV indica una hipersensibilidad retardada o modulada por una célula. El tipo V es una reacción de estimulación del anticuerpo y el tipo VI es una reacción de citotoxicidad regulada por una célula y que depende del anticuerpo. (Para más detalles, puede consultarse un libro sobre inmunología.)

Fig. 8-6 Ejemplo de una alergia al níquel alrededor de las coronas ceramometálicas de una mujer. La inflamación es significativa cuando se da en la encía lingual, sobre todo alrededor de los dientes 6 (13), 7 (12), 10 (22) y 11 (23). La reacción alérgica, que se produce a pesar de que la mayoría de las aleaciones de níquel se cubren con porcelana, tiene lugar porque las coronas liberan iones de níquel en los tejidos adyacentes. En ocasiones es muy difícil diferenciar este tipo de reacciones alérgicas de la gingivitis, la enfermedad periodontal o de una irritación general a causa de la toxicidad. Véase también lámina en color. (La fotografía es cortesía del Dr. Michael Myers, Facultad de Medicina de la Universidad de Odontología de Georgia.)

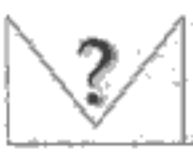
Materiał chroniony prawem autorskim

cerámicas. Las fuerzas biológicas que influyen en la corrosión pueden ser propias de un individuo (como una persona con cetoacidosis diabética) o comunes para todos los individuos (como ocurre con las fuerzas oclusales sobre los materiales). En cualquier caso, la interfase biológica es la que crea las condiciones para la corrosión. Esta interfase es activa y dinámica, por lo que el material afecta al cuerpo y el cuerpo afecta al material.

El segundo factor clave que afecta a la biocompatibilidad de un material son las características de su superficie. Los estudios han demostrado que la superficie de un material es distinta de la región interior del mismo. Por ejemplo, una aleación dental para colado que tiene de media un 70% de su peso en oro, debe poseer aproximadamente el 95% de oro en su superficie. Otro ejemplo es el estado relativamente no polimerizado de la superficie de un sellador en relación con su interior, debido a que el oxígeno inhibe la polimerización en la superficie. Debido a que la superficie es la parte del material que el cuerpo «ve», la composición de la superficie, su rugosidad, sus propiedades mecánicas y químicas son factores críticos para la biocompatibilidad del material. Las características de la superficie pueden afectar a las propiedades de corrosión del material, o pueden influir por diferentes vías en la biocompatibilidad. Por ejemplo, distintas investigaciones han demostrado que las características químicas del óxido de titanio son las que promueven la **osteointegración** del hueso con muchas aleaciones de titanio. No están claros los mecanismos exactos, pero es probable que el óxido promueva la adsorción y adhesión de los elementos adecuados en la matriz extracelular para que se produzca la deposición ósea y la maduración. Se han visto respuestas similares con algunas cerámicas (biovidrios). En este caso, la superficie no sólo permite la osteointegración, sino que también parece fomentar la formación de hueso a través de la disolución del cristal y de la corrosión de elementos inorgánicos.

La superficie también puede afectar negativamente a la respuesta biológica. En el caso de la mayoría de los materiales, la superficie rugosa fomenta la corrosión. Si los productos corrosivos tienen efectos adversos, la rugosidad no es aconsejable. La rugosidad también puede fomentar la adherencia de bacterias y promover la inflamación periodontal o las caries. Las propiedades químicas de la superficie también pueden obstaculizar la respuesta biológica. Los estudios han demostrado que las superficies de algunos materiales atraen químicamente a los lipopolisacáridos más que otros, incluso cuando la rugosidad superficial es la misma. La presencia de lipopolisacáridos no es deseable, ya que constituyen un agente clave para que se produzca la inflamación periodontal.

PREGUNTA CLAVE



¿Es posible que un material no tenga efectos biológicos obvios por sí mismo, pero que produzca alteraciones en las funciones corporales?

Inmunotoxicidad

Los límites entre las reacciones tóxicas, inflamatorias, alérgicas y mutagénicas van desapareciendo a medida que se avanza en el conocimiento sobre la manera de interactuar de los materiales y las células. Un ejemplo es el concepto de inmunotoxicidad. La inmunotoxicidad se basa en el principio de que las pequeñas alteraciones en las células del sistema inmune provocadas por los materiales pueden tener consecuencias biológicas significativas. Estos efectos se producen debido a la capacidad de amplificación de las células inmunes. Por ejemplo, los monocitos controlan la mayoría de las respuestas inflamatorias e inmunes crónicas. Para desempeñar este papel, segregan muchas sustancias que afectan a otras células y las dirigen. Por tanto, si un material alterara la capacidad de los monocitos para segregar estas sustancias, la respuesta biológica se vería amplificada significativamente. Este concepto combina los aspectos tradicionales de la toxicología y la inmunología, ya que el material provoca en el monocito cambios no letales pero tóxicos, de manera que el sistema inmune no puede funcionar correctamente.

Material chroniony prawem autorskim

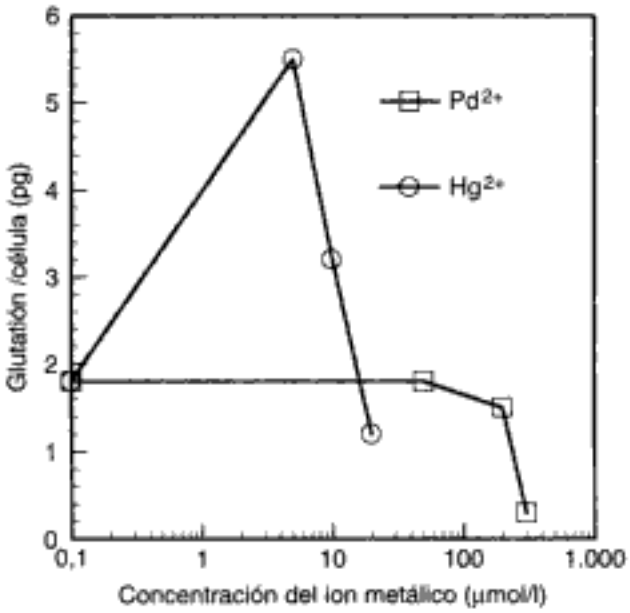


Fig. 8-8 Gráfico que muestra la respuesta de los monocitos humanos a los iones de paladio (Pd^{2+}) o de mercurio (Hg^{2+}). Las células fueron expuestas a varias concentraciones de los metales **(eje x).** A las 24 horas de exposición a los iones metálicos **(eje y)** se calculó el glutatión celular total. Los iones de mercurio provocaron un gran aumento del glutatión a un nivel de aproximadamente 8 μmol/l, seguido de un descenso conforme el mercurio se iba haciendo tóxico para la célula. Para el paladio, el contenido en glutatión disminuía a una concentración de 200-300 μmol/l, muy por debajo de las concentraciones necesarias para provocar toxicidad en estas células. El glutatión es una sustancia química celular importante como defensa ante la oxidación de las células. Por tanto, ambos iones metálicos alteran la respuesta de los monocitos ante las agresiones a concentraciones subtóxicas. Se cree que estos tipos de reacciones desempeñan un papel importante en la inmunotoxicidad. Obsérvese la diferencia en la potencia de los dos tipos de iones metálicos.

La inmunotoxicidad puede surgir como consecuencia de que un material provoque el aumento o disminución de la función celular. Por ejemplo, se ha demostrado que los iones de mercurio aumentan el contenido de glutatión en los monocitos humanos de los cultivos celulares, mientras que los iones del paladio lo disminuyen (fig. 8-8). El glutatión es importante, ya que mantiene la fuerza oxidativa de las células y, por tanto, cualquier cambio puede alterar de manera significativa la función celular. El mercurio también puede hacer que disminuya el glutatión en altas concentraciones a medida que los iones se vuelven tóxicos. Sin embargo, las disminuciones registradas en el caso del paladio se producen muy por debajo de los niveles tóxicos. En inmunotoxicidad, el efecto del material puede no resultar obvio hasta que, de alguna manera, se desafía a la célula. Por ejemplo, el hidroxietilmeta-

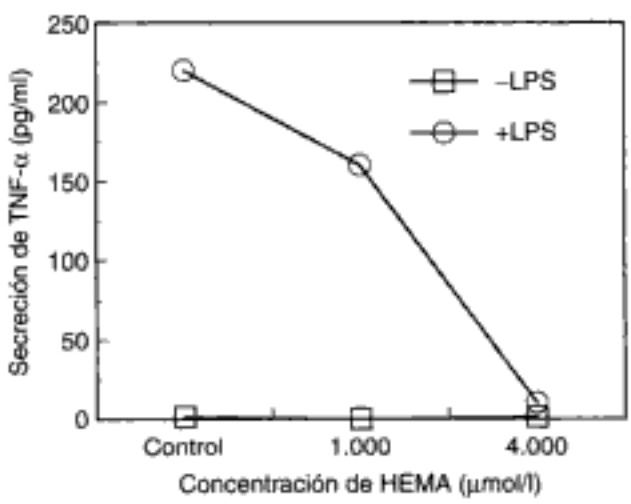


Fig. 8-9 Gráfico que muestra que el hidroxietilmetacrilato (HEMA) reduce la capacidad de los monocitos humanos de segregar TNF-α, una citosina clave para la respuesta inflamatoria ante los materiales. Los monocitos control **(eje x)** no recibieron HEMA, aunque se emplearon otras dos concentraciones (ambas subtóxicas). La secreción de TNF-α **(eje y)** se calculó con y sin estimulación por parte del lipopolisacárido (LPS), un factor etiológico importante en la enfermedad periodontal. No hubo concentración de HEMA que provocara la secreción de TNF-alfa por sí misma **(cuadrados),** aunque el HEMA limitó considerablemente la capacidad de los monocitos para segregar TNF-α **(círculos).** Este tipo de resultados prueban el concepto de inmunotoxicidad ya que el HEMA no mata al monocito, aunque se le impide desempeñar su función normal cuando se la provoca.

Material chroniony prawem autorskim

crilato (HEMA), un componente común de los agentes de adhesión a la dentina, no tiene efecto por sí solo en la secreción de la citosina TNF-α de los monocitos, incluso en altas concentraciones (fig. 8-9). Sin embargo, la secreción de TNF-α se reduce drásticamente cuando estos monocitos son estimulados. Por tanto, aunque el hidroxietilmetacrilato no influya en la secreción de TNF-α por sí mismo, puede cambiar la capacidad del monocito de dirigir una respuesta inmune, una vez estimulado. Por tanto, puede alterar la capacidad del monocito de funcionar adecuadamente si se ve desafiado por la placa u otros agentes.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué aspectos específicos de la anatomía oral influyen en la biocompatibilidad de los materiales dentales?

RESPUESTA BIOLÓGICA EN EL MEDIO AMBIENTE DENTAL

La anatomía oral que influye en la respuesta biológica

Existen varios aspectos de la anatomía oral que influyen en la biocompatibilidad de los materiales dentales de restauración. No se conocen los efectos que tiene la anatomía oral en la biocompatibilidad de los materiales. Sin embargo, estos efectos serán el foco principal de la investigación sobre la biocompatibilidad en los próximos años. La anatomía de los dientes, la unión periodontal y el medio periapical influyen notablemente en la respuesta biológica a los materiales, y todos representan ubicaciones de la interfase entre los materiales y los tejidos en odontología (v. fig. 8-1). El presente estudio pretende

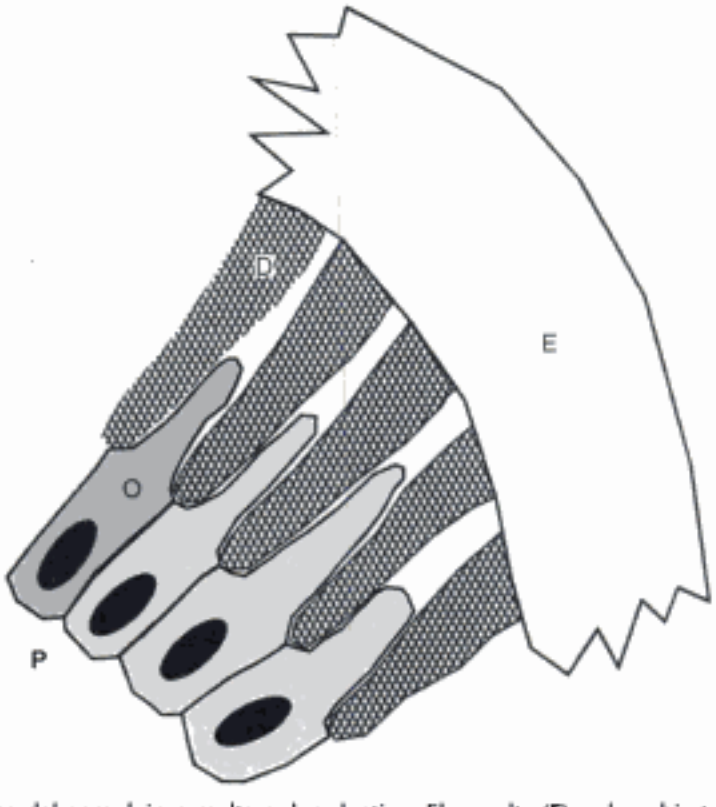


Fig. 8-10 Esquema del complejo esmalte-pulpa-dentina. El esmalte **(E)** es la cubierta externa del diente y es impermeable a todo, incluso a las moléculas más pequeñas. La dentina **(D)** está compuesta de colágeno y tejido mineralizado y es atravesada por numerosos túbulos que van desde el esmalte hasta la pulpa **(P)**. El diámetro del túbulo aumenta gradualmente desde el esmalte hasta la pulpa. Cuando no hay esmalte, los túbulos permiten la difusión de fluidos y de sustancias desde el medio externo hasta la pulpa. Los odontoblastos **(O)** se alinean en el lado pulpar de la dentina y cuentan con procesos que se extienden en el interior de los túbulos dentinarios.

Material chroniony prawem autorskim

dar una perspectiva general de los aspectos anatómicos más importantes para la ciencia de los materiales dentales. Para obtener información más detallada, pueden consultarse numerosos libros sobre histología, periodoncia, endodoncia y anatomía.

El medio del *esmalte-dentina-pulpa* (fig. 8-10) representa una simbiosis única de tejidos mineralizados y células. El esmalte de los dientes está compuesto básicamente por material inorgánico (96% de su peso) situado en una disposición cristalina denominada *varillas o prismas del esmalte*. A pesar de que el esmalte es permeable a algunas sustancias, como los peróxidos de los agentes blanqueadores, normalmente no suele ser permeable a los componentes de los materiales, a las bacterias o a los productos bacterianos.

La dentina, a diferencia del esmalte, es una matriz mineralizada que constituye una red orgánica. El contenido inorgánico de la dentina es menor (70% de su peso) y la porción orgánica (18% de su peso) es básicamente colágeno, aunque también contiene otras proteínas y componentes de la matriz extracelular, cuya función principal sigue siendo desconocida. La naturaleza de la dentina permite que se produzca la adhesión, ya que los ácidos disuelven selectivamente la matriz mineralizada, pero no la raíz de colágeno de su interior. Por tanto, la mayoría de los agentes de adhesión de la dentina intentan penetrar en la matriz de colágeno no disuelta. Además, la dentina tiene aproximadamente el 12% de su peso en agua, algo importante, ya que muchos materiales de resina para restauración son hidrófobos y deben tener un diseño que les permita humedecer la dentina a la hora de adherirse con éxito a esta estructura.

Miles de túbulos dentinarios atraviesan la dentina, desde el esmalte hasta la pulpa. Estos túbulos tienen aproximadamente 0,5 µm de diámetro cerca del esmalte, aunque aumentan hasta 2,5 µm cerca de la pulpa. La densidad de los túbulos es de aproximadamente 20.000/mm^2 cerca del esmalte, aunque aumenta a más de 50.000/mm^2 cerca de la pulpa. Si el esmalte se ve dañado por la caries, por otras patologías o por el dentista, los túbulos dentinarios pueden servir como conductores por los que los componentes del material, las bacterias o los productos bacterianos pueden alcanzar y dañar la pulpa. Debido a que el diámetro y la densidad de los túbulos aumentan al estar cerca de la pulpa, existe un mayor riesgo de que las sustancias alcancen los tejidos pulpares cuando se realizan las restauraciones dentales más profundas. Cuando los dentistas cortan la dentina, el «barrillo dentinario» formado por deshechos dentinarios cubre la dentina e inhibe, en cierto modo, la difusión de productos a través de los túbulos. Sin embargo, el barrillo dentinario puede estar contaminado con bacterias, y además no se adhiere adecuadamente a la dentina adyacente que no ha sido cortada. Por tanto, muchos procedimientos de restauración incluirán métodos para eliminarlo, tanto para limpiar los dientes como para fomentar que el material dental se adhiera con más fuerza. La difusión de sustancias a través de la dentina es un tema complejo. Existe más información dentro de la literatura científica, incluidos los títulos que se encuentran en la sección Bibliografía recomendada de este capítulo.

La cavidad pulpar de la dentina está recubierta de odontoblastos (v. fig. 8-10) que formaron la dentina durante el desarrollo de los dientes, y que mantienen y forman una nueva dentina a medida que éstos envejecen o cuando existen impulsos dañinos. Los odontoblastos tienen procesos odontoblásticos que se extienden por el interior de los túbulos dentinarios. Los túbulos están rodeados por un fluido extracelular acuoso que se continúa con el fluido extracelular de la pulpa. La percepción de dolor en la pulpa parece estar relacionada con el movimiento de este fluido y con su influencia en los procesos odontoblásticos, como explica la denominada teoría hidrodinámica (modelo fluido) del dolor pulpar. La presión del fluido inducida por el sistema cardiovascular puede ser de hasta 24 mmHg. Por tanto, la presión externa del fluido fluye hacia el esmalte. Cuando se elimina el esmalte durante la restauración dental, el líquido fluye hacia fuera desde la cámara pulpar hacia la cavidad oral. Sin embargo, las pruebas indican que este flujo hacia el exterior no es suficiente para eliminar la difusión de bacterias, productos bacterianos o componentes del material hacia el interior de la pulpa. Los odontoblastos están unidos mediante firmes uniones celulares que limitan la difusión de sustancias a través de la capa odontoblástica. Las caries, así como otros procesos patológicos, pueden producir infección y la destrucción de los odon-

Material chroniony prawem autorskim

toblastos, o pueden estimular la deposición de dentina adicional, dependiendo de la tasa relativa de interacción con estas células. Los dispositivos de restauración, como las fresas y otros instrumentos de corte, pueden destruir los odontoblastos si los tratamientos son agresivos, aunque también pueden dejarlos intactos si se emplean métodos más cuidadosos, como la refrigeración con agua. Las caries, los tratamientos de restauración o los componentes de los materiales pueden dañar los odontoblastos sin llegar a destruirlos. Algunos estudios recientes se han centrado en las consecuencias de estos efectos subletales.

La pulpa dental es un tejido conectivo que contiene elementos normales, como fibroblastos, colágeno, capilares y nervios. Además, se ha demostrado que la pulpa suministra las células que reemplazan a los odontoblastos destruidos durante la preparación de la cavidad o la colocación del material, y permite que los dientes formen una dentina secundaria o reparadora. Se desconocen los factores bioquímicos que regulan la formación de estos odontoblastos secundarios. La difusión de productos bacterianos o de componentes del material influye en la posibilidad de que se produzca este proceso de reparación, aunque no se conocen muchos detalles sobre dicha influencia. Algunos materiales, como el hidróxido de calcio, parecen fomentar la creación de una dentina reparadora. Para la creación de biomateriales en el futuro probablemente se tengan en cuenta la permeabilidad de la dentina y la capacidad del material para inducir la formación de odontoblastos secundarios como base para la selección de materiales de restauración diseñados con el fin de tratar o prevenir la enfermedad pulpar.

La *unión periodontal* al diente es una unión importante entre la parte externa del cuerpo (cavidad oral) y la parte interna (figs. 8-1 y 8-11). La dentina radicular está cubierta por una fina capa de cemento que sella los túbulos dentinarios. El cemento sirve como punto de unión para las fibras de colágeno del ligamento periodontal (v. fig. 8-11). Normalmente, la encía se extiende por encima del nivel del cemento y forma un espacio potencial contra el esmalte, denominado *bolsa periodontal*. El epitelio gingival también está unido al cemento dental mediante un epitelio de unión especializado. La bolsa periodontal es el lugar en el que se desarrolla la enfermedad periodontal, que puede destruir el epitelio de unión, el ligamento periodontal y el hueso alveolar de soporte.

Debido a que muchas restauraciones dentales están cerca o en la zona de unión periodontal, la biocompatibilidad de estos materiales puede influir en la arquitectura pe-

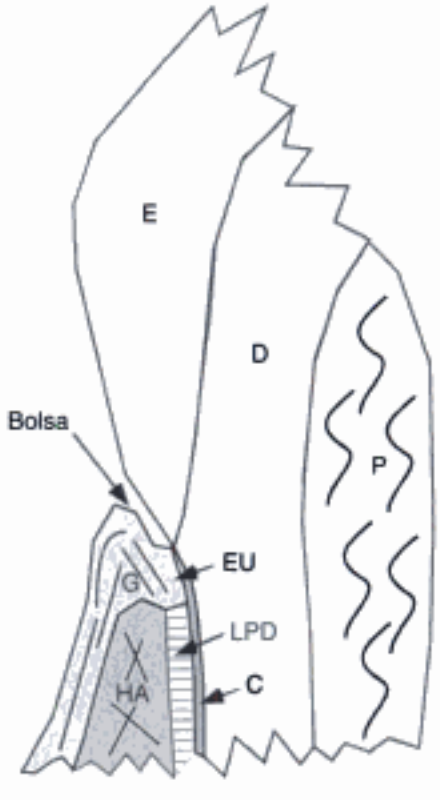


Fig. 8-11 Gráfica de la zona de adhesión periodontal. La encía **(G)** se une al cemento **(C)** del diente con un epitelio especial denominado *epitelio de unión* **(EU).** La unión se produce por debajo del esmalte **(E).** Parte de la encía asoma por encima del *EU* y forma un espacio potencial denominado *bolsa periodontal*. El cemento cubre la dentina **(D).** Por debajo de la encía, el hueso alveolar **(HA)** se une al cemento por medio de un tejido conjuntivo especial denominado *ligamento periodontal* **(LPD).** El lugar de unión periodontal es muy importante para la respuesta biológica a los materiales, ya que muchos materiales están en contacto directo con estos tejidos y pueden formar un micromedio único en la bolsa o en la zona de unión.

Material chroniony prawem autorskim

riodontal normal, en el proceso de enfermedad periodontal o en la capacidad del cuerpo para defenderse de las bacterias que pueden provocar una enfermedad periodontal. Además, la bolsa periodontal es un micromedio único que puede permitir que la concentración de componentes de los materiales alcance niveles muy superiores a los que se ven en el resto de la cavidad oral. Por ejemplo, algunas aleaciones empleadas en Sudamérica o en Europa del Este, y que no se emplean en Estados Unidos, liberan cantidades de cobre suficientes como para causar la inflamación de los tejidos periodontales. En otros casos, existen sospechas de la influencia que pueden tener los componentes liberados por los materiales sobre la estructura periodontal, aunque no están confirmadas.

Siempre es complicado definir la influencia de los materiales dentales sobre las estructuras periodontales, por la inflamación que se produce en la enfermedad periodontal y por las fuerzas masticatorias (oclusales) que deforman el ligamento periodontal y el hueso de soporte. En ocasiones es difícil determinar con certeza si la inflamación de esta zona es una consecuencia de la enfermedad periodontal, del trauma oclusal, del material o de la combinación de estos factores. Por tanto, no hay pruebas definitivas de que la inflamación de la zona de unión periodontal sea consecuencia de los materiales dentales. Se ha utilizado la bolsa periodontal como el lugar donde colocar los materiales que liberan agentes terapéuticos para combatir la enfermedad periodontal. Es probable que esta teoría se amplíe a medida que se fabriquen mejores materiales que liberen agentes terapéuticos.

El *área periapical* del diente es otra interfase entre los materiales y la zona interna del cuerpo (v. fig. 8-1). Normalmente, el ápice del diente es la unión de la pulpa del diente y del hueso alveolar que está debajo de ella (fig. 8-12). Los vasos sanguíneos y nerviosos pasan a través del orificio apical (y en algunas ocasiones por medio de orificios accesorios). Sin embargo, cuando se destruye la pulpa por infección o durante la restauración del diente, se colocan materiales de endodoncia en la pulpa que crean una interfase con el cuerpo a través del ápice del diente. Si el tratamiento endodóncico no se realiza

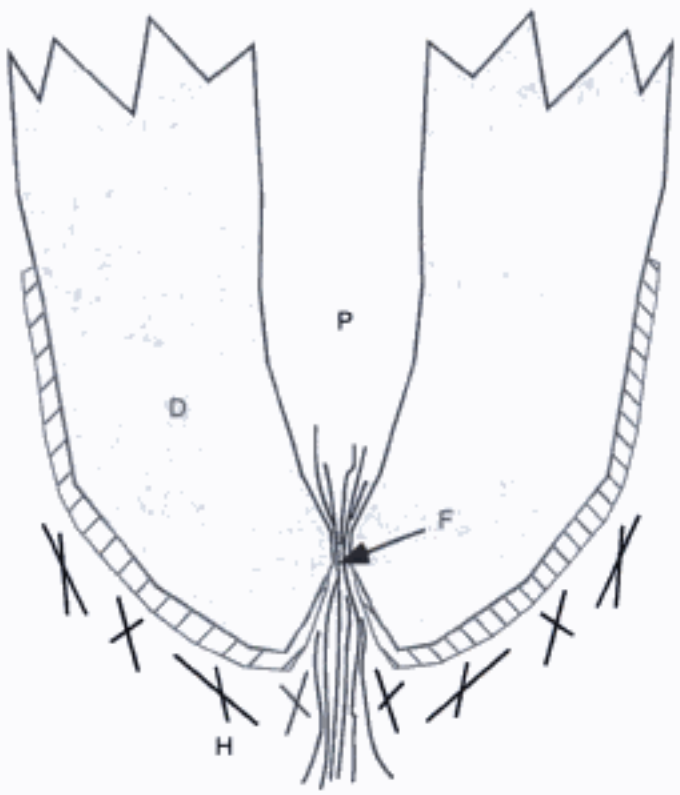


Fig. 8-12 Esquema de la zona periapical del diente. En la raíz del diente, la dentina **(D)** forma el foramen apical **(F)** que permite que pasen nervios y vasos sanguíneos desde el hueso alveolar **(H)** hasta la pulpa **(P)** del diente. Cuando el tratamiento endodóncico reemplaza la pulpa con varios selladores y materiales de obturación, se crea una interfase del biomaterial en la zona periapical. Esta interfase es singular, ya que cualquier liberación de sustancias por parte de los materiales de obturación gana acceso al interior del cuerpo.

adecuadamente, los materiales de obturación pueden ser expulsados del ápice a la zona periapical y pueden provocar otros daños físicos. También es importante considerar la capacidad del material de obturación dental como sellador para evitar la migración de bacterias o productos bacterianos desde la corona del diente hacia el ápice. En el caso de tratamientos endodóncicos que utilizan una técnica retrógrada para sellar el foramen apical, los materiales de obturación estarán en contacto directo con los tejidos periapicales. Deben examinarse detenidamente las respuestas biológicas a estos materiales. Al igual que ocurre con la zona de unión periodontal, la liberación de sustancias por parte de los materiales de obturación dental puede provocar respuestas alrededor del ápice o alterar la reacción del cuerpo a los productos bacterianos que han contaminado la zona. Aún no está clara la delimitación entre las amenazas bacterianas o las creadas por el material. Tampoco se ha estudiado en profundidad la capacidad de los materiales para influir en la respuesta inmunológica del cuerpo en la zona periapical.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuál es la diferencia entre la microfiltración y la nanofiltración? ¿Cómo pueden influir estos procesos en la respuesta biológica a un material?

Interfases biológicas especiales con los materiales dentales

El uso de materiales para la restauración de estructuras dentales dañadas o perdidas crea medios especializados en los que la biocompatibilidad del material es de vital importancia para que la restauración dure. En el apartado anterior se trataron varias zonas especializadas de la anatomía oral, con información sobre su importancia en cuanto a la biocompatibilidad. En esta sección se estudian con más detalle dos interfases especializadas, la *interfase dentina-resina* y la *interfase implante-hueso*, que se toman como ejemplos de cómo les afecta la interacción biológica entre los materiales y el cuerpo.

La *interfase dentina-resina* se crea cuando el dentista une los materiales de restauración de resina a la dentina. La naturaleza de la dentina permite que la matriz mineralizada se disuelva mediante ácidos, preservando la red colágena. Si esta estructura no se colapsa, algo que puede ocurrir si se diseca la dentina, puede fijarse mediante un material que contiene resina y que une mecánicamente la resina y la dentina. El proceso de unión a la dentina es complejo y se discutirá más adelante (v. cap. 14). Sin embargo, la interfase de la resina con la estructura de colágeno influye notablemente en la biocompatibilidad del material.

Si la resina no penetra en la estructura de colágeno, o si no se separa de ella cuando se contrae durante la polimerización, se producirá una separación o hendidura entre la resina y la dentina. Esta contracción puede darse también en el esmalte. A pesar de que esta hendidura mide sólo unos pocos micrones, es lo suficientemente amplia como para permitir que las bacterias y los fluidos orales se filtren hacia el exterior de la pulpa o hacia el interior de la cavidad oral. Esta filtración se ha denominado tradicionalmente *microfiltración* (fig. 8-13). La biocompatibilidad de una restauración se ve alterada por el proceso de filtración, que puede causar una serie de consecuencias indeseables. En primer lugar, puede permitir que las bacterias o los productos bacterianos alcancen la pulpa y provoquen una infección. En segundo lugar, puede producir la ruptura del material. Esta ruptura expone al cuerpo a los productos del material y aumenta el tamaño del hueco, fomentando una mayor filtración. Por último, la filtración puede teñir los márgenes de la restauración haciéndola estéticamente inaceptable y posiblemente haya que reparar o reemplazar el material de restauración. A pesar de que existe una hipótesis según la cual la contaminación bacteriana permite que se reactiven las caries, los estudios recientes de Özer sobre las amalgamas sugieren que las caries secundarias se inician en la superficie externa del esmalte en zonas donde se acumula la placa.

Si la resina penetra, aunque no totalmente, en la red de colágeno de la dentina, se forma una separación mucho menor (en la mayoría de los casos, <0,1 µm) entre la matriz

Material chroniony prawem autorskim

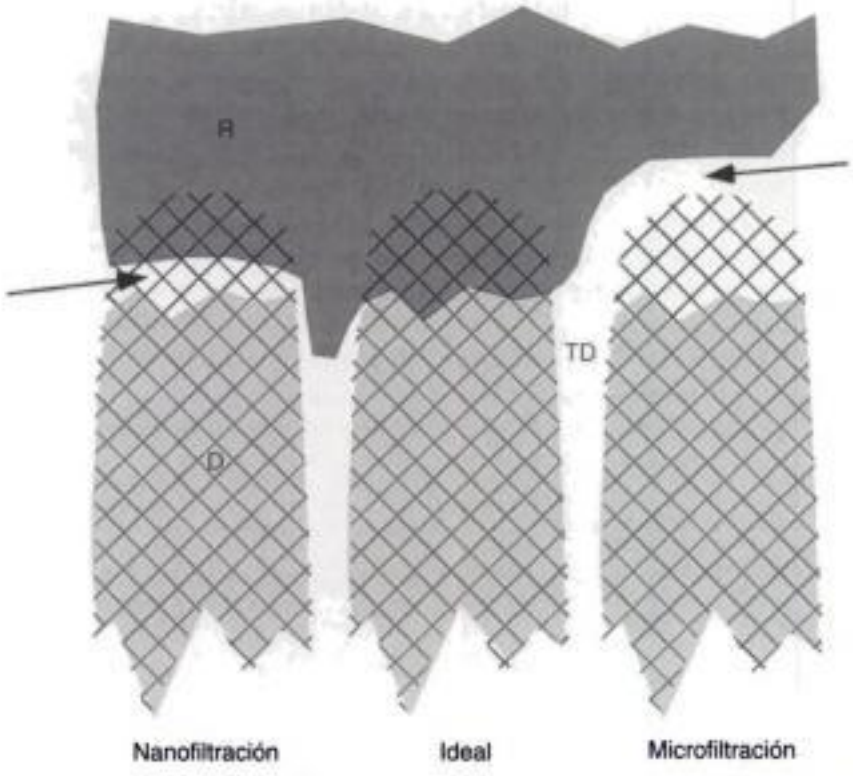


Fig. 8-13 Esquema de los conceptos de microfiltración **(derecha)** y nanofiltración **(izquierda)** al unir las resinas dentales **(R)** a la dentina **(D).** Se ha realizado el grabado ácido de la dentina para la aplicación de la resina, que expone la matriz de colágeno de la dentina **(zona cuadriculada y sin sombrear).** Si la resina no penetra completamente en la red de colágeno (izquierda), se produce un pequeño espacio de comunicación entre los túbulos dentinarios **(TD)** y la parte externa del diente **(flecha, izquierda).** Esta situación se denomina *nanofiltración*. Por otra parte, si la resina no penetra en la red de colágeno, o se despega, entonces el espacio es mucho mayor **(flecha, derecha).** Esta situación se denomina *microfiltración*. En la situación ideal **(centro),** la resina penetra en la red de colágeno para mineralizar la dentina. La nanofiltración y la microfiltración son factores importantes para la biocompatibilidad de los materiales dentales de resina.

mineralizada de la dentina y la capa híbrida de colágeno-resina (v. fig. 8-13). Este hueco mucho menor favorece la *nanofiltración*. A pesar de que ésta no permite que las bacterias o los productos bacterianos penetren en los espacios marginales de la restauración y de la pulpa, es probable que se produzca un intercambio de fluidos que puede degradar la resina o la estructura de colágeno que no se ha fijado totalmente a la resina, y por tanto se reduce la longevidad de la unión dentina-resina. Este proceso de degradación puede aumentar gradualmente el tamaño de la hendidura hasta que comienza la microfiltración. No está clara la función de la nanofiltración, en caso de que tenga alguna, en la respuesta biológica a los materiales. Sin embargo, la mayoría de los dentistas e investigadores afirman que es mejor fijar completamente con la resina una estructura de colágeno y resina expuesta. No suele producirse nanofiltración entre las restauraciones y el esmalte, ya que éste no contiene prácticamente masa orgánica y, por tanto, no tiene una matriz de colágeno en la que pueda embeberse la resina. A pesar de que no está claro si la filtración es un factor importante en la respuesta biológica a los materiales dentales, el dentista debe tener en cuenta la respuesta inmune en la pulpa y en los tejidos periapicales, que se pueden dar independientemente del fenómeno de la filtración.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la diferencia entre la osteointegración y la biointegración?

Material chroniony prawem autorskim

Osteointegración

El uso de implantes dentales endoóseos ha aumentado notablemente a lo largo de la última década. El éxito de estos implantes estriba en la capacidad de los materiales para fomentar la osteointegración y permitir una mayor aproximación del hueso al material (fig. 8-14). Esta interfase puede soportar las fuerzas localizadas sobre ella durante el uso normal del implante (masticación, apretamiento, etc.). La capacidad del material para permitir la osteointegración está íntimamente relacionada con su biocompatibilidad. En odontología, muy pocos materiales permiten la osteointegración. Entre ellos se incluyen: 1) el titanio puro comercializado, 2) las aleaciones de titanio-aluminio-vanadio, 3) el tantalio y 4) varios tipos de cerámicas. Los materiales que permiten la osteointegración tienen tasas de degradación muy bajas y tienden a formar óxidos superficiales que fomentan la aproximación ósea. Se desconocen los mecanismos por los cuales estos óxidos fomentan o permiten la formación ósea sin que intervengan tejidos fibrosos. Algunos materiales, como las denominadas vitrocerámicas biocompatibles, promueven la integración entre el hueso y el material sin que haya un espacio de intervención. Cuando se produce esta integración, se dice que el material está *biointegrado* con el hueso. La **biointegración** parece necesitar la degradación de la cerámica para promover la formación de hueso, a pesar de que no están muy claras aún las reacciones específicas que tienen lugar. No se ha establecido una preferencia de la oseointegración frente a la biointegración. Al igual que ocurre con todos los fenómenos de biocompatibilidad, la oseointegración y la biointegración son procesos dinámicos que pueden verse alterados por los cambios del huésped, por la fatiga de los materiales o por la función del implante. También es importante comprender que ni la oseointegración ni la biointegración reproducen la conexión ligamentosa entre la raíz dental y el hueso alveolar (v. fig. 8-11).

El sistema inmune oral

Tal como explicamos antes, el sistema inmune desempeña un papel importante en la respuesta biológica a cualquier material. En la cavidad oral, el sistema inmune parece comportarse de manera distinta en el epitelio oral y en el tejido conjuntivo que en

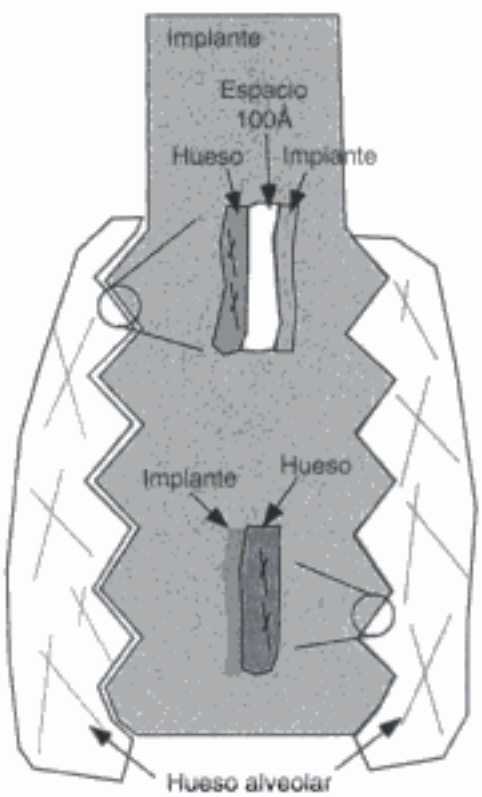


Fig. 8-14 Gráfica que ilustra los conceptos de osteointegración y biointegración. Si se coloca un implante endoóseo en el hueso alveolar, la respuesta ósea puede ser de uno o tres tipos. Puede no aproximarse al implante en absoluto, por lo que se produce la encapsulación del tejido conjuntivo del implante. En este caso, el implante fracasa y se debe retirar. El hueso se puede aproximar al implante **(izquierda),** por lo que el implante está *osteointegrado*. Un estudio detallado **(derecha)** muestra que el hueso se aproxima hasta 100 Å del hueso sin que haya tejido conjuntivo entre el hueso y el implante. Por último, el hueso puede fusionarse **(derecha)** con el implante, por lo que está *biointegrado*. En este caso, hay un gradiente desde el material al hueso **(derecha, recuadro)** sin espacio. El resultado de la implantación depende de la biocompatibilidad del material empleado, de la anatomía y fisiología del paciente y de la técnica usada para colocar el implante. La corrosión del material también es crítica para estas respuestas biológicas. El capítulo 23 contiene información adicional sobre los implantes.

Material chroniony prawem autorskim

el resto del cuerpo, y las respuestas biológicas de la boca ante algunos materiales no siempre son paralelas a las que se observan en otras zonas. Los estudios realizados con conejillos de indias han demostrado que la exposición oral a ciertos metales alergénicos, como el cromo o el níquel, pueden inducir la tolerancia inmunológica a estos metales. Sin embargo, en algunos casos, si la exposición inicial tiene lugar en otras zonas (incluido el tracto gastrointestinal), se genera una alergia. Se desconocen los mecanismos que controlan la tolerancia frente a la alergia de los materiales dentales, al igual que la probabilidad de que se produzcan estos tipos de reacciones en humanos. Sin embargo, es importante recordar que la cavidad oral no siempre es equivalente en estructura o función a otras zonas del cuerpo y que estas diferencias pueden variar la respuesta biológica a los materiales.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué factores pueden influir en la manera de probar la biocompatibilidad de un material dental?

MEDICIÓN DE LA BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS MATERIALES

Definición del uso de un material

La función o uso de un material en el cuerpo influye notablemente en la naturaleza de la respuesta biológica que provoca. Hay varios factores que deben tenerse en cuenta al intentar medir la respuesta biológica. En primer lugar, la ubicación del material es importante para la respuesta biológica global. El material ¿estará rodeado de tejido blando o mineralizado?, ¿será externo al epitelio oral?, ¿o se comunicará a través del epitelio como un implante endoóseo?, ¿estará el material expuesto directamente al hueso, al fluido tisular, a la sangre y a la saliva?, ¿o existirá algún tipo de barrera, como la dentina o el esmalte entre el material y las células vivas? Estos factores desempeñarán un papel importante en la respuesta biológica al material. En general, los materiales que se comunican a través del epitelio o que se encuentran debajo de él deberán estar más controlados a la hora de determinar la respuesta biológica que aquellos materiales que no penetran en el epitelio. Igualmente, los materiales que penetran en el esmalte deberán estar más controlados que los que no penetran en él.

La duración del material en el cuerpo es importante para la respuesta biológica. Materiales tales como los de impresión, que sólo están en boca entre 4 y 6 minutos, pueden provocar una respuesta biológica distinta de la de los materiales que durarán aproximadamente 10 años. Por ejemplo, un material de impresión que se encuentra en la boca durante unos minutos tendrá tiempo de provocar una reacción alérgica en una persona alérgica, pero su corta estancia en la boca limitará cualquier efecto tóxico o mutagénico. Un aro de cobre empleado como matriz para una amalgama no inducirá una respuesta biológica que se pueda detectar cuando sólo se utiliza entre 5 y 10 minutos, pero puede provocar una inflamación gingival grave si se deja varias semanas. La duración del material en la boca es un factor importante, ya que algunos efectos interactivos entre el cuerpo y el material tardan en desarrollarse. En general, se exigen las pruebas más estrictas para medir la biocompatibilidad de los materiales que se utilizarán durante mucho tiempo. La larga duración le da al material el tiempo suficiente para afectar al cuerpo, así como al cuerpo para afectar al material de maneras muy complejas.

Finalmente, son importantes las fuerzas aplicadas sobre el material para la respuesta biológica. Estas fuerzas o tensiones pueden ser de naturaleza física, química o térmica. Por ejemplo, un material puede tener un comportamiento pobre si es demasiado débil y/o blando y si se deforma o desgasta a causa de las fuerzas de oclusión. Puede tener una reacción desfavorable ante las proteínas de la saliva y degradarse demasiado, o puede hacerse demasiado flexible a temperatura oral y fallar o aumentar la posibilidad de ruptura.

Material chroniony prawem autorskim

Deben tenerse en cuenta las fuerzas de fatiga a corto y largo plazo a la hora de estudiar los efectos de dichas fuerzas sobre el comportamiento biológico del material.

PREGUNTAS CLAVE

¿Existe una única prueba que pueda medir la biocompatibilidad? ¿Por qué, o por qué no? ¿A que se considera «norma de oro»?

Tipos de pruebas: ventajas y desventajas

Existen tres tipos básicos de pruebas empleadas para medir la biocompatibilidad de los materiales dentales: la prueba in vitro, la prueba en animales y la prueba de uso que se realiza con animales o con humanos. Cada una de ellas tiene ventajas y desventajas y se utilizan, hasta cierto punto, para evaluar el material antes de su venta al público. Hay que tener en cuenta que ninguna prueba puede determinar con exactitud la respuesta biológica a un material y que existen controversias considerables sobre la combinación apropiada de estos tres tipos de pruebas. En este apartado explicamos con detalle cada una de estas pruebas fundamentales.

Las *pruebas in vitro* se realizan fuera del organismo (v. fig. 8-2). Históricamente, estas pruebas han sido utilizadas como las primeras pruebas de evaluación de un material nuevo. Se pueden realizar en un tubo de ensayo, en una bandeja de cultivo celular, en una mufla o en otro recipiente, pero siempre fuera de un organismo intacto. En cualquier caso, el material o el extracto del material se pone en contacto con algún sistema biológico. El sistema biológico puede consistir en células de mamíferos, en organelas celulares, tejidos, bacterias o algún tipo de enzima. El contacto entre el sistema biológico y el material puede ser directo o indirecto. El contacto directo implica la exposición directa de un material o de un extracto del material al sistema biológico, mientras que el contacto indirecto se produce a través de una barrera de algún tipo, como el agar, un filtro de membrana o la dentina. Las pruebas in vitro se pueden subdividir en pruebas que miden la muerte o el crecimiento celular, en las que determinan la función celular y en las que evalúan la integridad del material genético de la célula. Sin embargo, no existen límites claros entre estas categorías. Por ejemplo, un material que suprime el crecimiento celular puede hacerlo alterando el ADN celular o inhibiendo alguna enzima clave necesaria para la división.

Las pruebas in vitro tienen varias ventajas en comparación con las pruebas en animales o las pruebas de uso. Son relativamente rápidas, baratas y fácilmente estandarizadas. Además, se pueden utilizar para estudios a gran escala, que pueden ser tanto pruebas en animales como de uso. Se pueden controlar las condiciones necesarias para estas pruebas con el fin de proporcionar el mayor rigor científico. La gran desventaja de estas pruebas es la poca importancia que pueden tener en cuanto al uso del material in vivo. Por ejemplo, una prueba que mide la citotoxicidad de un material en un cultivo celular de osteoblastos puede no ser relevante para la condición bucal, ya que el material nunca está en contacto con los osteoblastos in vivo. El medio in vitro tampoco cuenta con la compleja coordinación de los sistemas que existen en un organismo, entre los que se encuentran el sistema inmune, el sistema inflamatorio y el circulatorio.

Las *pruebas en animales* ponen en contacto un material con un organismo intacto de algún tipo (v. fig. 8-3). Los animales que más se utilizan en este tipo de pruebas son los ratones, las ratas, los hámster, los hurones o los conejillos de indias, aunque también se han utilizado otro tipo de animales, entre los que se incluyen ovejas, monos, babuinos, cerdos, perros y gatos. Los estudios de la pulpa y las pruebas en animales son diferentes de las pruebas in vitro. En éstas se utiliza un animal intacto en vez de células o tejidos de un animal. Las pruebas en animales son distintas de las pruebas de uso, ya que las primeras exponen el animal al material sin tener en cuenta el uso final que se dará al material. Por ejemplo, se puede probar la toxicidad sistémica de una amalgama dental desgastándola y dándosela

Material chroniony prawem autorskim

a un animal, a pesar de que esta exposición es menos relevante para el uso clínico de la amalgama. Las pruebas en animales también se pueden subdividir en varios grupos, entre los que se incluyen la toxicidad sistémica a corto y largo plazo, la exposición a membranas intactas o dañadas y la **sensibilización** inmune o la respuesta ósea. También existen pruebas en animales sobre la mutagenicidad, la carcinogenicidad y otras situaciones especiales.

Independientemente del tipo de prueba empleado, la ventaja de las pruebas en animales es su capacidad para permitir que un sistema biológico intacto responda a un material. El material puede interactuar con muchos sistemas biológicos complejos del animal, por lo que se puede medir una respuesta biológica más completa. Sin embargo, las pruebas en animales son caras y difíciles de controlar, y pueden tardar varios meses o incluso años en completarse, dependiendo de las especies empleadas. Estas pruebas son controvertidas debido a cuestiones éticas sobre el tratamiento que se le da al animal. Además, en ocasiones se suele cuestionar la relevancia de una prueba en animales, debido a diversas cuestiones como la capacidad de cualquier especie animal para representar adecuadamente a la especie humana. A pesar de estas desventajas, las pruebas en animales proporcionan un puente importante entre el medio in vitro y el uso clínico del material, y es posible que se utilicen en el futuro próximo.

Las *pruebas de uso* se realizan con animales o con personas. El material debe colocarse en un medio clínicamente relevante para su uso en la práctica. Si la prueba se realiza en personas, se denomina *ensayo clínico* en vez de prueba de uso. La elección de animales para estas pruebas está más limitada que en aquéllas que se realizan específicamente con animales, ya que no se pueden emplear todas las especies para todas las situaciones clínicas, en ocasiones debido al tamaño o a la anatomía de diversas especies. Por tanto, es más probable que estas pruebas se realicen en animales grandes, cuya anatomía es más similar a la de una persona. Por definición, estas pruebas son potencialmente importantes para la práctica clínica. Sin embargo, su importancia depende directamente de la calidad con que la prueba imita el uso clínico de un material en cuanto a tiempo, zona, medio clínico y técnica de colocación. Por tanto, el ensayo clínico en humanos es la «norma de oro» de las pruebas de uso y es la norma por la cual se evalúan las pruebas realizadas in vitro y en animales.

Este tipo de pruebas de uso también tiene una serie de desventajas. Son extremadamente complejas y difíciles de llevar a cabo en términos de control experimental e interpretación. Son excepcionalmente caras; en ocasiones se necesitan miles de dólares para un único caso. Si se utilizan personas, deben contar con la aprobación legal del Comité Institucional de Revisión para realizar ensayos clínicos. El tiempo necesario para realizar estas pruebas puede ser desde varios meses hasta años, si se quieren obtener datos sobre el funcionamiento a largo plazo del material. Finalmente, las pruebas que se realizan en humanos incluyen muchas responsabilidades y asuntos legales que no se consideran en las pruebas realizadas en animales o in vitro.

PREGUNTA CLAVE

En el caso de que le presentaran un material nuevo, que nunca ha sido utilizado en un ser humano, ¿cómo decidiría si es un material dental de restauración seguro?

¿Cómo se emplean de forma conjunta las pruebas para medir la biocompatibilidad?

En general, no se utiliza una única prueba para evaluar la biocompatibilidad de un material nuevo. Normalmente se combinan las pruebas in vitro, las pruebas con animales y las pruebas de uso. Sin embargo, el papel de cada una de estas pruebas básicas en el esquema general de las pruebas es muy controvertido y todavía se está desarrollando. En general se reconocen tres fases a la hora de probar un biomaterial nuevo: *primaria, secundaria* y *uso*. A primera vista, estas fases pueden parecer redundantes, de acuerdo con las categorías de pruebas in vitro, en animales y de uso que explicamos en el apartado anterior. Sin embar-

Material chroniony prawem autorskim

go, existen algunas diferencias, que se harán más evidentes a medida que se desarrollen en el futuro nuevas pruebas para medir la biocompatibilidad. Las *pruebas primarias* se realizan en un principio a la hora de probar un material nuevo; en ocasiones son pruebas in vitro. Por ejemplo, las primeras pruebas primarias que se realizan para evaluar una aleación para colado son a veces pruebas in vitro de citotoxicidad y mutagenicidad. Sin embargo, las pruebas primarias pueden incluir algunas pruebas en animales para medir la toxicidad sistémica. La mayoría de las *pruebas secundarias* se realizan en animales. Por ejemplo, para observar la respuesta inmune se realizan pruebas para medir la irritación dérmica, la toxicidad crónica o la respuesta a los implantes. Las pruebas secundarias estudian otros factores más allá de la toxicidad o la mutagenicidad, como la alergia, la inflamación y otras respuestas biológicas crónicas y no letales. Sin embargo, se están creando nuevas pruebas in vitro más sofisticadas para medir la inflamación, la **estrogenicidad,** los efectos superficiales y la osteoinducción, que también son de naturaleza secundaria. La *fase de uso* es la misma que explicamos anteriormente, ya que el material se debe estudiar en una situación relevante para la práctica clínica.

Las pruebas realizadas a un material nuevo constituyen una progresión lineal desde las pruebas primarias hasta las secundarias y las de uso (fig. 8-15). En primer lugar se realizan las pruebas primarias, y sólo aquellos materiales que «pasan» estas pruebas son sometidos a las secundarias. Del mismo modo, tan sólo aquellos materiales que obtienen resultados favorables en las pruebas secundarias son sometidos a las pruebas de uso. Este paradigma empleado en las pruebas se representa con un triángulo. La mayoría de los materiales (representados por la parte inferior del triángulo) son evaluados en la primera fase. Los que superan esta fase son evaluados en la segunda fase. Un número mucho menor de materiales alcanzan la fase de pruebas de uso. Según este principio, este paradigma lineal parece ser la manera más eficaz y rentable de presentar al público los nuevos materiales, de la forma más segura. Hoy en día, este paradigma lineal se sigue empleando en las pruebas de biocompatibilidad. Sin embargo, en las últimas décadas se ha cuestionado la exactitud de las pruebas primarias y secundarias, poniendo en duda la validez de este paradigma lineal.

A finales de la década de 1970 y principios de la década de 1980, se publicaron varios estudios de Mjör y cols. (1977) que comparaban las pruebas in vitro, en animales y de uso empleadas para evaluar los materiales utilizados en odontología durante muchos años. Los resultados (tabla 8-1) demostraron que las pruebas in vitro y en animales no predecían necesariamente los resultados de las pruebas de uso ni las experiencias clínicas exitosas que se lograron con el material. También demostraron muy poca correlación

Fig. 8-15 Esquema de la progresión clásica de las pruebas de biocompatibilidad para la evaluación de un material nuevo. El número de materiales evaluados está representado por el ancho del triángulo. Por tanto, todos los materiales serán evaluados con pruebas primarias, aunque no todos obtendrán las respuestas favorables suficientes como para ser evaluados con pruebas secundarias. Del mismo modo, sólo los materiales que obtienen reacciones favorables en las pruebas secundarias serán evaluados con pruebas de uso.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 8-1 **Comparación de los resultados de las pruebas con animales y las pruebas in vitro con los datos de las pruebas de uso de tres materiales dentales**

Material de restauración	Prueba in vitro	Prueba con animales	Prueba clínica
Cemento de silicio	1+	1+	2+
Composite de resina	2+	2+	1+
Cemento de óxido de zinc-eugenol (OZE)	3+	1+	0

0–3+ indica el grado de reacción al material; el 0 indica que no hay respuesta adversa y el 3+ que hay una respuesta grave.
Adaptada de Mjör IA, Hensten-Pettersen A y Skogedal O: *Int Dent J* 27:127, 1977.

entre las pruebas in vitro. Los autores de estos estudios cuestionaron la utilidad de las pruebas realizadas in vitro y en animales para las fases primaria y secundaria de las pruebas. Uno de los materiales empleados en estas pruebas fue el cemento de óxido de zinc-eugenol (OZE). Cuando se evaluó en contacto directo con un cultivo celular, este cemento mató cada célula del cultivo; sin embargo, en la práctica este cemento se ha empleado durante muchos años, sin que haya pruebas de daño pulpar. Esta paradoja dio lugar a que el diseño de las pruebas in vitro fuera lo más apropiado posible para su uso in vivo. En el caso del cemento de óxido de zinc-eugenol, el uso in vitro de una barrera de dentina entre el cemento y las células demostró que la dentina protegía a las células de la mayoría de los efectos tóxicos del cemento y compaginó mejor los resultados de las pruebas in vitro con la experiencia clínica. Hasta que Hume y Hanks, entre otros, realizaron estos estudios, se habían hecho varios intentos para garantizar la importancia clínica de las pruebas in vitro. Hoy en día, esta aplicabilidad es un prerrequisito para que las pruebas in vitro y, hasta cierto punto, las pruebas realizadas en animales, sean adecuadas.

La labor de Mjör y cols. (1977) también supuso un desafío para este paradigma lineal de prueba. El paradigma lineal se basa en la exactitud de las pruebas primarias. Si éstas son demasiado estrictas, los materiales potencialmente buenos se descartan. Si son demasiado intensas, los materiales con poca aplicación clínica pasarán a la siguiente fase de prueba, lo que supone someter a los animales y a los humanos a riesgos innecesarios, así como una pérdida de tiempo y dinero. A pesar de que hoy en día este paradigma lineal se mantiene dentro de las normas y de las agencias de regulación, la mayoría de los investigadores han adoptado otros paradigmas (fig. 8-16). En estos paradigmas alternativos se mantiene el paradigma lineal básico, aunque también se tiene en cuenta la necesidad de considerar un método no lineal. Por ejemplo, se puede probar un material empleando las pruebas primarias tradicionales y posteriormente las pruebas secundarias y de uso, aunque las pruebas primarias pueden ser necesarias en una fase posterior para resolver las dudas que surgieron en una prueba clínica previa. Estas dudas pueden no haber surgido hasta que se ha realizado la prueba clínica, y el medio in vitro puede ser el único que cuenta con los controles experimentales suficientes para resolver estas cuestiones. Es probable que los paradigmas no lineales, como los que muestra la figura 8-16, se conviertan en los paradigmas estándar, sobre todo a medida que se conocen las reacciones entre el material y las células en los niveles moleculares.

Estándares: ventajas y desventajas

A pesar de que los primeros intentos por desarrollar pruebas estandarizadas sobre la biocompatibilidad de los materiales se realizaron en 1933, no fue hasta 1972 cuando el Consejo sobre Materiales Dentales, Instrumentos y Equipamiento (posteriormente denominado Consejo de Asuntos Científicos) del Instituto Estadounidense de Estándares/American Dental Association (ANSI/ADA) aprobó el Documento n.° 41 sobre las Prácticas estándar recomendadas para la evaluación biológica de los materiales dentales.

Material chroniony prawem autorskim

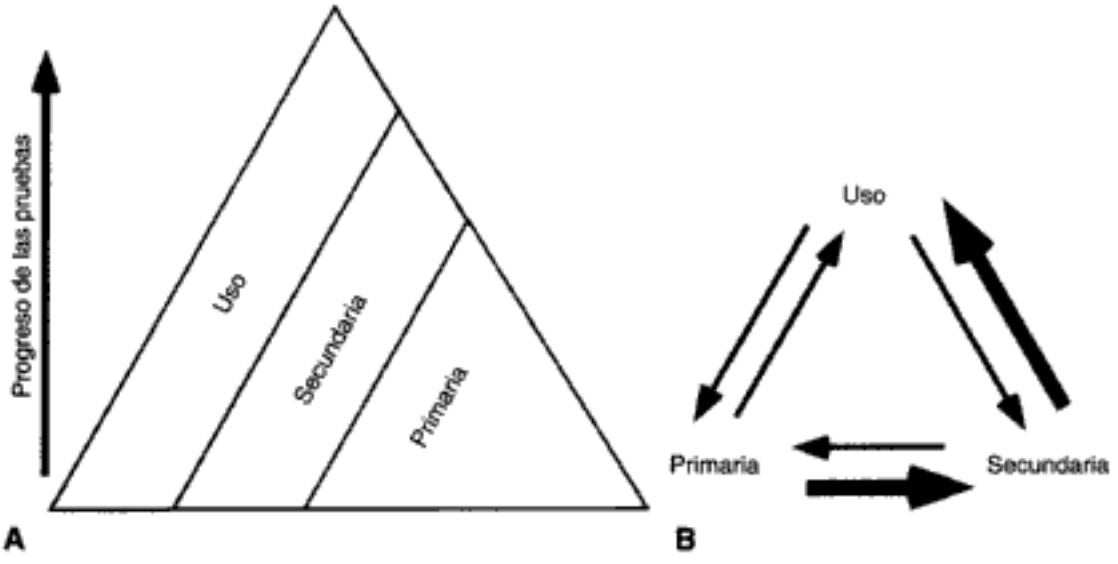


Fig. 8-16 Gráfica que muestra varios esquemas nuevos sobre la progresión de las pruebas de biocompatibilidad para la evaluación de un material nuevo. **A,** Las tres pruebas se deben realizar en un principio, pero a medida que progresan las pruebas, predominan las de uso. **B,** La progresión más común es desde las pruebas primarias a las secundarias, y de éstas a las de uso (**flechas oscuras**), aunque se puede realizar cualquier prueba en cualquier momento durante el desarrollo de un material, dependiendo de los problemas que vayan surgiendo. Estos esquemas alternativos reconocen la complejidad de las pruebas de biocompatibilidad, así como la necesidad de evitar la estructura rígida de la figura 8-15.

Hasta cierto punto, este documento se creó como respuesta a un movimiento del Congreso de Estados Unidos que solicitaba la evaluación biológica de todos los dispositivos médicos. Este movimiento se formalizó con la aprobación de la Ley sobre los Dispositivos Médicos de 1976. Un aspecto importante es que los materiales dentales de restauración son considerados dispositivos, a diferencia de los medicamentos. Según la Food and Drug Administration (FDA), los dispositivos se someten a una evaluación menos rigurosa que los medicamentos, que deben ser seguros y eficaces. En el caso de los dispositivos, sólo hay que demostrar que sean seguros.

Documento n.º 41 de la ANSI/ADA

El documento original n.º 41 de la ANSI/ADA sobre la evaluación biológica de los materiales dentales (publicado en 1972) se actualizó en 1982, con la inclusión de las pruebas sobre mutagenicidad. Esta especificación utiliza el paradigma lineal para la evaluación de materiales y clasifica las pruebas en iniciales, secundarias y pruebas de uso. Las pruebas iniciales incluyen los ensayos in vitro sobre citotoxicidad, la lisis de la membrana de los glóbulos rojos, la mutagénesis y la carcinogénesis, así como las pruebas realizadas en animales sobre la toxicidad sistémica por ingestión oral. Las pruebas secundarias incluyen las pruebas en animales sobre las respuestas inflamatorias o inmunes. Las pruebas de uso incluyen las pruebas sobre la respuesta pulpar y ósea. No se especifican las pruebas necesarias para un material dado, sino que el fabricante selecciona las pruebas y defiende la elección ante la ANSI/ADA y posteriormente ante la FDA cuando solicitan la aprobación del material. Actualmente se está revisando el documento n.º 41, aunque la revisión aún no se ha completado, por lo que la versión de 1982 sigue estando en vigor. El documento está disponible en el Consejo de Asuntos Científicos de la American Dental Association (www.ada.org), 211 E. Chicago Avenue, Chicago, IL 60611 o en el American National Standards Institute (www.ansi.org) 1819 L Street NW, Washington, DC 20036.

Norma ISO 10993

El documento de la ISO 10993 es la norma internacional sobre la evaluación de la biocompatibilidad de los materiales. A diferencia del documento n.º 41 de la ANSI/ADA, la

Material chroniony prawem autorskim

norma ISO 10993 no se limita a los materiales dentales. Este documento se publicó por primera vez en 1992, aunque periódicamente se actualizan versiones modificadas. En 2002, la norma ISO 10993 constaba de 16 partes, cada una de las cuales hacía referencia a un área distinta de las pruebas biológicas. Por ejemplo, la parte 3 se centra en la genotoxicidad, en la carcinogenicidad y en la toxicidad reproductiva, mientras que la parte 4 aborda las pruebas sobre los materiales que interactúan con la sangre. En la norma se tratan dos tipos de pruebas: las pruebas iniciales sobre citotoxicidad, sensibilización y toxicidad sistémica, y las pruebas suplementarias sobre toxicidad crónica, carcinogenicidad y biodegradación. Además, se hace referencia a algunas pruebas especializadas sobre los dispositivos, como la prueba de la barrera de dentina para los materiales dentales de restauración. Las pruebas iniciales se pueden realizar in vitro o con animales, mientras que las suplementarias se realizan en animales o personas. En esta norma, las pruebas de uso forman parte de las suplementarias. Al igual que ocurre con la norma ANSI/ADA, la selección de pruebas recae en el fabricante, quien debe defender su elección para solicitar la aprobación. En la parte 1 del documento se ofrecen sugerencias para la elección de la prueba (tabla 8-2); estas sugerencias se basan en el tiempo durante el cual el material estará presente, en si entrará en contacto con la superficie del cuerpo, con la sangre o con el hueso, y en si comunicará con el exterior una vez colocado internamente. La versión actual en vigor está disponible en la ISO (www.iso.ch), Case Postate 56, CH-1211, Ginebra 20, Suiza, con referencia a la ISO 10993-1:1992 (E).

La normalización de las pruebas de biocompatibilidad de los materiales dentales ha supuesto un gran apoyo para el estudio de la biocompatibilidad, así como para proteger al público. Debido a que la naturaleza de las pruebas biológicas comprende innumerables variables, es crítica la estandarización para la comparación neutral de los resultados de distintos estudios. En este sentido, las normas o estándares son muy importantes. Sin embargo, las normas también tienen desventajas. La mayoría de ellas no pueden seguir el ritmo al que se desarrolla la nueva información científica, como el rápido avance de las técnicas biológicas celulares y moleculares. Por su naturaleza, las normas representan un compromiso entre los fabricantes, los académicos y los usuarios; por tanto, tienden a desarrollarse muy lentamente. Además, las normas deben tener una naturaleza arbitraria, porque deben asignar unos límites para la aceptación, aunque es raro que existan buenas pruebas científicas para seleccionar estos límites de manera racional. Las personas responsables de evaluar las pruebas deben reconocer el impacto económico que éstas tienen en los fabricantes y en los dentistas, y también deben tener en cuenta la poca disponibilidad de ciertas técnicas a escala global. Sin embargo, a pesar de sus defectos, las normas sobre evaluación biológica son deseables y necesarias tanto para los científicos y fabricantes como para los pacientes.

PREGUNTA CLAVE

Cite ejemplos sobre la consideración especial que requieren las propiedades biológicas de varios materiales empleados en aplicaciones odontológicas para garantizar su seguridad biológica.

ASPECTOS COMUNES SOBRE BIOCOMPATIBILIDAD EN ODONTOLOGÍA

Látex

La exposición al látex procede de varias fuentes, entre las que se incluyen los balones de juguete, los condones, los gorros de natación, los guantes de limpieza, las gomas para el pelo, los elásticos de la ropa, el calzado, los diafragmas cervicales y las bolsas de agua caliente. El uso del dique de goma de látex es de gran importancia en odontología. A principios de la década de 1980, cuando se hizo conocido el virus del SIDA, el personal dental comenzó a usar guantes de goma con más frecuencia para reducir el riesgo de transmisión de la enfermedad. Desde entonces, la incidencia de las reacciones de hipersensibilidad al látex aumentaron notablemente. En 1991, la FDA estimó que aproximadamente entre el 6 y el 7%

Tabla 8-2 Métodos de prueba para la evaluación preclínica de los dispositivos médicos empleados en odontología

		Grupo I Pruebas primarias (iniciales)				Grupo II Pruebas secundarias							Grupo III Pruebas preclínicas de uso		
Naturaleza del contacto	**Duración del contacto**	**Pruebas de citotoxicidad ISO XXXX Cláusulas 6, 7**	**Pruebas de citotoxicidad ISO 10993-5**	**Pruebas de citotoxicidad ISO XXXX Anexo A**	**Prueba de genotoxicidad ISO 10993-3 Cláusula 4**	**Toxicidad sistémica aguda Aplicación oral ISO 10993-11 Cláusula 6.5.1**	**Toxicidad sistémica aguda Aplicación oral por inhalación ISO 10993-11 Cláusula 6.5.3**	**Toxicidad sistémica subcrónica Aplicación oral ISO 10993-11 Cláusula 6.7.1**	**Irritación de la piel y reactividad intracutánea ISO 10993-10 Cláusulas 5.2, 5.4**	**Sensibilización ISO 10993-10 Cláusulas 6.2, 6.3**	**Toxicidad sistémica subcrónica Aplicación por inhalación ISO 10993-11 Cláusula 6.7.3**	**Efectos locales tras la implantación ISO 10993-6 Cláusulas 4, 5, 6**	**Prueba de uso de la pulpa y la dentina ISO XXXX Cláusula 8**	**Prueba de recubrimiento de la pulpa y pulpectomía ISO XXXX Cláusula 9**	**Prueba de uso endodóncico ISO XXXX Cláusula 10**
Dispositivos de contacto superficial	≤24 horas	X	X				X		X	X					
	24 horas a 30 días	X	X				X	X	X	X	X	X			
	>30 días	X	X		X		X	X	X	X	X				
Dispositivos de comunicación externa	≤24 horas	X	X	X			X		X	X					
	24 horas a 30 días	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X	X	X	X
	>30 días	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Implantes	≤24 horas	X	X						X	X				X	X
	24 horas a 30 días	X	X		X			X	X	X		X		X	X
	>30 días	X	X		X		X	X	X		X			X	X

Las X en las columnas indican que se deben considerar las pruebas para su uso. El título ISO XXXX indica que el número oficial será designado cuando la ISO dé su aprobación.

Este proyecto de norma internacional fue creado por el Comité Técnico de la ISO. El Instituto Estadounidense de Estándares (ANSI), miembro estadounidense de la ISO, participa en este programa técnico y administra los secretariados de varios comités técnicos y de subgrupos. El ANSI también es un agente de ventas exclusivo de la ISO en EE.UU. para todas las normas ISO, proyectos de normas internacionales y proyectos del Comité. La empresa W.B. Saunders, mediante un acuerdo con ANSI, distribuye el extracto de este proyecto de norma internacional.

No es una norma internacional aprobada por ISO. Ha sido distribuida para ser revisada y comentada, y puede modificarse durante este proceso. Está sujeta a cambios sin previo aviso y puede no considerarse una norma internacional o norma ISO hasta que se publique como tal.

Copyright de la ISO. No se puede copiar ni reproducir en forma alguna ninguna parte de esta publicación, sin el consentimiento previo por escrito del ANSI. 11 West 42nd Street, Nueva York, NY 10036, que controla los derechos de reproducción en EE.UU.

Material chroniony prawem autorskim

del personal quirúrgico era alérgico al látex. Las encuestas realizadas a los profesionales dentales han demostrado que el 42% tienen reacciones adversas a los materiales ocupacionales, la mayoría de las cuales están relacionadas con dermatosis en las manos y en los dedos. Las reacciones adversas en el 3,7% de los pacientes adultos y en el 5,7% de los niños se relacionaron con el uso de guantes de látex. Sin embargo, tan sólo el 8,8% de los pacientes adultos que tuvieron reacciones de hipersensibilidad usaban guantes de látex para trabajar. Por tanto, la hipersensibilidad al látex es un problema que afecta tanto al personal dental como a los pacientes, y cuyo interés va en aumento.

La hipersensibilidad a los productos que contienen látex puede representar una verdadera alergia al látex o una reacción frente a los aceleradores y antioxidantes que se emplean en la fabricación del mismo. Las reacciones al látex varían desde sarpullidos localizados e hinchazón hasta dificultad para respirar y anafilaxis. La dermatitis en las manos (eczema) es la reacción adversa más común. La existencia de eczemas y alergias son factores importantes, y la repetida exposición –así como la duración de la misma– desempeñan un papel importante en la intensidad de la respuesta. Las reacciones alérgicas sistémicas más serias se producen cuando los productos que contienen látex, como los guantes y los diques de goma, se ponen en contacto con las membranas mucosas. Estas exposiciones pueden dar lugar a edema anginoneurótico, dolor de pecho y un sarpullido en el cuello y en el pecho de las personas muy alérgicas. También se han diagnosticado reacciones asmáticas y otras reacciones respiratorias al estar en contacto con componentes del látex que se liberan al aire y que son transportados en el polvo que recubre muchos productos de látex.

La fabricación del látex ha hecho que sea difícil identificar de los alergenos específicos de las proteínas. Los productos de látex natural se fabrican a partir de la savia blanca y lechosa de unos árboles que crecen en zonas tropicales. A esta savia se le añade amoniaco para conservarla; sin embargo, al mismo tiempo, el amoniaco hidroliza y degrada las proteínas de la savia para producir alergenos. La vulcanización es el proceso por el cual el látex líquido se endurece y se convierte en una goma, empleando compuestos de azufre y calor. Estos compuestos químicos pueden ser alergénicos en sí mismos, y en ocasiones están presentes, en cierto grado, en el producto final. El proceso de fabricación final lixivia los alergenos de los productos de goma al remojarlos en agua caliente. El agua se cambia varias veces para reducir la concentración de alergenos; sin embargo, el lixiviado lleva otros alergenos a la superficie y desafortunadamente sitúa las concentraciones más altas cerca de la piel del usuario. Por tanto, la alergenicidad de un determinado lote de látex dependerá en gran medida de la manera en que se recogió, conservó y fabricó. El látex sintético también está disponible, aunque tiene problemas similares, exceptuando el hecho de que no existen las proteínas que se forman naturalmente ni los productos para su degradación.

Níquel

El níquel es un componente común de muchas aleaciones dentales, incluidas las que se usan en coronas, prótesis parciales fijas y removibles y algunos aparatos de ortodoncia. El níquel se utiliza también en muchos tipos de limas de endodoncia, a pesar de que el tiempo de exposición en este caso es mucho menor. El uso de aleaciones con base de níquel para tratamientos de prostodoncia fija en EE.UU. ha aumentado notablemente a los largo de los últimos 20 años y actualmente representa entre el 30 y el 50% del mercado. Durante muchos años, el uso de níquel en aleaciones dentales ha sido un tema controvertido, debido a las propiedades biológicas de los iones y los compuestos de níquel.

El níquel es el metal más alérgico que se conoce, con una incidencia del 10 al 20%, dependiendo del estudio. La hipersensibilidad al níquel es más común en las mujeres, posiblemente debido al uso de joyas, lo que supone una exposición alta, aunque la incidencia en hombres está aumentando. Están bien documentadas las reacciones a las aleaciones dentales que contienen níquel y pueden ser bastante graves en personas sensibles. Es posible que no se hayan estudiado estas reacciones en profundidad, ya que en ocasiones, las reacciones son poco llamativas y pueden parecer una inflamación periodontal (v. fig. 8-6), aunque principalmente se dan fuera de la boca.

Material chroniony prawem autorskim

No todas las personas alérgicas al níquel reaccionarán al níquel colocado intraoralmente, y hoy en día no es posible predecir quién reaccionará. Debido a que la frecuencia de alergia al níquel es alta, es posible que las personas se vuelvan sensibles al níquel después de colocar en su boca aleaciones que lo contengan. Algunos estudios realizados con conejillos de india demuestran que la exposición oral al níquel provoca una tolerancia inmunológica, aunque esto no se ha probado en los humanos. Se conoce la reactividad cruzada entre la alergia al níquel y al paladio. Prácticamente el 100% de los pacientes alérgicos al paladio serán alérgicos al níquel, mientras que sólo el 33% de los alérgicos al níquel lo serán también al paladio. No se conocen los mecanismos de esta frecuencia de alergia al níquel, aunque es probable que exista un componente genético. Además, es posible que la tendencia de las aleaciones que contienen níquel a liberar grandes cantidades de iones de este metal contribuya a su alergenicidad. Esta liberación de iones es particularmente alta en condiciones ácidas y en las aleaciones de Ni-Cr con menos del 20% de su peso en cromo.

El níquel, además de la alergia, provoca otros efectos biológicos adversos. Se ha demostrado que el sulfuro de níquel (Ni_2S_3) es un carcinógeno respiratorio en los humanos, aunque este compuesto se desconoce en odontología. Los iones de níquel (Ni^{2+}) son mutágenos en las personas, aunque no hay pruebas de que los iones de níquel provoquen carcinogénesis intraoral. El carbonilo de níquel [$Ni(Co)_4$] es un compuesto extremadamente tóxico que se emplea en la industria, pero no en odontología. También se ha demostrado que los iones de níquel son inductores no específicos de reacciones inflamatorias (v. fig. 8-3) junto con el cobalto y el mercurio. Parece ser que los iones de níquel inducen específicamente la adhesión intercelular de moléculas en el endotelio y provocan la liberación de algunas citosinas de los monocitos y de otras células. No se conoce hasta qué punto estos mecanismos contribuyen a la inflamación intraoral alrededor de las coronas que contienen níquel.

Berilio

El berilio se utiliza en las aleaciones de Ni-Cr en concentraciones de entre el 1 y el 2% de su peso (aproximadamente entre el 5,5 y el 11% de su peso atómico) para aumentar la colabilidad de estas aleaciones y disminuir su rango de fusión. Además, el berilio tiende a formar finas capas de óxido adherente que son necesarias para fomentar la unión química de la porcelana. Es controvertida su utilización en las aleaciones dentales debido a los efectos biológicos que provoca. En primer lugar, se ha demostrado que el berilio es carcinógeno en estado metálico (Be^0) o iónico (Be^{2+}), aunque no existe ningún estudio que demuestre que las aleaciones dentales que lo contienen provoquen cáncer en las personas. Es probable que cualquier reacción sea provocada por el berilio que liberan las aleaciones, y aunque dicha liberación se ha estudiado tanto in vitro como en el medio intraoral, no es tan notable como con el níquel. Los medios ácidos favorecen la liberación de berilio por parte de las aleaciones de Cr-Ni.

En segundo lugar, las partículas inhaladas que contienen berilio y que llegan a los alveolos pulmonares pueden provocar una enfermedad inflamatoria crónica denominada *beriliosis*. En esta enfermedad, los alveolos pulmonares se llenan de linfocitos y macrófagos. Las células T de las personas susceptibles proliferan en el tejido pulmonar, posiblemente en una reacción de hipersensibilidad retardada al berilio. La beriliosis sólo se da en personas con hipersensibilidad al berilio y puede deberse a la inhalación de polvo de berilio (al pulir o desgastar las aleaciones), sales o humos propios del colado de las aleaciones que contienen berilio.

Mercurio y amalgama

La controversia que existe sobre la biocompatibilidad de la amalgama ha aumentado y disminuido muchas veces en sus 170 años de historia de uso dental en EE.UU. La mayor parte de esta controversia radica en la conocida toxicidad del mercurio y en el deba-

Material chroniony prawem autorskim

te sobre si el mercurio de las amalgamas tiene efectos tóxicos. El mercurio se presenta en tres formas: como *metal* (Hg^0), como *ion inorgánico* (Hg^{2+}) o como una de sus diferentes *formas orgánicas*, como el metilmercurio o etilmercurio. El mercurio metálico tiene acceso al cuerpo por medio de la piel o a los pulmones por medio del vapor. El intestino prácticamente no absorbe el mercurio metálico ingerido (0,01%), por lo que la inhalación del vapor del mercurio es la vía principal de entrada al cuerpo.

Numerosos estudios señalan que las amalgamas liberan el vapor suficiente como para provocar una absorción de entre 1 y 3 µg de mercurio al día, dependiendo del número de amalgamas. El mercurio inhalado pasa al flujo sanguíneo a través de los alveolos pulmonares. A través de la sangre, el mercurio se distribuye por el cuerpo, preferentemente en los tejidos grasos o nerviosos. Además, el mercurio se puede ingerir mediante el uso de amalgamas; aproximadamente 45 µg/día pueden llegar al intestino en forma de partículas de amalgama, o bien disueltos y liberados en forma de iones de Hg^{2+}. La absorción de mercurio iónico también es escasa (aproximadamente entre el 1 y el 7%). El mercurio contenido en las partículas de amalgama se absorbe incluso menos. El metilmercurio no procede de amalgamas, sino que obtenerse a partir de bacterias u otros sistemas biológicos que actúan sobre el mercurio metálico. El metilmercurio es la forma más tóxica de mercurio y el 90-95% es absorbido fácilmente por el aparato digestivo. La fuente principal de metilmercurio es la dieta; el pescado (sobre todo el tiburón, el pez espada y el atún) es el alimento con mayor aporte.

Las preocupaciones sobre el mercurio radican en su toxicidad y en el tiempo relativamente largo que dura en el cuerpo. La toxicidad del mercurio es muy conocida y los síntomas dependen, de alguna manera, de la forma. Los síntomas agudos son neurológicos o renales, y varían desde la parestesia (a niveles ≥500 µg/kg) hasta la ataxia (≥1.000 µg/kg), dolor en las articulaciones (≥2.000 µg/kg) y la muerte (≥4.000 µg/kg). El nivel más bajo conocido de cualquier efecto tóxico es de 3 µg/kg. Este nivel se convierte en aproximadamente 30 µg de mercurio por gramo de eliminación de creatinina en la orina. En los casos de niveles de exposición crónicos, los síntomas son más sutiles y entre ellos se incluyen debilidad, fatiga, anorexia, pérdida de peso, insomnio, irritabilidad, timidez, mareos y temblores en las extremidades o en los párpados (de ahí la frase «loco como un sombrerero», en referencia a los fabricantes de sombreros que utilizaban mercurio y en ocasiones mostraban signos de demencia). A pesar de que las amalgamas no liberan mercurio en cantidades ni siquiera próximas a los niveles tóxicos, la vida media del mercurio en el cuerpo provoca cierta preocupación entre algunos sectores. La vida media es de entre 20 y 90 días, dependiendo de la forma. El metilmercurio tienen la vida media más larga y las formas inorgánicas tienen la vida media más corta. Se han desarrollado varias pruebas para determinar la cantidad de mercurio en el cuerpo, entre las que se incluyen los análisis de sangre, orina y cabello. Entre ellas, la orina es el mejor indicador a largo plazo del mercurio total en el cuerpo, normalizado a gramos de eliminación de creatinina del riñón.

Las personas estamos expuestas al mercurio desde una gran variedad de fuentes, además de las amalgamas dentales. Existen métodos muy eficaces para detectar el mercurio a un nivel de partes por trillón, y estos métodos han hecho posible analizar las fuentes de exposición de mercurio a las que nos enfrentamos los humanos. Se estima que los niveles de ingesta a través del aire (en µg/día) son 0,12 en el caso de Hg^0, 0,04 en el caso de Hg^{2+} y 0,03 en el caso de metilmercurio. Probablemente el agua contribuye en aproximadamente un 0,05 µg/día y la comida en un 20 µg/día en forma de Hg^{2+}. Dependiendo de la dieta, el consumo de pescado aporta aproximadamente 0,9 µg/día de Hg^0 y 3,8 µg/día de metilmercurio. Estos valores permiten valorar en su justa medida la aportación de entre 1 y 3 µg/día de vapor de Hg^0 absorbido de las amalgamas dentales. Por tanto, la ingesta de mercurio es un tema complicado, ya que existen muchas fuentes y formas de exposición. Además, las cantidades ingeridas varían considerablemente dependiendo de la persona, la dieta, el medio y el estado dental. A pesar de que se ha confirmado la exposición de los humanos a estos niveles bajos de mercurio, los efectos biológicos de estos niveles son insignificantes.

Material chroniony prawem autorskim

Muchos estudios han intentado determinar si la exposición al mercurio de los tratamientos dentales o de otras fuentes contribuyen al desarrollo de algún problema de salud que se pueda probar. Varios estudios han calculado el número de superficies de amalgama necesarias para que una persona estuviera expuesta a concentraciones de mercurio con un efecto mínimo notable (funcionamiento psicomotor escaso, temblores detectables y disminución de la velocidad de conducción nerviosa). Según los resultados, serían necesarias entre 450 y 530 superficies de amalgama para obtener estos niveles. Incluso si se restauraran los 32 dientes con amalgamas, el número total de superficies sería de sólo 192. Otros estudios han evaluado la función renal de los pacientes a los que se les quitaron las amalgamas simultáneamente (el peor caso). A pesar de los niveles de mercurio altos en la sangre, el plasma y la orina, no se observó ningún daño renal. Además, otros estudios han investigado el tipo de célula sanguínea y el número de células de los dentistas, que presuntamente están expuestos a altos niveles de mercurio debido a la exposición diaria propia de su trabajo. No se ha observado ningún efecto provocado por el mercurio. Otros estudios sobre los síntomas neurológicos en varios sectores de la población expuestos debido a su ocupación han demostrado que no provoca ningún efecto. En resumen, no hay datos que demuestren que el mercurio que liberan las amalgamas dentales sea dañino.

Estrogenicidad

En 1996, un grupo de investigación afirmó que los selladores dentales liberaban sustancias estrogénicas en cantidades suficientes como para resultar preocupantes. Desde entonces, se ha cuestionado la estrogenicidad de los composites dentales, sobre todo en los niños. La estrogenicidad es la capacidad de una sustancia química para actuar de la misma forma que los estrógenos actúan en el cuerpo. Si la sustancia no es propia del cuerpo, se denomina **xenoestrógeno.** Durante muchos años ha supuesto una preocupación la presencia de xeroestrógenos en el medio. Los expertos temen que estas sustancias alteren los ciclos reproductivos y los procesos de desarrollo de la fauna, y hay pruebas que demuestran que es un asunto preocupante. En odontología, la preocupación sobre los estrógenos se centra en una sustancia química denominada *bisfenol A* (o *BFA*), que es un elemento de partida sintético para todos los composites de Bis-GMA empleados en odontología, así como en otros plásticos. El temor es que la liberación de estas sustancias pueda alterar el desarrollo celular normal o el mantenimiento si la BFA produce efectos estrogénicos.

Existe una prueba bastante convincente según la cual el BFA y el dimetacrilato BFA (también denominado *DBA*) pueden actuar sobre los receptores estrogénicos de las células. Por tanto, es probable que estas sustancias sean xenoestrógenos. Las pruebas proceden de estudios de modelado celular y de estudios sobre el receptor BFA de los estrógenos in vitro. Sin embargo, estos estudios también han demostrado que es probable que el BFA y el DBA sean 1.000 veces menos potentes como estrógenos que los estrógenos del cuerpo.

Una prueba que se utiliza habitualmente para determinar la actividad xenoestrogénica se denomina *ensayo E-screen*. Esta prueba in vitro se basa en la respuesta de las células cancerígenas del pecho, que son estrógenos-sensibles a los supuestos compuestos estrogénicos. Normalmente el compuesto en cuestión se aplica a las células y se mide el crecimiento celular durante un período de entre 24 y 72 horas. Un compuesto se considera estrogénico si la tasa de crecimiento de las células excede a la de los compuestos de control sin la sustancia química. El ensayo E-screen tiene varios inconvenientes que hacen que su eficacia sea dudosa. En primer lugar, la prueba no confirma el hecho de que la sustancia química actúe sobre el receptor estrogénico, un requisito necesario para determinar la verdadera estrogenicidad. En segundo lugar, la prueba utiliza el crecimiento celular para definir la estrogenicidad, aunque muchos otros factores –además de la estrogenicidad– pueden provocar dicho crecimiento celular. Finalmente, existen otros problemas, como la fiabilidad y la sensibilidad de las líneas celulares empleadas y la dificultad para controlar las variables. Todos estos factores hacen dudar sobre la fiabilidad del ensayo E-screen como elemento para predecir la estrogenicidad.

Material chroniony prawem autorskim

A pesar de que se ha confirmado la estrogenicidad de la BFA, no existen pruebas de que los composites dentales tengan efectos estrogénicos in vitro ni in vivo. Los argumentos iniciales de Olea y cols. en 1996 parecen exagerados, ya que se han encontrado varios errores en el método y la interpretación. Los estudios tan sólo han demostrado la presencia de pequeñas cantidades de BFA en los composites dentales, y la elución del BFA de los composites polimerizados es muy baja o no se detecta. En relación con la intensidad relativa del BFA como estrógeno y la dilución posible de cualquier BFA liberado, los riesgos de los efectos estrogénicos in vivo parecen ser bajos. No existen estudios que proporcionen pruebas determinantes sobre los efectos que causan los materiales dentales que contienen resina.

Otros efectos biológicos de las resinas

El aumento en el uso de resinas dentales para la restauración ha provocado que se cuestione la seguridad biológica de estos materiales. Parece ser que el primer riesgo que desencadenan estos materiales es la alergia, y el riesgo es mayor para el personal dental debido a la exposición frecuente a materiales no polimerizados. Está demostrada la alergenicidad del metilmetacrilato y el uso de guantes no es eficaz para prevenir el contacto, ya que la mayoría de los monómeros los atraviesan fácilmente. También se han encontrado otras reacciones alérgicas a otros metacrilatos. Las reacciones alérgicas son, principalmente, dermatitis de contacto, en las que las resinas actúan como haptenos mediante mecanismos de hipersensibilidad retardada (tipo IV). En los casos menos habituales se dan respuestas anafilactoides y la dermatitis puede ser tan grave como para producir una incapacidad. En la mayoría de los casos graves los pacientes deben cambiar de trabajo o escoger una profesión diferente.

Las resinas también pueden provocar efectos tóxicos significativos, tal como se demuestra en las pruebas in vitro, que en ocasiones son comparables y en algunos casos exceden la potencia de los metales. Hay muchas pruebas que demuestran que las resinas liberan componentes no polimerizados en los medios biológicos, aunque la liberación in vivo no es tan habitual en el caso de las resinas o los metales. También se ha demostrado que los componentes de la resina atraviesan la dentina, y las nuevas técnicas que defienden el recubrimiento directo de la pulpa con resinas exponen directamente el tejido pulpar a estos materiales. Todavía no se conoce bien el efecto a largo plazo de los componentes de la resina que se van liberando en dosis bajas. Además, es difícil detectar los efectos adversos in vivo. La experiencia clínica, aunque limitada, relaciona el uso de las resinas con la inflamación oral. Asimismo, existe una confirmación limitada in vivo de que las resinas favorezcan el crecimiento de algunas especies bacterianas. Otros estudios recomiendan el empleo de resinas especiales, consideradas agentes antimicrobianos, como materiales restauradores.

GUÍAS CLÍNICAS PARA SELECCIONAR MATERIALES BIOCOMPATIBLES

Es probable que los científicos se vean continuamente desbordados por la información de marketing sobre nuevos materiales y por las quejas sobre su funcionamiento clínico. Con frecuencia los fabricantes reclaman la biocompatibilidad incondicional. Para los especialistas es difícil evaluar la seguridad biológica de los materiales nuevos, así como las peticiones de los fabricantes. Sin embargo, conociendo los temas sobre biocompatibilidad y con cierto sentido común, los expertos pueden juzgar la seguridad biológica. En los tres apartados siguientes se explican los pasos necesarios para garantizar la elección adecuada.

Definir el uso del material

Un aspecto importante a la hora de evaluar la seguridad biológica es la manera en que se utilizarán los materiales. Tal como explicamos antes, el uso del material desempeña un papel crucial en su biocompatibilidad. Por ejemplo, a pesar de que la cerámica ha te-

Material chroniony prawem autorskim

nido éxito como material de restauración de las piezas anteriores, no siempre funciona bien en los sectores posteriores. El dentista debe considerar si el uso elegido para el material es novedoso y si ha sido evaluado para este uso. Si el material va a ser utilizado para un nuevo uso o en un medio nuevo, se recomienda ser más cauteloso.

También se debe considerar la composición del material. Los estudios han demostrado repetidas veces que los pequeños cambios en la composición o en la fabricación de un material pueden alterar su biocompatibilidad. Los dentistas deberían preguntarse si la composición del material es distinta de los productos anteriores o si ha cambiado la fabricación del material. Si es así, se debe tener cuidado al aplicar los datos biológicos previos a esta situación nueva.

PREGUNTA CLAVE

Un representante de ventas entra en su oficina y le presenta un material de obturación nuevo. ¿Qué debería tener en cuenta sobre las pruebas de biocompatibilidad del material?

Establecer cómo va a ser examinado el material

Previamente se han destacado las dificultades que existen al aplicar las pruebas in vitro o realizadas en animales a los casos clínicos. En algunos casos, el dentista no tendrá acceso a los datos de las pruebas clínicas de un material nuevo (o puede que estos datos no existan). En esos casos, el dentista tendrá que fiarse de las pruebas in vitro o las realizadas en animales. La primera consideración a tener en cuenta es saber qué pruebas se han utilizado. Los dentistas no deberían conformarse con explicaciones tales como «el material ha sido sometido a pruebas de biocompatibilidad sin presentar ningún problema». Si están disponibles las pruebas clínicas, deben asegurarse de que las condiciones y la duración de las pruebas sean relevantes. La calidad de cualquier prueba de uso depende de su fidelidad a la hora de reproducir el uso clínico. Si sólo existen pruebas in vitro o realizadas en animales, el dentista debe cuestionar la estructura de estas pruebas y los métodos utilizados. Asegúrese de que las condiciones en las que se realizó la prueba son las apropiadas y consulte diferentes tipos de pruebas realizadas en distintas condiciones clínicas adecuadas. Siempre es preferible comparar de manera controlada los materiales ya existentes que basarse en una prueba aislada, realizada con un solo material.

PREGUNTA CLAVE

En el análisis final, ¿quién decide cuáles son los materiales biológicamente seguros para ser utilizados en odontología: el paciente, el dentista o el fabricante?

Pensar en términos de riesgo y beneficio

Al final, no existe ningún material que sea seguro al 100% y que no esté libre de riesgos. Además, es raro que todos los datos estén disponibles para poder definir adecuadamente los riesgos derivados de su uso. Por tanto, el dentista debe basarse en la evaluación clínica, en el sentido común y en los datos disponibles para poder decidir. El dentista siempre debe reconocer que para usar los materiales en el cuerpo se necesita un análisis de riesgos y beneficios. Cada dentista tendrá que adaptar su filosofía sobre el grado de riesgo que está dispuesto a asumir por el bien del paciente. Además, debe informar al paciente de manera clara y detallada sobre los riesgos existentes, de manera que el paciente pueda decidir sobre los beneficios y los riesgos. Esta comunicación es la esencia del *consentimiento informado*, y en odontología este proceso es esencial para evaluar los efectos biológicos de los materiales.

Materiał chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

American Dental Association: The dental team and latex hypersensitivity. ADA Council on Scientific Affairs. J Am Dent Assoc 130(2):257-264, 1999.

Amin A, Palenik CJ, Cheung SW, and Burke FJ: Latex exposure and allergy: A survey of general dental practitioners and dental students. Int Dent J 48(2):77-83, 1998.

Bergenholtz G: Evidence for bacterial causation of adverse pulpal responses in resin-based dental restorations. Crit Rev Oral Biol Med 11:467-480, 2000.

Bergman M: Side-effects of dental materials reported in Scandinavian countries. Dent Mater J 19(1):1-9, 2000.

Craig RG (ed): Restorative Dental Materials, 11th ed. St. Louis, Mosby, 2001.

Field EA: Dental surgeons with natural rubber latex allergy: A report of 20 cases. Occup Med (Lond) 49(2):103-107, 1999.

Garhammer P, Schmalz G, Hiller KA, Reitinger T, and Stolz W: Patients with local adverse effects from dental alloys: Frequency, complaints, symptoms, allergy. Clin Oral Investig 5(4):240-249, 2001.

Hamid A, and Hume WR: The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. J Oral Rehabil 24(1):20-5, 1997.

Hensten-Pettersen A, and Jacobsen N: Perceived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent 65(1):138-144, 1991.

Hume WR, and Gerzia TM: Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. Crit Rev Oral Biol Med 7(2):172-179, 1996.

Kallus T, and Mjor IA: Incidence of adverse effects of dental materials. Scand J Dent Res 99(3):236-240, 1991.

Landrum LL: CE course for Human Research Subjects. www.mcg.edu/ce/research.htm.

Lonnroth EC, and Shahnavaz H: Adverse health reactions in skin, eyes, and respiratory tract among dental personnel in Sweden. Swed Dent J 22(1-2):33-45, 1998.

Mackert JR: Dental amalgam and mercury. J Am Dent Assoc 122:54-61, 1991.

Mackert JR, and Berglund A: Mercury exposure from dental amalgam fillings: absorbed dose and the potential for adverse health effects. Crit Rev Oral Biol Med 8:410-436, 1997.

Mackert JR, Leffell MS, Wagner DA, and Powell BJ: Lymphocyte levels in subjects with and without amalgam restorations. J Am Dent Assoc 122:49-53, 1991.

Mjör IA, Hensten-Pettersen A, and Skogedal O: Biologic evaluation of filling materials. A comparison of results using cell culture techniques, implantation tests and pulp studies. Int Dent J 27:124-129, 1977.

Noda M, Komatsu H, and Sano H: HPLC analysis of dental resin composite components. J Biomed Mater Res 47:374-378, 1999.

Olea N, Pulgar R, Perez P, et al: Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. Environ Health Perspect 104(3):298-305, 1996.

Örtengren U, Andreasson H, Karlsson S, Meding B, and Barregård L: Prevalence of self-reported hand eczema and skin symptoms associated with dental materials among Swedish dentists. Eur J Oral Sci 107:496-505, 1999.

Özer L: The relationship between gap size, microbial accumulation and the structural features of natural caries in extracted teeth with class I amalgam restorations: A stereo- and polarized microscopic study. Tandlaegebladet 102(NR6):318-319, 1998.

Pashley D: Dynamics of the pulpo-dentin complex. Crit Rev Oral Biol Med 7:104-133, 1996.

Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, et al: Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. Environ Health Perspect 108(1):21-27, 2000.

Rankin KV, Jones DL, and Rees TD: Latex reactions in an adult dental population. Am J Dent 6(6):274-276, 1993.

Rankin KV, Jones DL, and Rees TD: Latex glove reactions found in a dental school. J Am Dent Assoc 124(5):67-71, 1993.

Rankin KV, Seale NS, Jones DL, and Rees TD: Reported latex sensitivity in pediatric dental patients from hospital- and dental school-based populations. Pediatr Dent 16(2):117-120, 1994.

Reichl FX, Durner J, Hickel R, et al: Distribution and excretion of TEGDMA in guinea pigs and mice. J Dent Res 80(5):1412-1415, 2001.

Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, and Schuster GS: Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. J Biomed Mater Res 45(3):192-197, 1999.

Vreeburg KJJ, VanHoogstraten IMW, VonBlomberg BME, and DeGroot K: Oral induction of immunological tolerance to chromium in the guinea pig. J Dent Res 69:1634-1639, 1990.

Walsh LJ, Lange P, and Savage NW: Factors influencing the wearing of protective gloves in general dental practice. Quintessence Int 26(3):203-209, 1995.

Wataha JC: Materials for endosseous dental implants. J Oral Rehabil 23:79-90, 1996.

Wataha JC: Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent 83:223-234, 2000.

Wataha JC: Principles of biocompatibility for dental practitioners. J Prosthet Dent 86:203-209, 2001.

Wataha JC, and Hanks CT: Biological effects of palladium and risk of using palladium in dental casting alloys. J Oral Rehabil 23:309-320, 1996.

Material chroniony prawem autorskim

PARTE II
MATERIALES DENTALES AUXILIARES

9 Materiales de impresión, 205

10 Productos derivados del yeso, 255

11 Ceras dentales, 283

12 Revestimientos y procedimientos para colado, 295

13 Materiales para acabado y pulido, 351

Material chroniony prawem autorskim

9
Materiales de impresión

Chiayi Shen

ESQUEMA

Materiales de impresión: objetivos y requisitos
Materiales empleados para la toma de impresiones
Materiales de impresión elastoméricos
Materiales de impresión elastoméricos: química y composición
Materiales elastoméricos: toma de impresiones
Materiales de impresión elastoméricos: propiedades
Hidrocoloides
Hicrodoloides reversibles: agar
Hidrocoloides irreversibles: alginato
Otras aplicaciones y manipulación de los hidrocoloides
Materiales de impresión rígidos
Compuesto para impresión
Pastas zinquenólicas

PALABRAS CLAVE

Acelerador: Compuesto que aumenta la velocidad de la reacción; también hace referencia al componente denominado *catalizador* en la reacción de los materiales de impresión.
Agar (hidrocoloide reversible): Material de impresión acuoso utilizado para el registro de los máximos detalles, como, por ejemplo, los requeridos en la construcción de troqueles para restauraciones fijas.
Alginato (hidrocoloide irreversible): Material de impresión acuoso utilizado para el registro de detalles mínimos, como, por ejemplo, los necesarios para obtener modelos de estudio.
Amortiguador: Elemento del modelo viscoelástico que describe la respuesta viscosa de un polímero.
Coloide: Sustancia sólida, líquida o gaseosa formada por grandes moléculas o grupos de moléculas más pequeñas que se mantienen en suspensión en un medio circundante continuo y constituido por una materia diferente.
Curado (polimerización): Proceso que tiene lugar principalmente durante el fraguado de un polímero, pero que continúa después de dicho fraguado.
Deformación permanente: Cambio irreversible en la forma que se produce cuando el polímero responde como un líquido viscoso al aplicarle una presión.
Entrecruzamiento: Unión de cadenas de polímeros para formar una red tridimensional.
Elastómero: Material de impresión con ligero entrecruzamiento que muestra un comportamiento elástico tras el fraguado.
Fase/medio de dispersión: Solución que contiene una suspensión de partículas.
Fase dispersa/partículas dispersas: Partículas de una solución.
Fase única: Material monocomponente que es lo suficientemente viscoso para servir como cubeta. También es capaz de hacerse menos denso y puede servir como material para jeringas.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Fluidificación por cizalla: Tendencia a una disminución de la viscosidad al ir aumentando la resistencia al desgarro. (V. **seudoplástico.**)

Fraguado: Condición de ser lo suficientemente rígido o elástico para permitir la remoción de la boca sin deformación plástica.

Gel: Red de fibrillas que forma una estructura multifilar, débil y ligeramente elástica de hidrocoloide; también la red sólida que define el polímero entrecruzado.

Gelación/gelificación: Transformación de un hidrocoloide de sol a gel.

Hidrocoloide (agar): Coloide que contiene agua como fase de dispersión.

Hidrocoloide irreversible: Material de impresión de alginato.

Hidrocoloide reversible: Material de impresión de agar.

Hidrófilo: Tendencia a demostrar una fuerte afinidad por el agua.

Hidrófobo: Tendencia a demostrar aversión por el agua.

Imbibición: Proceso de absorción de agua.

Iniciador: Componente que inicia la reacción de polimerización. Entre ellos se encuentran: fotoiniciadores, iniciadores químicos e iniciadores térmicos.

Micela: Agregado de moléculas surfactantes o iones en solución.

Modelo: Réplica o positivo, a escala natural, de los dientes, los tejidos blandos y las estructuras restauradas utilizado como ayuda diagnóstica para la construcción de aparatos ortodóncicos y protésicos.

Monofase: Véase **fase única.**

Muelle: Elemento de ingeniería mecánica que imita el comportamiento elástico de los polímeros entrecruzados.

Pasta base/masilla base: Componente que forma la principal estructura tridimensional de la impresión final.

Pasta catalizadora/masilla catalizadora: Componente de la reacción de polimerización que disminuye la energía necesaria para que se produzca dicha reacción y que, habitualmente, no forma parte del producto final. Sin embargo, en la formulación de los materiales de impresión el término *catalizador* hace referencia a un componente estructural que inicia la reacción de polimerización.

Polimerización: Reacción química que transforma moléculas pequeñas en grandes cadenas de polímeros.

Reacción de adición: Reacción de polimerización en la que cada cadena de polímeros crece hasta una longitud máxima y no se forman productos derivados.

Reacción de condensación: Proceso de polimerización en el que las cadenas de polímeros crecen simultáneamente y se forman derivados que conllevan una contracción asociada.

Reológico: Relativo a la ciencia que describe el escurrimiento o flujo característicos de los materiales.

Rígido: Incapaz de soportar una deformación elástica significativa bajo presión.

Seudoplástico: Característica de un material que le permite hacerse más fluido cuando aumenta la intensidad de la fuerza aplicada. Este comportamiento supone una disminución en la densidad del material y depende de la intensidad de la fuerza.

Sinéresis: Presencia de un exudado en la superficie de un gel. Este proceso permite que las impresiones de hidrocoloides alcancen un equilibrio mediante la relajación del estrés.

Temperatura de fusión: Temperatura por debajo de la cual se produce una reducción definitiva de la plasticidad al enfriar un material de impresión.

Tensión por compresión: Cantidad de deformación que presenta un material bajo una carga constante durante 30 segundos. Puede quedar cierta deformación permanente al retirar la carga.

Tiempo de fraguado: Lapso de tiempo desde el comienzo de la mezcla hasta que el material se hace lo suficientemente firme para resistir una deformación permanente. Para un material de impresión elástico representa el momento en el que puede ser retirado de la boca. Para un material de impresión rígido es el momento en el que la impresión es lo suficientemente dura para resistir la penetración de un objeto puntiagudo bajo una fuerza aplicada.

Tiempo de trabajo: Tiempo total desde el comienzo de la mezcla hasta el momento final en el que una cubeta de impresión puede ser asentada completamente sin distorsión.

Tixotrópico: Propiedad de algunos geles u otros materiales de volverse más líquidos (menos viscosos) cuando son agitados, removidos, espatulados o sometidos a vibración. (v. cap. 3 para propiedades relacionadas).

Vaciado: Reproducción precisa desde un punto de vista dimensional de una parte o partes de la cavidad oral o de las estructuras faciales extraorales con un material resistente y duradero.

Material chroniony prawem autorskim

Viscoelástico: Capacidad de un polímero de comportarse como un sólido elástico (muelle) y como un líquido viscoso (amortiguador).
Zonas retentivas: Áreas recesivas de las estructuras orales, que incluyen dientes, bordes edéntulos, prótesis y restauraciones.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles de los ocho criterios que aseguran la toma de una impresión exacta están relacionados con el tiempo que el material de impresión está en boca? ¿Cuál de ellos está principalmente relacionado con las propiedades de una impresión fraguada?

MATERIALES DE IMPRESIÓN: OBJETIVOS Y REQUISITOS

La fabricación de un **modelo** o vaciado es un paso importante en muchos procedimientos dentales. A partir de productos del yeso se pueden obtener distintos tipos de vaciados y modelos utilizando una impresión o negativo que reproduce una estructura dental. El dentista diseña y construye prótesis, tanto removibles como fijas, sobre un modelo de escayola. Por ello, el modelo ha de ser una fiel representación de las estructuras orales, lo que exige que la impresión (molde) sea exacta.

Los materiales utilizados para producir réplicas adecuadas de los tejidos intraorales y extraorales deben reunir las siguientes características para obtener una impresión exacta: 1) deben ser lo suficientemente fluidos para adaptarse a los tejidos orales, 2) deben ser los suficientemente viscosos para mantenerse en la cubeta que va a ser llevada a boca, 3) mientras estén en boca, deben transformarse **(fraguar)** en un sólido rígido o gomoso en un tiempo razonable. Idealmente, el **tiempo de fraguado** total no debe exceder los 7 minutos, 4) la impresión fraguada no debe deformarse ni desgarrarse al retirarla de la boca, 5) las impresiones tomadas con estos materiales deben permanecer dimensionalmente estables al menos hasta su vaciado, 6) la impresión debe mantener su estabilidad dimensional tras retirar el modelo, de manera que pueda volver a ser vaciada una o dos veces más, 7) el material debe ser biocompatible y 8) los materiales, equipamiento necesario y tiempo del proceso tienen que ser rentables.

A menudo, las condiciones ambientales y las características del tejido dictan la elección de los materiales, así como la calidad de la impresión y del modelo. Este capítulo discute las propiedades exclusivas de los materiales de impresión utilizados actualmente y describe cómo estas características influyen en la calidad de una impresión y del vaciado o modelo que se obtiene a partir de la misma. La figura 9-1 muestra impresiones representativas con sus modelos de escayola respectivos.

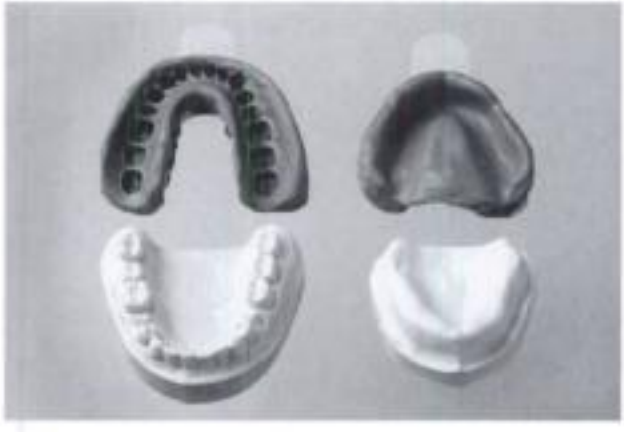


Fig. 9-1 Impresiones de arcadas dentada **(izquierda)** y edéntula **(derecha)** con sus modelos de escayola respectivos.

Material chroniony prawem autorskim

MATERIALES EMPLEADOS PARA LA TOMA DE IMPRESIONES

Históricamente, la toma de impresiones se llevaba a cabo con materiales rígidos tanto para los tejidos duros como blandos. En un principio se introdujo el hidrocoloide para tomar impresiones de los tejidos duros en lugar de los materiales rígidos. Tras la segunda guerra mundial, los avances en la tecnología de los polímeros aportaron a la profesión dental un grupo de materiales gomosos sintéticos denominados elastómeros, con los que se podían tomar impresiones de los tejidos duros y blandos. Estos materiales pueden clasificarse dependiendo del modo en que sus componentes reaccionan y pasan a un estado sólido (fraguan o endurecen), sus propiedades mecánicas y sus usos. La tabla 9-1 muestra la clasificación de los diferentes materiales de impresión según su mecanismo de fraguado, sus aplicaciones dentales y su deformación mecánica. El comportamiento mecánico de los materiales dicta también sus principales aplicaciones en la toma de impresiones.

Mecanismo de fraguado

Los materiales de impresión pueden fraguar mediante reacciones *reversibles* o *irreversibles*. El término *irreversible* implica que se han producido reacciones químicas y que el material no puede volver a su estado inicial. Por ejemplo, el alginato, la pasta zinquenólica, el yeso de impresión y los materiales de impresión elastoméricos endurecen mediante reacciones químicas. Por otra parte, los materiales reversibles se ablandan con el calor y se solidifican cuando son enfriados, sin que se produzca ningún cambio químico. El **hidrocoloide reversible** y los compuestos de impresión pertenecen a este grupo.

Propiedades mecánicas

Algunos materiales de impresión se vuelven rígidos y no pueden ser retirados de **zonas retentivas** sin fracturar o distorsionar la impresión. Entre estos materiales se encuentran la pasta zinquenólica de impresión, el yeso de impresión y los compuestos de impresión. Estos materiales son considerados rígidos y se utilizaron para todas las impresiones hasta la introducción del **hidrocoloide agar**. A la pasta zinquenólica y al yeso de impresión se los denomina *materiales de impresión mucostáticos* debido a que no comprimen el tejido durante el asentamiento de la cubeta. Son ideales para la toma de impresiones de maxilares edéntulos.

La segunda categoría en cuanto a su uso es la formada por los materiales de impresión elásticos. Estos materiales pueden ser estirados o comprimidos ligeramente, pero recuperan su forma sin **deformación permanente** al retirar la cubeta de la boca. Entre ellos se encuentran los elastómeros no acuosos y los hidrocoloides. Los materiales de impresión elásticos son capaces de reproducir fielmente las estructuras duras y blandas de la boca, incluyendo las zonas retentivas y los espacios interproximales.

Usos de los materiales de impresión

Los materiales de impresión pueden ser utilizados para reproducir la forma exacta de los rebordes edéntulos (tejidos blandos) y la forma de los dientes (tejidos duros). Los elastómeros se utilizan ampliamente en la preparación de modelos para prótesis parciales fijas y removibles, así como para restauraciones unitarias, tales como coronas, onlays e inlays. Para tomar impresiones de zonas edéntulas pueden utilizarse también elastómeros ligeros, muy fluidos.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las consecuencias de colocar un material de impresión en la boca cuando se ha superado el tiempo de trabajo?

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 9-1 **Clasificación de los materiales de impresión dental**

Según el mecanismo de fraguado	Según su elasticidad y uso			
	Rígido		Elástico	
	Material	Uso	Material	Uso
Reacción química (irreversible)	Yeso de París Pastas zinquenólicas	Reborde edéntulo Registros interoclusales	Alginato (hidrocoloide) Elastómeros no acuosos Polisulfuro Poliéter Silicona de condensación Silicona de adición	Dientes y tejidos blandos
Reacción física inducida térmicamente (reversible)	Compuesto de ceras	Impresión preliminar	Agar (hidrocoloide)	Dientes y tejidos blandos

Material chroniony prawem autorskim

MATERIALES DE IMPRESIÓN ELASTOMÉRICOS

El término «elastómeros» hace referencia a un grupo de materiales gomosos que presentan entrecruzamientos química o físicamente. Pueden ser estirados con facilidad y recuperan con rapidez sus dimensiones originales cuando desaparece la presión.

Químicamente, se distinguen cuatro tipo de elastómeros utilizados como materiales de impresión: *polisulfuro, silicona de condensación, silicona de adición* y *poliéter*. La figura 9-2 muestra los productos más representativos. Todos estos materiales pueden reproducir las estructuras intraorales y extraorales con la suficiente exactitud para la fabricación de prótesis fijas o removibles. La mayoría de los materiales de impresión son sistemas de dos componentes que se presentan en forma de pasta. Las diferentes pastas coloreadas se dispensan a través de una cánula espiral de mezcla o en longitudes iguales en un bloc de mezcla y espatuladas hasta obtener un color homogéneo. El fraguado se produce gracias a la combinación de **polimerización** con alargamiento de la cadena y **entrecruzamiento** químico a través de una **reacción de condensación** o una **reacción de adición.** La especificación n.º 19 de la ANSI/ADA denomina a estas sustancias *materiales de impresión elastoméricos no acuosos*. En este capítulo, nos referiremos a ellos simplemente como *materiales de impresión elastoméricos*.

La especificación n.º 19 actual de la ANSI/ADA reconoce tres tipos de materiales de impresión elastoméricos. La clasificación se basa en determinadas propiedades elásticas y al cambio dimensional del material fraguado más que a su estructura química. Sin embargo, cada uno de ellos se subdivide en cuatro tipos de viscosidad, incluyendo ligera, media, pesada y masilla. La viscosidad es una propiedad del material que controla sus características de fluidez.

Características

Las propiedades **reológicas** de los materiales de impresión elastoméricos juegan un papel fundamental en su aplicación exitosa como materiales de impresión de gran exactitud. Estos materiales se introducen en la boca como pastas viscosas con propiedades de flujo cuidadosamente ajustadas. La reacción de fraguado las convierte en sólidos **viscoelásticos.** Es esencial una adecuada fluidez de la forma sólida si se quiere obtener una impresión exacta. También son importantes la viscosidad y fluidez de los componentes sin mezclar debido a que estas propiedades controlan la facilidad del mezclado, la cantidad de aire atrapado durante la mezcla y la tendencia a que dicho aire escape antes de que se tome la impresión.

El **tiempo de trabajo,** que comienza al empezar la mezcla y termina justo antes de que aparezcan las propiedades elásticas, debe ser mayor que el tiempo necesario para mezclar, rellenar la jeringa o la cubeta, inyectar el material en los dientes preparados y asentar la cubeta. El tiempo de fraguado puede describirse como el tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta que el proceso de fraguado haya avanzado

Fig. 9-2 Materiales de impresión elastoméricos representativos y comercializados. **Par superior izquierdo,** polisulfuro. **Par superior derecho,** silicona de condensación. **Par inferior izquierdo,** poliéter. **Inferior derecho,** cartucho de automezclado de silicona de adición.

Materiał chroniony prawem autorskim

lo suficiente para que la impresión pueda ser retirada de la boca con un mínimo de distorsión. Si un material no ha «fraguado» adecuadamente, no tendrá la suficiente elasticidad para responder a la fuerza necesaria para retirarlo de la boca. Los tiempos de fraguado que establecen los fabricantes podrían ser demasiado cortos; por tanto, esperar un «minuto extra» antes de retirar al impresión podría asegurar el éxito. A pesar de ello, ha de recordarse siempre que la polimerización puede continuar durante bastante tiempo después del fraguado.

Propiedades viscoelásticas

El material de impresión ideal debe reproducir adecuadamente las estructuras orales, debe ser retirado de la boca sin distorsión y mantenerse dimensionalmente estable en el laboratorio tras vaciar un producto de yeso en la impresión. La distorsión producida durante la remoción debe ser mínima si el clínico separa la cubeta de los dientes con un movimiento rápido tras eliminar el efecto de succión o el sellado de aire. Los bordes de la cubeta deben quedar holgados y asentarse paralelamente a la vía de inserción hasta que el aire entra en la cubeta. Entonces ya puede retirarse la cubeta con la mínima rotación o torsión.

La viscoelasticidad describe la dependencia de la respuesta de un material de impresión de la velocidad a la que se retira (tasa de deformación). El comportamiento viscoelástico se encuentra entre el de un sólido elástico y el de un líquido viscoso. Un sólido elástico puede compararse con un **muelle,** que se deforma instantáneamente hasta una cierta longitud cuando se le aplica una carga específica. La deformación desaparece por completo cuando deja de aplicarse la carga. Por otra parte, un líquido viscoso es similar a un **amortiguador** de aceite, que no responde instantáneamente a una carga externa repentina pero se deforma si la carga se aplica durante un tiempo. El amortiguador sigue deformándose proporcionalmente a la duración de la carga hasta que dicha carga desaparece. Si se compara con el comportamiento reversible de un sólido elástico, la deformación mostrada por el amortiguador es permanente.

El modelo más sencillo para demostrar el comportamiento viscoelástico es el modelo de Maxwell-Voigt (fig. 9-3, *A*), que consiste en un muelle (M1) y un amortiguador (A1) en serie, y un segundo conjunto (M2 y A2) en paralelo. Cuando se aplica una fuerza, ya sea de tracción o compresión, como muestra la flecha, el muelle M1 responde instantáneamente con una cantidad concreta de tensión (deformación). En ese instante, el amortiguador A1 no muestra ninguna deformación y el amortiguador A2 evita que el muelle M2 se deforme debido a la inercia del amortiguador (fig. 9-3, *B*). Si se mantiene la misma fuerza sobre el modelo, los dos amortiguadores se activan y continúan deformándose durante el tiempo que esté aplicándose la fuerza (fig. 9-3, *C*). Mientras, el muelle M1 mantiene la misma magnitud de tensión. En el momento en el que se retira la carga, la deformación que presentaba el muelle M1 se recupera, mientras que el resto no cambia (fig. 9-3, *D*). Con el paso del tiempo, el resorte M2 vence la inercia del amortiguador A2 y se recupera junto con él (fig. 9-3, *E*). Este proceso suele llevar tiempo y la deformación no se recupera por completo. La deformación del amortiguador A2 se hace permanente.

Este comportamiento viscoelástico tiene una importancia clínica considerable. Según el modelo, la cantidad de deformación permanente de cada amortiguador depende de la duración de la tracción o compresión ejercida sobre el material. No debe utilizarse una acción de tirar ni hacer bascular la impresión para retirarla, sino sacarla de la boca con un movimiento rápido en una dirección lo más paralela posible al eje axial de los dientes. Sin embargo, sí podría ser necesario al principio un ligero movimiento de tirar para vencer el sellado entre el material de impresión y los tejidos duros y blandos.

La cantidad de deformación permanente de un material de impresión elastomérico será clínicamente despreciable si se cumplen los siguientes requisitos: 1) el material ha fraguado adecuadamente, 2) se ejerce una presión mínima sobre la cubeta durante la po-

Material chroniony prawem autorskim

El sistema de dos masillas, disponible para las siliconas de condensación y de adición, se dispensa por volumen utilizando una cantidad igual de cada masilla mediante el uso de una cuchara calibrada. La mejor manera de mezclarlas es amasándolas con los dedos hasta obtener un color uniforme. Si el catalizador es un líquido, como en el caso de las siliconas de condensación, se puede emplear el mismo proceso de amasado con los dedos. Sin embargo, algunos fabricantes prefieren mezclar primero el líquido en una loseta antes de completar el amasado.

El hecho de que las dos pastas tengan una consistencia similar y la característica de los vinil polisiloxanos de hacerse **menos densos** permite que se puedan mezclar y dispensar automáticamente. La figura 9-8 muestra una de estas pistolas dispensadoras y varios tamaños de cánulas. Los mezcladores automáticos básicos vendidos por distintos fabricantes son intercambiables. Se utilizan, por lo general, con materiales de viscosidad ligera y media, pero los materiales más pesados han sido modificados para adaptarse a las pistolas. Las boquillas de mezclado tienen diámetros y longitudes diferentes; el tamaño de la abertura varía dependiendo de la consistencia del material. Las siliconas de condensación y los poliéteres se pueden dispensar también de esta manera.

El material de impresión mezclado se inyecta directamente en la cubeta pincelada con un adhesivo o sobre el diente preparado si hemos colocado la «punta intraoral de la boquilla». Este sistema presenta varias ventajas con respecto a la dispensación manual y al espatulado. Con el dispositivo mecánico, la proporción de los componentes y la mezcla son más uniformes, se incorpora menos aire a la mezcla y el tiempo de mezclado se reduce. Además, existen menos posibilidades de que el material se contamine. Una precaución a tener en cuenta cuando se utilizan estas pistolas es la de quitar el tapón que obstruye los tubos dispensadores de las pastas. Se pueden evitar problemas si desechamos una pequeña cantidad de material de los cartuchos antes de poner la boquilla. Que no haya una diferencia de color entre la base y el catalizador hace difícil asegurarse de que la mezcla sea homogénea. Sin embargo, los estudios sobre los dispositivos mecánicos han demostrado que la mezcla es adecuada si la pistola se utiliza correctamente. Estos dispositivos han sido adaptados también para mezclar y dispensar materiales de acrílico para coronas y puentes provisionales, así como cemento temporal de pastas zinquenólicas.

Una reciente innovación de este dispositivo automático de mezclado y dispensación es un mezclador mecánico dinámico. En lugar de utilizar un cartucho con dos tubos, como se ha descrito, se suministran los materiales en bolsas de plástico metidas en el cartucho. El dispositivo utiliza un motor con dos émbolos paralelos que empujan el material hacia la boquilla y la espiral que hay dentro de la boquilla rota conforme el material va saliendo a través de la punta de la misma. Con este aparato se pueden mezclar

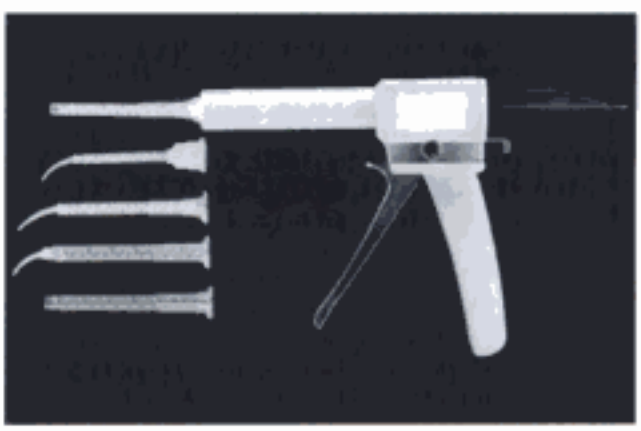


Fig. 9-8 Mezclador y dispensador automático de las siliconas de adición. Cuando se presiona el gatillo, el émbolo es empujado hacia delante **(a la izquierda),** lo que hace avanzar a las pastas base y catalizador por el cartucho hacia la boquilla de mezclado **(extremo izquierdo)** que contiene una espiral de mezcla. Las pastas atraviesan el cartucho y salen por la boquilla como una pasta uniforme. A la izquierda, se muestran cuatro tamaños diferentes de boquillas de mezcla, que están diseñados para materiales de diferentes consistencias. Cuanto más viscoso sea el material, más ancha tendrá que ser la boquilla de mezcla. Pueden adaptarse puntas a la boquilla para poder aplicar la pasta mezclada directamente sobre los dientes preparados.

Materiał chroniony prawem autorskim

materiales de alta viscosidad con un mínimo esfuerzo. Se dispone ya de poliéteres y siliconas de adición de diferentes densidades con este sistema de dispensación.

Cubetas de impresión

Se recomienda el uso de una cubeta individual para reducir la cantidad de material utilizado en la toma de impresiones. De esta manera, se minimizan los cambios dimensionales atribuidos a los materiales. Esto es especialmente cierto para el polisulfuro. Para fabricar una cubeta individual, el clínico obtiene una impresión de alginato de las estructuras intraorales. La impresión se vacía con escayola piedra. Las zonas más importantes del modelo, como son los dientes naturales y artificiales utilizados para las prótesis, se cubren con una o dos capas de cera para planchas base que actúa como espaciador para el material con que se va a fabricar la cubeta. A continuación, se adapta una lámina de aluminio o se pincela un agente espaciador para facilitar la remoción de la cubeta. Para preparar la cubeta, se coloca una resina acrílica quimiopolimerizable (termopolimerizable) o fotopolimerizable sobre la superficie de cera cubierta con la lámina de aluminio o pincelada con el separador. Terminada la polimerización, se separa la cubeta de resina del modelo y se retiran la cera y la lámina de aluminio. El material de impresión se manipula en el espacio previamente ocupado por la cera. Se aplica un espesor uniforme de adhesivo para cubetas en su interior, extendiéndolo hasta el borde de la misma, y se deja secar antes de colocar el material de impresión. El adhesivo proporciona una fuerte unión entre el material de impresión elástico y la cubeta. La adhesión aumenta si la superficie de la cubeta es ligeramente rugosa. Es importante tener en cuenta que los adhesivos para cubetas de los distintos tipos de elastómeros *no son intercambiables*.

No es crucial usar cubetas individuales para los poliéteres y las siliconas de adición porque estos materiales son más rígidos y presentan una menor contracción de polimerización que el polisulfuro. Estos dos materiales no requieren una cubeta individual para evitar la distorsión y minimizar la contracción de polimerización. Se pueden utilizar cubetas estándar con resultados satisfactorios. En estas cubetas también es necesario aplicar un adhesivo. Obsérvese que la necesidad de menos cantidad de material en una cubeta individual reduce la compresibilidad de la impresión, lo que puede hacer que la remoción de la cubeta sea más difícil. Cuando hay zonas muy retentivas debe evitarse el uso de una cubeta individual. Las cubetas estándar desechables se utilizan también con la masilla con la técnica de la doble impresión con siliconas (masilla-ligera).

La comparación entre las distintas técnicas muestra que la que utiliza una cubeta individual es la más exacta. Sin embargo, si el material se usa correctamente, los resultados son clínicamente aceptables con cualquiera de ellas.

Pasos necesarios para la toma de impresiones

Cada material se presenta en distintas consistencias: 1) ligera, utilizada con una jeringa y colocada directamente sobre los tejidos duros y blandos, 2) pesada, colocada en la cubeta para retener el material ligero y 3) masilla, útil para materiales que tienen una contracción de polimerización significativa. Se conoce como *técnica de la mezcla múltiple* al método que utiliza los materiales de jeringa y cubeta porque se necesitan dos mezclas separadas con dos losetas y espátulas diferentes. Normalmente se deben mezclar de manera simultánea los dos grupos de materiales, cada uno por una persona distinta. Se rellena entonces la cubeta con un espesor uniforme del material pesado, mientras que la jeringa es rellenada con el material ligero. En el gabinete dental, habitualmente una persona mezcla el material de la jeringa, la rellena y se la da al clínico. El material más ligero se inyecta con la jeringa en el interior y alrededor de las preparaciones dentales. Se coloca entonces la cubeta rellena en boca y se asienta sobre el material ligero que ha sido extendido sobre los tejidos duros y blandos. El material de la cubeta obliga al material de la jeringa a adaptarse a los tejidos preparados. Durante el fraguado, los dos materia-

Material chroniony prawem autorskim

les han de unirse perfectamente. Si no se cuenta con la ayuda de un auxiliar en el momento de la mezcla, el dentista debe, en primer lugar, mezclar y rellenar la cubeta. Si alguno de los materiales ha superado el tiempo de trabajo cuando se ponen en contacto, la unión entre ellos estará comprometida. Si se coloca un material que ha empezado a fraguar estará comprimido elásticamente. Una vez retirada, la impresión se relajará, y los troqueles que se obtengan de ella serán demasiado estrechos y cortos, como muestra la figura 9-9.

En contadas ocasiones, el clínico podría intentar reparar una impresión que tiene pequeños defectos o a la que le faltan los detalles necesarios. Se suele hacer cortando las zonas interproximales y gingivales de la impresión. Pero incluso aliviando suficientemente la impresión inicial es difícil volver a asentar adecuadamente la cubeta. El atrapamiento de un pequeño fragmento del material de impresión u otros restos hará fracasar la reparación. La superficie de la impresión debe ser rugosa para asegurar la unión del nuevo material. Cuando se detectan burbujas o pequeños defectos en zonas críticas, el método más seguro consiste en tomar una nueva impresión.

A menudo se utilizan los poliéteres y las siliconas de adición de viscosidad media en la técnica monofásica o de una sola viscosidad. El procedimiento es similar al de la técnica de la mezcla múltiple, con la salvedad de que sólo se hace una mezcla; una parte del material se coloca en la cubeta y otra parte en la jeringa con la que se inyectará en la preparación cavitaria, en los dientes preparados o en los tejidos blandos. El éxito de esta técnica depende de las propiedades **seudoplásticas** de estos dos materiales. Cuando se empuja un material de viscosidad media a través de la boquilla de la jeringa, su viscosidad disminuye y esto permite que el material se adapte bien a la preparación. A su vez, el material de la cubeta conserva su viscosidad y, al colocarlo, obliga al material de la jeringa a que fluya más allá de las zonas críticas de la preparación dentaria. La tabla 9-2

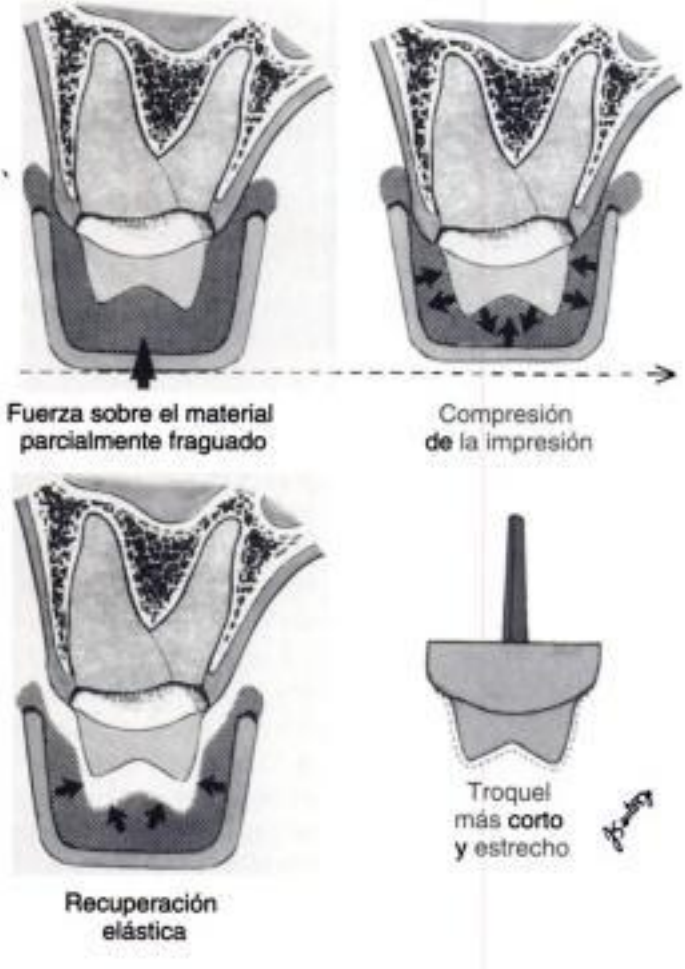


Fig. 9-9 Superior izquierda, La cubeta de impresión que contiene el material elastomérico se coloca demasiado tarde, cuando éste ha comenzado a ser elástico. **Superior derecha,** Aumento de la presión ejercida al asentar la cubeta para compensar la rigidez del material de impresión. **Inferior izquierda,** Se produce deformación debido a la recuperación de una deformación elástica excesiva. **Inferior derecha,** El troquel obtenido a partir de la impresión inexacta es demasiado estrecho y corto. Véase también lámina en color.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 9-2 Viscosidad ($\times 10^4$ cp) de los vinil polisiloxanos monofásicos a 37 °C

	Viscosidad a 1 min		Viscosidad a 1,5 min	
Material	0,5 rpm	2,5 rpm	0,5 rpm	2,5 rpm
Baysilex (Miles)	122,1 (2,8)	68,9 (2,5)	211,2 (14,7)	148,8 (1,2)
Green-Mouse (Parkell)	133,7 (8,9)	56,7 (2,9)	247,9 (14,9)	78,0 (2,8)
Hydrosil (Caulk)	194,2 (8,5)	129,4 (4,1)	398,1 (7,8)	153,5*
Imprint (3M)	106,5 (12,2)	79,7 (2,2)	245,1 (8,9)	146,2 (5,9)
Omnisil (Coe)	156,8 (11,5)	102,5 (1,9)	347,1 (5,2)	153,5†

De Kim K-N, Craig RG y Koran A: Viscosity of monophase addition silicones as a function of shear rate. *J Prosthet Dent* 67:794, 1992.

*Valor a los 75 segundos de mezclado.

†Valor a los 77 segundos de mezclado.

( )Desviación estándar de la media.

muestra el efecto de la tasa de cizallamiento y el tiempo transcurrido sobre algunas siliconas de adición monofásicas.

La técnica de impresión doble con masilla y ligera se desarrolló inicialmente para las siliconas de condensación con el objetivo de minimizar el efecto de la contracción de polimerización en los cambios dimensionales. Los fabricantes de siliconas de adición fabrican también materiales tipo masilla para esta técnica. Se pueden utilizar dos técnicas: en dos pasos o en uno. En la primera de ellas, se coloca una capa gruesa de masilla en una cubeta estándar y se toma una impresión preliminar. Lo que se obtiene es, en esencia, una cubeta individual formada por la silicona pesada. El espacio para el material ligero en esta técnica se consigue cortando parte de la «cubeta» pesada o utilizando una fina lámina de polietileno como espaciador entre la silicona pesada y los dientes preparados. Se coloca una mezcla del material ligero en la cubeta y se lleva la combinación pesada-ligera a boca para obtener la impresión final. Para reproducir fielmente los ángulos agudos de las preparaciones cavitarias es necesario, en muchas ocasiones, tener que inyectar el material ligero con una jeringa en el interior y sobre las preparaciones. Se conoce este método como «técnica de la impresión pesada-fluida en dos tiempos» o «técnica de rebasado».

Una alternativa al procedimiento en dos fases es el que se lleva a cabo en una sola fase. En esta técnica se aplica el material ligero con una jeringa y, a continuación, la silicona pesada no fraguada sobre la pasta ligera. El problema que se presenta al combinar las pastas pesada y ligera es que el material más denso puede desplazar al más fluido. Si esto sucede, las áreas críticas de la preparación podrían salir reproducidas en el material pesado más que en el fluido, pero la silicona pesada es demasiado viscosa para reproducir los detalles necesarios. Una solución puede ser utilizar los topes oclusales de la cubeta para evitar empujar el material de la jeringa al asentar el material pesado.

Si se utiliza adecuadamente, la técnica de impresión pesada-fluida permite obtener impresiones con una exactitud comparable a la del procedimiento de doble mezcla. Cuando se utiliza la técnica simultánea, el exceso de presión sobre la masa pesada puede dar lugar a distorsión o a la obtención de detalles incompletos. Estas distorsiones pueden producirse también con la silicona pesada utilizada en la técnica en dos fases. Tras retirar la impresión, la presión disminuye y la silicona muy pesada recupera su «deformación elástica». La deformación que se produce con la masilla rígida y compresible da lugar a troqueles cortos y estrechos (v. fig. 9-8). Además de por exceso de presión, parte de la distorsión de los materiales utilizados en la impresión por lavado con silicona muy pesada podría atribuirse a un espacio inadecuado para el material ligero. La frecuente aparición de distorsiones asociadas a la rigidez del material muy

Material chroniony prawem autorskim

denso en el momento de asentar la impresión ha hecho que algunos clínicos hayan dejado de utilizarla.

Retirada de la impresión

En ningún caso la cubeta deberá ser retirada hasta que el fraguado haya progresado lo suficiente para proporcionar una elasticidad adecuada y no se produzcan distorsiones. Una forma de determinar el momento en que se puede retirar la impresión es inyectando parte de la pasta de la jeringa fuera del campo de trabajo. De vez en cuando, se puede probar este material con un instrumento romo; cuando esté firme y recupere por completo su forma original, la impresión es lo suficientemente elástica para se retirada. Cuando se utiliza una técnica de mezcla múltiple, se recomienda probar de esta misma manera los materiales de la jeringa y la cubeta. Los tiempos de fraguado pueden ser diferentes en las dos consistencias.

Desde un punto de vista práctico, el fraguado del material de impresión no debe ser demasiado lento para que no sea necesario mantener la cubeta en boca durante un tiempo excesivamente largo. Lo normal es que la impresión pueda ser retirada en, al menos, 10 minutos desde el momento de la mezcla, lo que da un tiempo en boca de 6 a 8 minutos.

Como se comentó anteriormente, todos los materiales de impresión elastoméricos son viscoelásticos y es necesario emplear un movimiento rápido para minimizar la deformación plástica de la impresión durante el paso final de la remoción.

Preparación de los modelos y troqueles de escayola

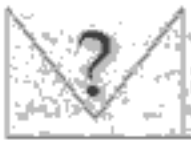
Todos los materiales de impresión elastoméricos son compatibles con todos los tipos de productos de yeso durante el endurecimiento de los mismos. Sin embargo, las características de cada material dictan cómo debe llevarse a cabo su vaciado para obtener modelos y troqueles exactos y sin burbujas.

La excelente estabilidad dimensional de la silicona de adición y del poliéter hace posible fabricar dos o tres modelos o troqueles a partir de estos materiales. También es posible obtener modelos o troqueles sucesivos a partir de las impresiones de polisulfuro, en caso de que hubiese que hacer duplicados. Pero ha de tenerse en cuenta que cada nuevo vaciado será menos exacto que el primero que se obtuvo. El tiempo entre los vaciados no debe superar los 30 minutos. Para minimizar el desgarro y una distorsión considerable después del primer vaciado, el clínico debe retirar el yeso que haya podido quedar en las zonas retentivas de la cubeta.

Las características hidrófobas de estos vinil polisiloxanos los hacen compatibles con las resinas epoxi que se utilizan para la fabricación de modelos y troqueles más exactos. Estos materiales de réplica se pueden vaciar dos o más veces en la misma impresión. Esta hidrofobia del material de impresión hace que sea difícil humedecer su superficie con una lechada de escayola y, como consecuencia, obtener un vaciado sin burbujas a partir de una silicona de adición. Existen varios surfactantes para pulverizado que pueden mejorar la capacidad de humectación de un material hidrófobo para impresión con una lechada de yeso. Lo único que puede aplicarse a la superficie de la impresión es una fina capa de surfactante; de no ser así, se pueden formar burbujas durante la vibración al vaciarla con escayola. Una solución diluida de jabón es también un surfactante eficaz. Sin embargo, una alternativa al uso de un surfactante consiste en elegir una silicona de adición hidrófila, que presenta un ángulo de contacto con el agua de 30 a 35°, cuando el de la mayoría de los materiales hidrófobos es de 95°. El vaciado con escayola piedra en una impresión de poliéter es mucho más fácil que en una de silicona. Sin embargo, la rigidez del poliéter hace que sea difícil separar el modelo de escayola de la impresión; un modelo fino de escayola podría fracturarse mientras se retira de la impresión.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE



¿Por qué los materiales hidrófobos son potencialmente más susceptibles a la deformación durante la desinfección previa a su vaciado con un producto de yeso?

MATERIALES DE IMPRESIÓN ELASTOMÉRICOS: PROPIEDADES

Tiempos de trabajo y fraguado

Habitualmente, el tiempo de trabajo se mide a temperatura ambiente, mientras que el tiempo de fraguado se mide con la temperatura de la cavidad oral. Se han realizado pruebas penetrométricas para medir los tiempos de trabajo y fraguado. Por ejemplo, se define el final del tiempo de trabajo como el momento en que una aguja con su extremo romo y de un cierto diámetro y peso no puede atravesar un volumen del material de impresión hasta una profundidad determinada. El tiempo de fraguado no se alcanza hasta que otra aguja de extremo plano u otro instrumento también plano no deje huellas permanentes en el material de impresión fraguado. En el British Standard Test, se utiliza un reómetro recíproco para medir estos dos tiempos. La propiedad a medir tiene más que ver con la viscosidad y con la fluidificación por presión que con la elasticidad.

La tabla 9-3 enumera los tiempos de trabajo y fraguado para los distintos tipos de elastómeros, medidos con un reómetro oscilatorio. Un aumento de la temperatura acelera la velocidad de polimerización de todos estos materiales elastoméricos para impresión y, por consiguiente, disminuye los tiempos de trabajo y fraguado. Una forma práctica de aumentar el tiempo de trabajo de los elastómeros es enfriándolos. Esto se consigue conservando los materiales a temperatura ambiente (unos 23 °C) o mezclándolos en una loseta de vidrio seca y fría. Luego, cuando el material se coloca en boca, el aumento de temperatura acorta el tiempo de fraguado. El enfriamiento tiene muy poco efecto sobre la viscosidad.

Los tiempos de trabajo y fraguado disminuyen al aumentar la viscosidad. El cambio de la proporción base/catalizador cambiará la velocidad de fraguado de estos materiales de impresión. Si la proporción base/catalizador se altera cambiando las cantidades relativas de las pastas utilizadas, es necesario probar el tiempo de fraguado de la nueva proporción antes de utilizarla con un paciente. La velocidad de fraguado de algunos, pero no todos, los polisulfuros es también sensible a los cambios en la proporción base/catalizador (en la que influyen las cantidades relativas de las pastas mezcladas). Sin embargo, si estos cambios son muy marcados, las propiedades mecánicas pueden verse afectadas negativamente. Cambiar la proporción base/catalizador con el fin de modificar los tiempos de trabajo o fraguado no resulta económico porque hay una parte de la pasta que no se utiliza. Además, puesto que el acelerador contiene un retardador y un reactivo, el incremento en la proporción base/catalizador podría producir un cambio imprevisible en la velocidad de polimerización.

Tabla 9-3 **Tiempo de trabajo y fraguado de los materiales de impresión elastoméricos no acuosos**

	Tiempo medio de trabajo (min)		Tiempo medio de fraguado (min)	
Material de impresión	**23 °C**	**37 °C**	**23 °C**	**37 °C**
Polisulfuro	6,0	4,3	16,0	12,5
Silicona de condensación	3,3	2,5	11,0	8,9
Silicona de adición	3,1	1,8	8,9	5,9
Poliéter	3,3	2,3	9,0	8,3

De Harcourt JK: A review of modern impression materials. *Aust Dent J* 23:178, 1978.

Material chroniony prawem autorskim

Estabilidad dimensional

Existen cinco causas principales del cambio dimensional: 1) contracción de polimerización; 2) liberación de un producto colateral (agua o alcohol) durante la reacción de condensación; 3) contracción térmica al pasar de la temperatura de la cavidad oral a la temperatura ambiental; 4) **imbibición** con la exposición al agua, un desinfectante o un ambiente muy húmedo durante un tiempo, y 5) recuperación incompleta de la deformación debido al comportamiento viscoelástico. Se han medido los cambios dimensionales durante el fraguado, directa e indirectamente, utilizando muestras de elastómeros (almacenadas y no conservadas) con diferentes formas geométricas. En la especificación n.° 19 de la ANSI/ADA para materiales de impresión elastoméricos, se coloca un disco del material de impresión en una loseta de vidrio cubierta de talco. A las 24 horas, la contracción no debe exceder del 0,5% para los materiales tipo I y III ni del 1% para un elastómero tipo II. La medición incluye: contracción asociada con el cambio térmico (37 a 23 °C), contracción de polimerización y pérdida de componentes volátiles. Por ejemplo, los coeficientes lineales de la expansión térmica para los elastómeros se encuentran en el rango de 150 a 220 ppm/°C.

La figura 9-10 muestra los valores medios de la contracción lineal para varios elastómeros no acuosos utilizando el método que acabamos de describir. Es evidente que todos los materiales cambian dimensionalmente con el tiempo. El cambio es mayor en los polisulfuros y las siliconas de condensación que en los poliéteres y las siliconas de adición. Este resultado es el esperado porque los polisulfuros y las siliconas de condensación liberan productos colaterales, agua y alcohol, respectivamente.

Si se quiere obtener una exactitud máxima con el polisulfuro y la silicona de condensación, las impresiones deben ser vaciadas inmediatamente después de retirarlas de la boca con una mezcla lechosa de yeso piedra. *Inmediatamente* significa durante los primeros 30 minutos, incluso cuando se utiliza la técnica de doble impresión pesada-fluida.

La estabilidad de las siliconas de adición y los poliéteres sugieren que estos materiales no deben vaciarse inmediatamente. De hecho, a menudo estas impresiones son enviadas al laboratorio para ser vaciadas allí. Los estudios demuestran que un modelo obtenido entre 24 horas y una semana después de haber tomado la impresión es tan exacto como uno que haya sido vaciado en la primera hora, siempre que no se hayan producido burbujas de hidrógeno. Estos materiales son los que presentan la menor cantidad de distorsión bajo cargas aplicadas sobre el material fraguado. Por tanto, vaciar la impresión y retirar el modelo de la impresión varias veces no alterará la estabilidad dimensional de la impresión, a pesar de tener que hacer una fuerza importante cada vez que se separa el modelo de la impresión.

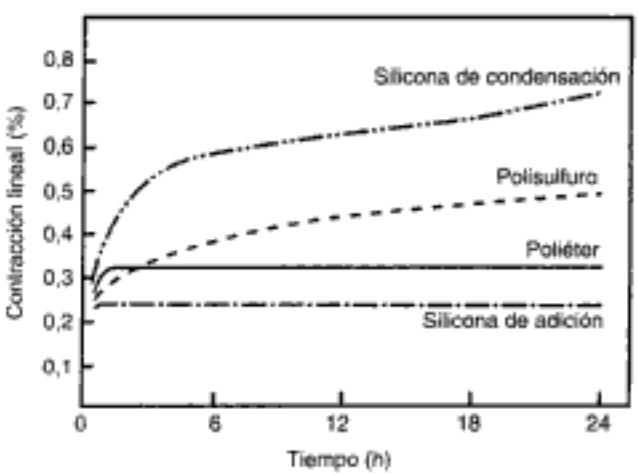


Fig. 9-10 Contracción lineal característica de cuatro materiales de impresión elastoméricos.

Materiał chroniony prawem autorskim

La absorción de agua o fluidos y la lixiviación simultánea del plastificante soluble en agua son dos propiedades que tienen un efecto negativo en la impresión de poliéter. Por ello, ésta debe mantenerse en un ambiente seco y fresco para mantener su exactitud.

Reproducción de detalles orales

Es evidente la necesidad de que el material de impresión reproduzca los detalles finos de la cavidad oral. Se han llevado a cabo varias investigaciones para evaluar la capacidad de los materiales de impresión de reproducir los detalles superficiales. La prueba de reproducción de superficie es una parte de la especificación para los materiales de impresión elastoméricos. No hay duda de que tanto estos elastómeros como los hidrocoloides reversibles son capaces de recoger detalles muy finos. Cuando estas impresiones de prueba se vacían con yeso piedra, no siempre se reproducen los detalles finos. En otras palabras, los materiales de impresión elásticos recogen más detalles de los que pueden transferirse al troquel o modelo de escayola piedra.

No está muy claro el significado clínico de las pruebas de superficie realizadas in vitro. Es posible que el detalle obtenido con las muestras de elastómeros al hacer estas pruebas realizadas in vitro sea mayor que el obtenido en boca debido a la hidrofobia de algunos de estos materiales.

Desinfección

Es evidente la necesidad de desinfectar las impresiones. La duración y forma de aplicación del desinfectante dependen de la capacidad del material de absorber agua y del tiempo transcurrido desde que se tomó la impresión.

Las siliconas de condensación y adición, así como los polisulfuros, se pueden desinfectar con todos los desinfectantes registrados en la EPA* sin cambios dimensionales adversos, teniendo en cuenta que el tiempo de desinfección es corto. Las impresiones se deben sumergir durante el tiempo especificado para el desinfectante. Terminada la desinfección, se debe retirar, lavar y vaciar la impresión con escayola lo antes posible. Ha de tenerse en cuenta que un largo tiempo de inmersión puede hacer que el surfactante del vinil polisiloxano hidrófilo se separe por lixiviación y haga que la impresión sea menos hidrófila.

Los poliéteres pueden sufrir también cambios dimensionales si se sumergen durante mucho tiempo (más de 10 minutos) debido a su naturaleza marcadamente hidrófila. El glutaraldehído al 2% es una solución adecuada para la mayoría de los elastómeros. A continuación, se debe envolver la impresión en una servilleta empapada en el desinfectante y guardar en una bolsa de plástico cerrada durante 10 minutos. Cuando se quite la servilleta de papel, se debe lavar, secar y vaciar inmediatamente la impresión con yeso u otro material de vaciado.

La tabla 9-4 muestra una guía para la selección de los métodos de desinfección apropiados para todos los tipos de impresión que se envían al laboratorio dental.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué no se recomienda la colocación rápida de una cubeta de impresión con un material seudoplástico?

*EPA: Agencia de Protección Ambiental

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 9-4 **Guía para la selección de los métodos de desinfección apropiados para las impresiones que son llevadas a un laboratorio dental**

Material	Método	Desinfectante recomendado	Comentarios
Hidrocoloide irreversible (alginato)	Inmersión con precaución Usar sólo desinfectante durante un tiempo de exposición corto (<10 min para el alginato)	Compuestos de cloro o iodóforos	El glutaraldehído a corto plazo es aceptable, pero el tiempo es inadecuado para la desinfección
Hidrocoloide reversible			¡No sumergir en glutaraldehído alcalino!
Polisulfuro Silicona	Inmersión	Glutaraldehídos, compuestos de cloro, iodóforos, fenólicos	No se recomiendan desinfectantes que necesiten un tiempo de exposición superior a 30 min
Poliéter	Sumergir con precaución Usar sólo desinfectante durante un tiempo de exposición corto (<10 min)	Compuestos de cloro o iodóforos	La ADA recomienda cualquier tipo de desinfectante; no obstante, es esencial un tiempo de exposición corto para evitar la distorsión
Pasta zinquenólica	Preferible la inmersión; puede rociarse para registros de mordida	Glutaraldehídos o iodóforos	¡No compatible con compuestos de cloro! Rociar con fenólico
Compuesto de impresión		Iodóforos o compuestos de cloro	Se puede rociar con fenólico

Propiedades reológicas

El polisulfuro tiene la viscosidad más baja y es considerado como uno de los materiales menos rígidos de entre los materiales de impresión elastoméricos de consistencia similar. Esta flexibilidad permite que el material fraguado sea fácilmente retirado de las zonas retentivas y de la boca con una tensión mínima. Las consistencias más habituales de los materiales de condensación son la masilla y la ligera. También está disponible uno de consistencia ligera con el catalizador en forma de pasta.

La silicona de adición y el poliéter son materiales de impresión seudoplásticos. Esta propiedad permite que los fabricantes puedan formular materiales de un solo paso. Que un material posea esta propiedad significa que el clínico puede utilizar un material de alta viscosidad, que es más estable y resistente a la distorsión, que capte los detalles necesarios para fabricar una prótesis fija. El comportamiento seudoplástico (capacidad de hacerse menos denso) aparece sólo cuando se aplica la fuerza y no altera el material permanentemente. Los poliéteres disponen de un agente que reduce la rigidez del material fraguado.

A menudo se confunde la seudoplasticidad con otro comportamiento reológico que depende de la tensión y que se conoce como *tixotropía*. Un material **tixotrópico** no fluye hasta que no se aplica una fuerza suficiente en forma de impacto para superar su límite de resistencia. A partir de este punto el material se vuelve más fluido.

Elasticidad

Las propiedades elásticas de estos materiales de impresión elastoméricos mejoran si se aumenta el tiempo de fraguado en boca. En otras palabras, cuanto más tiempo esté la

Material chroniony prawem autorskim

impresión en boca, menor distorsión se producirá al sacarla. El material de impresión puede sufrir algo de deformación elástica al retirarlo de la boca, pero un límite elástico suficientemente alto para el material de impresión minimiza la deformación permanente. El tiempo de fraguado, establecido por el fabricante o determinado con un reómetro, no es siempre adecuado para conseguir una elasticidad suficiente y evitar la deformación permanente al retirar la impresión, especialmente en el caso del polisulfuro y la silicona de adición. Por ejemplo, los tiempos de fraguado medidos con un reómetro son 1 o 2 minutos más bajos que los necesarios para obtener un nivel aceptable de elasticidad antes de sacar la impresión.

La cantidad relativa de deformación permanente tras la **tensión por compresión** se incrementa en este orden: silicona de adición, silicona de condensación, poliéter y polisulfuro. La recuperación de la deformación elástica después de la aplicación de una fuerza es más lenta en el polisulfuro que en los otros tres tipos de materiales de impresión. Sin embargo, incluso cuando la tensión es duradera, como cuando la impresión se retira lentamente de los dientes preparados, la recuperación es lo suficientemente rápida como para no tener que demorar el vaciado de la impresión.

Existe la posibilidad de que se produzca un gran cambio dimensional cuando se retira una impresión de polisulfuro de la boca. A pesar de ello, no se obtiene ninguna ventaja curándolo en el laboratorio. Si las cadenas de polímeros se han estirado más allá de su límite elástico, ningún tiempo de espera va a hacer que vuelvan a su forma original. Aunque la deformación sea permanente, las cadenas pueden relajarse porque no tienen «memoria», con lo cual su estado en relajación no será el mismo que la forma no distorsionada, independientemente del tiempo que se haya dejado **fraguar** la impresión.

Los materiales de impresión de polivinil siloxano son los materiales elásticos ideales de entre los que disponemos. Prácticamente no existe distorsión cuando se retiran de zonas retentivas debido a que estos materiales presentan la deformación permanente más baja tras una tensión por compresión. Pero estas propiedades elásticas tan buenas presentan un problema y es que el material muy pesado empieza a adquirir propiedades elásticas cuando aún se encuentra en el tiempo de trabajo. Si el material está en un avanzado estado de elasticidad y es comprimido excesivamente durante la colocación de la impresión en boca, ésta puede distorsionarse cuando el material se recupere elásticamente.

Sin contar con los elastómeros en masilla, de muy alta viscosidad, la rigidez (módulo de elasticidad) de los materiales de impresión aumenta en el siguiente orden: polisulfuro, silicona de condensación, silicona de adición y poliéter. El poliéter original era extremadamente difícil de retirar de las zonas retentivas debido a su altísimo módulo de elasticidad. Es, aproximadamente, 27 veces más rígido que el polisulfuro ligero. Algunas de las nuevas formulaciones de los materiales de consistencia media o regular son, en realidad, menos rígidos que el vinil polisiloxano hidrófilo de un solo paso.

Resistencia al desgarro

Una prueba de la resistencia al desgarro mide la resistencia a la fractura de un material elastomérico sometido a una fuerza de tracción que actúa perpendicularmente a un defecto superficial. Las muestras del estudio suelen tener forma de perneras de pantalón. La resistencia al desgarro es el cociente entre la fuerza máxima necesaria para romper la muestra tirando de ella y su espesor, y se expresa en N/m. Se trata de una propiedad importante cuando los materiales de impresión se utilizan en zonas interproximales y subgingivales. Es esencial también que materiales maxilofaciales y bases blandas tengan una alta resistencia al desgarro. Las partes subgingivales de una impresión son, con frecuencia, muy delgadas. El material de esta zona puede desgarrarse y dejar una porción inducida en el surco gingival (fig. 9-11). Este segmento residual suele ser difícil de detectar, incluso con radiografías, porque la mayoría de los materiales no son radiopacos, con la excepción del polisulfuro, que contiene dióxido de plomo como catalizador. La resistencia al desgarro de los diferentes materiales de impresión es, de menor a mayor: hi-

Material chroniony prawem autorskim

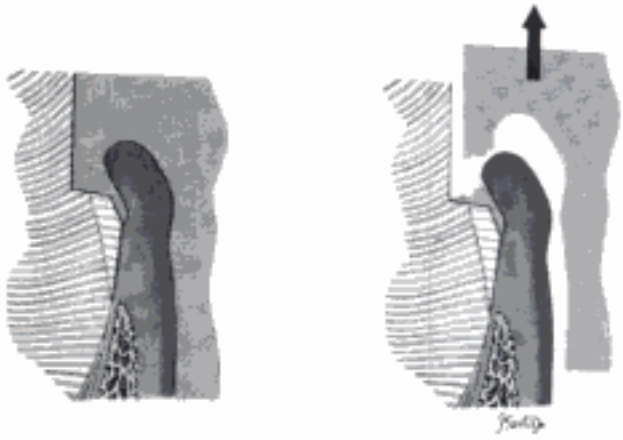


Fig. 9-11 **Izquierda,** El material de impresión ha polimerizado dentro del surco gingival. **Derecha,** El material de impresión se ha desgarrado durante su remoción. Véase también lámina en color.

drocoloides (agar y alginato), siliconas (adición y condensación), poliéter y polisulfuro. Sin embargo, se descubre en la bibliografía que algunos poliéteres o siliconas tienen mayor resistencia al desgarro que algunos polisulfuros. La resistencia al desgarro de los hidrocoloides es la décima parte de la de los polisulfuros.

En la resistencia al desgarro influyen, además de la composición química de los materiales, su consistencia y la forma de remoción. El aumento de la consistencia suele incrementar la resistencia al desgarro del material. La adición de un agente que haga el material menos denso reduce ligeramente la resistencia al desgarro, pero aumenta sustancialmente la flexibilidad. Si se aplica mucha fuerza rápidamente al retirar la impresión, la resistencia al desgarro aumenta. Esto significa que al aliviar el sellado de aire, la remoción debe llevarse a cabo con un movimiento rápido más que con uno lento.

La resistencia al desgarro representa sólo la tensión asociada con el proceso de desgarro durante la remoción de la impresión. Sin embargo, el material está sometido también a una cierta fuerza antes de su remoción. Para la misma preparación, cada material de impresión, independientemente de su resistencia al desgarro, será sometido a la misma cantidad de tensión al quitar la impresión. La propiedad que puede definir el comportamiento combinado de la resistencia y la tensión recibe el nombre de energía (v. cap. 4), que incluye en su cálculo la cantidad de cambio dimensional del material. Sin embargo, la *resistencia al desgarro,* tal y como se ha definido, se expresa en N/m, que puede convertirse en Nm/m^2 o julio (J)/m^2, que es la energía por unidad de área. En la bibliografía podemos encontrar el término energía de desgarro en lugar de resistencia al desgarro. En este capítulo se utiliza el término *resistencia al desgarro* para evitar la confusión.

El polisulfuro es el material que presenta la mayor resistencia al desgarro, medido por su cambio dimensional. Por tanto, estas secciones de polisulfuro son menos propensas al desgarro que las secciones de poliéter o silicona de un espesor similar. Sin embargo, debido a su susceptibilidad a la distorsión permanente, las impresiones de polisulfuro podrían deformarse en lugar de desgarrarse. Esta circunstancia plantea un problema debido a que un desgarro se ve inmediatamente revisando cuidadosamente la impresión, pero la deformación no puede ser detectada visualmente. Esta distorsión puede dar lugar a una estructura metálica que no ajusta. Dado que la velocidad de deformación influye en la resistencia al desgarro y en la deformación permanente, se debería tirar de ella lo antes posible para evitar efectos adversos.

Biocompatibilidad

La especificación de la ANSI/ADA para probar la biocompatibilidad incluye materiales de impresión dental, a pesar de que la probabilidad de aparición de reacciones alérgicas o tóxicas causadas por estos materiales o sus componentes es baja. Si comparamos la citotoxicidad celular para diferentes materiales de impresión, comprobamos que el poli-

Materiał chroniony prawem autorskim

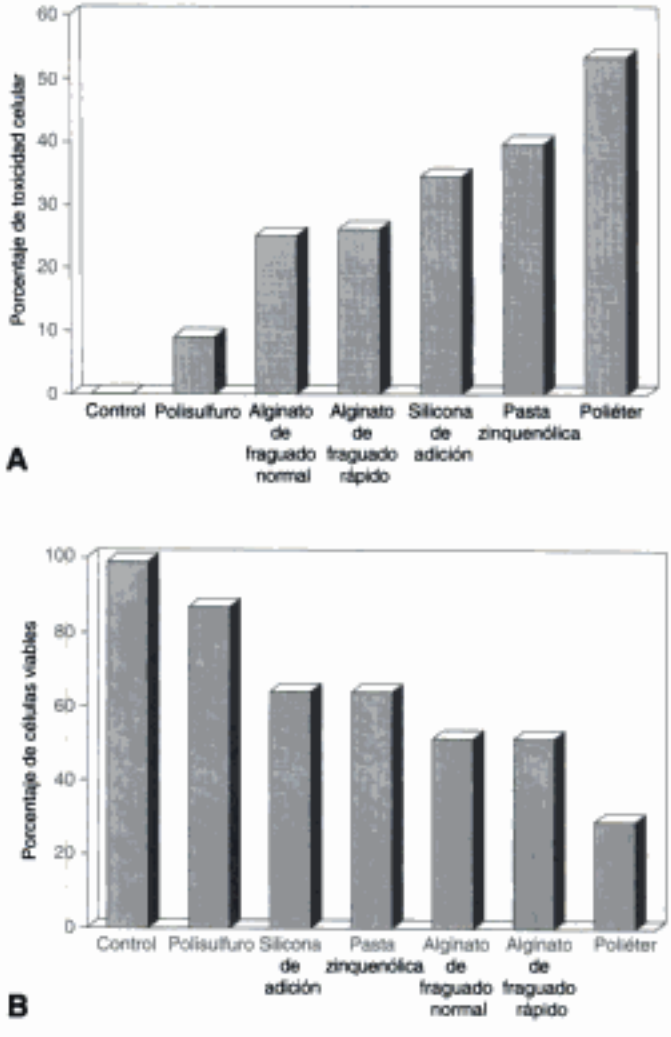


Fig. 9-12 **A,** La gráfica de citotoxicidad celular muestra que, tras 3 días de incubación con células Vero, todos los materiales de impresión presentaban diferentes grados de citotoxicidad. Se muestra la citotoxicidad relativa de cada material en relación con el control. **B,** La gráfica de viabilidad celular muestra el porcentaje relativo de células viales tras haber sido expuestas a los materiales de impresión. (De Sydiskis RK y Gerhardt DE: *J Prosthet Dent* 69:431, 1993.)

sulfuro presenta los valores más bajos de muerte celular y que el poliéter fraguado da los valores más altos de citotoxicidad celular (fig. 9-12). Estos mismos resultados se repiten en múltiples pruebas de exposición.

Quizá el problema de biocompatibilidad más frecuente inducido por los elastómeros se produce cuando un fragmento del material de impresión queda alojado en el surco gingival de un paciente. Este cuerpo extraño puede producir una severa inflamación gingival que podría atribuirse, erróneamente, a la preparación dentaria o al cementado. Si durante la inspección visual de una impresión se observa un desgarro, es importante examinar inmediatamente el surco gingival para retirar cualquier resto de la impresión o cualquier otro cuerpo extraño, como, por ejemplo, un trozo del hilo retractor. En estos casos, la radiopacidad del polisulfuro es una ventaja.

Existe cierta preocupación con respecto a la posible hipersensibilidad del catalizador del poliéter. Hay casos recogidos de dermatitis de contacto producida por el poliéter, especialmente en el auxiliar. En cambio, no se conoce ningún efecto citotóxico tras la exposición a sus componentes, particularmente el catalizador imina.

Vida media

Un material de impresión conservado adecuadamente no se deteriora de manera apreciable en el tubo o contenedor donde esté guardado en un ambiente seco y fresco. Los tubos deben cerrarse siempre herméticamente cuando no se estén utilizando. Es importante también volver a cerrar el recipiente del alginato tras dispensar el polvo.

Material chroniony prawem autorskim

Consecuencias de la manipulación errónea

El fracaso a la hora de obtener un buen troquel o modelo de escayola o resina epoxi está más relacionado con un error en el manejo del material de impresión que con un defecto en las propiedades del mismo. La tabla 9-5 resume los fracasos más frecuentes al tomar impresiones, así como sus causas. La tabla 9-6 compara las propiedades de los materiales de impresión elastoméricos. En la tabla 9-7 se resumen las características de los elastómeros.

Tabla 9-5 **Defectos comunes observados con el uso de materiales de impresión elastoméricos no acuosos**

Tipo de defecto	Causas
Impresión con superficie rugosa o irregular	Polimerización incompleta por remoción prematura de la boca, proporción o mezcla inadecuada de los componentes o presencia de aceite u otro material orgánico en los dientes. En las siliconas de adición, agentes que contaminan el material e inhiben la polimerización
	Polimerización demasiado rápida por humedad o temperatura elevadas
	Proporción excesivamente alta de catalizador/base en la silicona de condensación
Burbujas	Polimerización demasiado rápida, que impide el flujo
	Aire incorporado durante la mezcla
Espacios de forma irregular	Saliva o residuos sobre la superficie de los dientes
Modelo de yeso rugoso o poroso	Limpieza inadecuada de la impresión
	Exceso de agua en la superficie de la impresión
	Exceso de agente humectante dejado sobre la preparación
	Remoción prematura del modelo. Manipulación errónea de la escayola
	No esperar al menos 20 minutos para vaciar una impresión de silicona de adición
Deformación	Cubeta de resina no polimerizada lo suficiente y que todavía presenta contracción de polimerización
	Falta de adhesión del material elástico a la cubeta causada por no aplicar suficientes capas de adhesivo, llenar la cubeta demasiado pronto después de aplicar el adhesivo o usar un adhesivo defectuoso
	Falta de retención mecánica en aquellos materiales en los que el adhesivo es ineficaz
	Desarrollo de propiedades elásticas en el material antes de colocar la cubeta
	Exceso de material
	Espacio insuficiente para el material de rebase (si se utiliza esta técnica)
	Presión continua contra el material de impresión que ya ha desarrollado propiedades elásticas
	Movimiento de la cubeta durante la polimerización
	Remoción prematura de la boca
	Retirada de la boca con técnica incorrecta
	Demora en el vaciado de las impresiones de polisulfuro o silicona de condensación

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 9-6 **Comparación de las propiedades de los materiales de impresión elastoméricos**

Propiedad	Polisulfuro	Silicona de condensación	Silicona de adición	Poliéter
Tiempo de trabajo (min)	4–7	2,5–4	2–4	3
Tiempo de fraguado (min)	7–10	6–8	4–6,5	6
Resistencia al desgarro (N/m)	2.500–7.000	2.300–2.600	1.500–4.300	1.800–4.800
Porcentaje de contracción (a las 24 h)	0,40–0,45	0,38–0,60	0,14–0,17	0,19–0,24
Ángulo de contacto entre el material fraguado y el agua (*)	82	98	98/53*	49
Formación de gas hidrógeno (Sí/No)	No	No	Sí†	No
Mezclado automático (Sí/No)	No	No	Sí	Sí
Cubeta individual (Sí/No)	Sí	No	No	No
Olor desagradable (Sí/No)	Sí	No	No	No
Varios vaciados (Sí/No)	No	No	Sí	Sí
Rigidez (el valor 1 indica la máxima rigidez)	3	2	2	1‡
Deformación al retirarlo (el valor 1 indica el potencial mayor de distorsión)	1	2	4	3
Coste por unidad de volumen (el valor 1 indica el material más costoso)	4	3	2	1

*Ángulo de contacto más bajo obtenido al probar un material de impresión hidrófilo.
†A menudo se añade un absorbente para evitar la formación de gas hidrógeno.
‡La gran rigidez (módulo elástico) exige cubrir las zonas retentivas.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo puede minimizarse la deformación de una impresión tomada con un hidrocoloide durante su almacenamiento?

HIDROCOLOIDES

Los **coloides** se definen frecuentemente como un cuarto estado de la materia, el *estado coloidal*. En una solución de azúcar en agua, las moléculas de azúcar se dispersan uniformemente en el agua y no hay una separación física visible entre el soluto y las moléculas del solvente. Si se sustituye el azúcar por partículas más grandes e insolubles, como la arena, el sistema recibe el nombre de *suspensión*. Si estas partículas son líquidas, por ejemplo, aceite vegetal en agua, hablamos de una *emulsión*. Estos glóbulos o gotitas de aceite no difunden con facilidad y tienden a permanecer en el medio de suspensión, a menos que sean eliminados mecánica o químicamente. En algún lugar entre los extremos de las moléculas más pequeñas en solución y las moléculas más grandes en suspensión se encuentra la solución coloidal, o *sol*.

Las auténticas soluciones existen como una única fase. Sin embargo, el coloide y la suspensión tienen dos fases: la **fase dispersa** y la **fase de dispersión.** En el coloide, las partículas de la fase dispersa están formadas por moléculas que se mantienen unidas mediante fuerzas primarias o secundarias. El tamaño de las partículas del coloide es de 1 a 200 nm.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 9-7 **Características de los materiales de impresión elastoméricos**

Nombre genérico	Marcas comerciales	Ventajas	Inconvenientes
Polisulfuro	Coe-flex (GC-America)	Tiempo de trabajo largo	Necesita cubeta individual
	Neo-plex (Heraeus Kulzer)	Resistencia al desgarro alta	Estiramiento produce deformación
	Omniflex (GC-America)	Márgenes fácilmente visibles	Bueno con escayola
	Permlastic (Kerr)	Bajo coste	Tiñe prendas de vestir
			Olor nauseoso
			Vaciar en 1 hora
Silicona de condensación (pesada-fluida)	Accoe (GC-America)	Pesada para cubeta individual	Contracción de polimerización elevada
	Cuttersil (Heraeus Kulzer)	Limpio y cómodo	Derivado volátil
	Silene (Bosworth)	Buen tiempo de trabajo	Resistencia al desgarro baja
	Speedex (Coltene/Whaledent)	Márgenes fácilmente visibles	Hidrófobo
	Xantopren (Heraeus Kulzer)		Vaciar inmediatamente
Vinil polisiloxano	Aquasil/Reprosil/Hydrosil (Dentsply Caulk)	Un solo material	Hidrófobo
	Cinch-Platinum (Parkell)	Pesada para cubeta individual	No fluye con saliva en surco
	Dimension/Position (3M/ESPE)	Dispositivo de automezclado	Resistencia al desgarro baja
	Exaflex/Examix/Exafast/Hydroflex (GC America)	Limpio y cómodo	Pesada desplaza a fluida
	Express/Imprint/Imprint II (3M/ESPE)	Márgenes fácilmente visibles	Ligera tiene resistencia al desgarro baja
	Extrude/Take 1 (Kerr)	Elasticidad ideal	Pesada demasiado rígida
	First QuarterFS/Star VPS (Danville Materials)	Vaciados sucesivos	Pesada y fluida por separado
	Flexitime/Provil (Heraeus Kulzer)	Estable: demorar vaciado	Difícil vaciar modelo
	Honigum (Zenith/DMG)		Coste elevado
	Perfectim (J Morita)		
	Polysil (SciCan)		
	President/Rapid (Coltene)		
	Supersil (Bosworth)		

Material chroniony prawem autorskim

Poliéter	Impregum F (3M/ESPE)	Fraguado rápido	Rígido, alto módulo
	Permadyne (3M/ESPE)	Limpio	Sabor amargo
	Polyjel NF (Caulk)	Dispositivo de automezclado	Necesario cubrir zonas retentivas
		Hidrofobia mínima	Absorbe agua
		Márgenes fácilmente visible	Lixiviación de componentes
		Buena estabilidad	Coste elevado
		Demorar vaciado	
		Vida media: 2 años	
Agar (hidrocoloide reversible)	Acculoid/Cartriloids (Van R)	Acepta humedad en zona de trabajo	Necesita equipamiento especial
	Cohere/SuperBody/SuperSyringe (Ghingi-Pak)	Exacto y agradable	Incomodidad térmica
	Indentic (Cadco)	Hidrófilo	Se desgarra fácilmente
		Bajo coste	Vaciar inmediatamente
		Vida media larga	Difícil ver márgenes y detalles
Alginato (hidrocoloide irreversible)	Coe Alginate (GC America)	Acepta humedad en zona de trabajo	Impreciso/rugoso
	Integra (Kerr)	Limpio y cómodo	Se desgarra fácilmente
	Indentic/Kromafaze (Cadco)	Hidrófilo	Vaciar inmediatamente
	Jeltrate (Dentsply Caulk)	Bajo coste	Puede enlentecer fraguado de escayola
	Kromopan (Kromopan)	Vida media larga	
	Supergel (Bosworth)		
	Xantalgin (Heraeus Kulzer)		

Material chroniony prawem autorskim

Transformación sol-gel

Si un hidrocoloide contiene una concentración adecuada de la fase dispersa, el sol, bajo ciertas condiciones, podría transformarse en un material semisólido conocido como **gel.** En el estado de gel, la fase dispersa se aglomera para formar cadenas o fibrillas, también denominadas **micelias.** Las fibrillas pueden ramificarse y entremezclarse formando una estructura multifilar que recuerda el entrelazado de las ramas de un árbol o las cerdas de un cepillo. En los intersticios entre las fibrillas se sitúa el medio de dispersión por atracción capilar o adhesión. Los materiales coloidales que se utilizan para la toma de impresiones son agar o alginato disuelto en agua; estas soluciones reciben el nombre de *hidrocoloides.*

Para el agar, las uniones secundarias mantienen juntas las fibrillas. Estas uniones se rompen al aumentar ligeramente la temperatura y se restablecen cuando el hidrocoloide se enfría a temperatura ambiente. El proceso es reversible. Para el alginato, las fibrillas se forman por acción química y la transformación es irreversible.

Resistencia del gel

El gel puede soportar un estrés considerable, en concreto la tensión por cizallamiento, sin fluidificar, ya que la tensión se aplica rápidamente. La rigidez y fuerza del gel están directamente relacionadas con la concentración del hidrocoloide. La resistencia de los geles de **hidrocoloide** reversible e **irreversible** puede aumentar añadiendo ciertos modificadores, tales como rellenos y productos químicos. Sin embargo, el material se fluidificará bajo cargas duraderas. Esta fluidez alterará la red formada entre el medio de dispersión y la estructura fibrilar.

Para el gel reversible, cuanto más baja sea la temperatura, más fuerte será el gel (y viceversa). Cuando se calienta el gel, aumenta la energía cinética de las fibrillas, lo que da lugar a distancias interfibrilares más grandes y a una reducción de su interacción cohesiva. Si el calor sigue aumentando, la mayoría de las fibrillas se disocian hasta que finalmente se separan más fibrillas de las que se forman a la temperatura a la que se produce la licuefacción al estado de sol.

Por otra parte, la resistencia del gel irreversible no se ve afectada de una forma tan marcada por los cambios normales de temperatura debido a que las fibrillas se forman por acción química y no retornan a la condición de sol al ser calentadas.

Efectos dimensionales

El gel puede perder agua por *evaporación* en su superficie, o por exudado de líquido, por medio de un proceso conocido como **sinéresis.** Como resultado de la evaporación o la sinéresis, el gel se contrae. Si un gel se coloca en agua, la absorbe por un proceso conocido como *imbibición,* alterándose así sus dimensiones originales. La imbibición puede producir casi tanta deformación como la sinéresis y la evaporación.

En odontología son muy importantes los efectos de la sinéresis, la evaporación y la imbibición en los cambios dimensionales, ya que cualquier cambio dimensional que se produzca después de retirar la impresión de la boca dará lugar a vaciados y modelos inexactos. En el siguiente apartado se discuten los medios con que contamos para limitar estos efectos y asegurarnos de que las dimensiones de la impresión son las adecuadas.

HIDROCOLOIDES REVERSIBLES: AGAR

El fraguado de un hidrocoloide irreversible, a menudo denominado **gelación,** es un proceso de solidificación que implica el cambio del estado sol al estado de gel. Este cambio físico de sol a gel, y viceversa, es inducido por un cambio de temperatura. El gel pasa a sol cuando se calienta hasta una temperatura determinada, conocida como *temperatura*

Materiał chroniony prawem autorskim

de licuefacción (70 a 100 °C). Cuando se produce el enfriamiento a partir de estos valores, el sol se transforma en gel en un punto conocido como *temperatura de gelificación* (entre 37 y 50 °C). La temperatura de gelificación es crítica para la toma de impresiones. Si es demasiado elevada, el calor del sol podría dañar los tejidos orales. También podría suceder que la transformación de sol a gel fuese demasiado rápida y aparecieran irregularidades superficiales significativas. Y a la inversa, si la temperatura de gelificación está muy por debajo de la de la cavidad oral, será difícil o casi imposible enfriar el material lo suficiente como para obtener un gel firme adyacente a los tejidos orales.

Composición

Uno de los componentes principales de los **hidrocoloides** es el agar, pero de ninguna manera es el principal componente en peso (tabla 9-8). El agar es un coloide hidrófilo orgánico (polisacárido) que se extrae de ciertas algas marinas. Se presenta en una concentración del 8 al 15% dependiendo de las propiedades deseadas en el material. El componente principal por peso en el material fraguado es el agua (>80%). Se añade una pequeña proporción de bórax para reforzar el gel. Puesto que el bórax enlentece el endurecimiento de la escayola, se añade un acelerador (como el sulfato de potasio) para contrarrestar su efecto. Se utilizan otros rellenos, tales como tierra de diatomeas, arcilla, sílice, cera, goma y polvos inertes similares para controlar la resistencia, la viscosidad y la rigidez, como se dijo anteriormente. También pueden añadirse timol y glicerina como agentes bactericida y plastificante, respectivamente. Habitualmente se incluyen también colorantes y saborizantes.

El hidrocoloide suele presentarse en dos formas: como material de jeringa y como material de cubetas. Los tubos se utilizan para llenar las cubetas enfriadas con agua y los cartuchos están destinados a las jeringas, como muestra la figura 9-13. La única diferencia entre el material de la jeringa y el de la cubeta es el color del primero y su mayor fluidez.

Manipulación

La diferencia de temperatura entre la de gelación y la de licuefacción del gel permite utilizar el agar como material de impresión dental. Su manipulación implica licuar el gel, colocarlo en la cubeta, calentarlo a la temperatura más alta que el paciente puede soportar y mantenerlo en estado fluido para recoger los detalles de las estructuras orales. Una vez en la boca, el material se enfría por debajo de la temperatura de la boca para que se produzca la gelificación. Es esencial disponer del equipamiento adecuado para llevar a cabo este proceso. Normalmente han de existir, al menos, tres compar-

Tabla 9-8 **Composición de los hidrocoloides reversibles de impresión comercializados**

Componente	Función	Composición (%)
Agar	Estructura multifilar	13-17
Borato	Resistencia	0,2-0,5
Sulfato	Endurecedor de escayola	1,0-2,0
Cera dura	Relleno	0,5-1,0
Materiales tixotrópicos	Espesante	0,3-0,5
Agua	Medio de reacción	Equilibrada

Por cortesía de K.H. Strader.

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 9-13 Cartucho del hidrocoloide agar y jeringas utilizadas para su inyección sobre los dientes preparados. También se muestra el contenedor para colocar el agar en la unidad acondicionadora.

timentos en la unidad acondicionadora (como la que muestra la fig. 9-14). Ello permite licuar, almacenar y calentar el hidrocoloide reversible simultáneamente. Las temperaturas necesarias en cada uno de los pasos de preparación del hidrocoloide son críticas y el equipo ha de calibrarse una vez a la semana.

Preparación y acondicionamiento del material de agar

El primer paso en la preparación del material consiste en licuar el gel del hidrocoloide en agua hirviendo durante, al menos, 10 minutos. En zonas más altas (p. ej., en Denver, Colorado) el punto de ebullición del agua es demasiado bajo para licuar el gel. Se puede añadir propilenglicol al agua para obtener una temperatura de licuefacción de 100 °C. Si no, deben utilizarse materiales que hayan sido formulados específicamente para licuar a temperaturas más bajas. Se puede volver a licuar una parte de un tubo que no haya sido utilizado. En teoría, puede volver a utilizarse el material que se empleó para tomar la impresión. Sin embargo, dado que su desinfección podría ser un problema importante, es

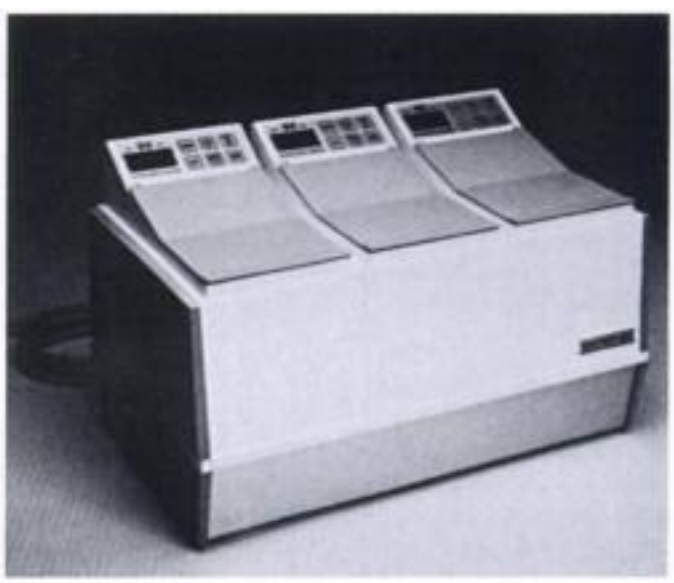


Fig. 9-14 Unidad acondicionadora para los materiales de impresión de agar. Consta de tres compartimentos para: licuar el material, almacenarlo después de hervido y calentar el hidrocoloide de la cubeta. (Por cortesía de Van R Dental Products, Inc. Los Angeles, Calif.)

Materiał chroniony prawem autorskim

conveniente recalentar en la unidad acondicionadora sólo las porciones que no han sido utilizadas.

Después de haber licuado el hidrocoloide de agar, se debe almacenar en estado de sol a 65 °C hasta que se vaya a utilizar para su inyección en la preparación cavitaria o para rellenar la cubeta. Dado que el proceso de licuefacción lleva algún tiempo y se puede conservar el material durante varios días, es habitual preparar varios tubos y jeringas que serán utilizados a lo largo de la semana.

Atemperado del material

Puesto que la temperatura máxima tolerada es de 55 °C, una temperatura de almacenamiento de 65 °C sería demasiado caliente para los tejidos orales, especialmente para el mayor volumen del material de impresión. Por tanto, se debe *atemperar* el material que se vaya a utilizar para rellenar la cubeta. Para el paso de preparación inmediato, se saca un tubo del hidrocoloide en sol del baño donde se conserva, se rellena la cubeta, se coloca una gasa sobre el material de impresión y se coloca la cubeta en el contenedor de calentamiento de la unidad acondicionadora y que está lleno de agua (~45 °C). El tiempo de calentamiento es corto (de 3 a 10 minutos), lo suficiente para conseguir que todo el material haya alcanzado una temperatura más baja (≤55 °C). En cualquier caso, la cubeta cargada no debe dejarse en este baño durante más de 10 minutos, ya que la gelación podría producirse demasiado deprisa, haciendo el material inservible.

El atemperado del material de impresión aumenta también su viscosidad, con lo que no se saldrá de la cubeta. Por otra parte, el material de la jeringa *nunca* se atempera puesto que debe mantenerse en estado fluido, lo que mejora su adaptación a los tejidos. La extrusión del material a través de la pequeña abertura de la jeringa baja la temperatura del mismo lo suficiente para que resulte agradable para el paciente.

Toma de impresiones con agar

Justo antes de que termine de atemperarse el material de la cubeta, se coge el material de la jeringa directamente del compartimento de almacenamiento y se aplica sobre los dientes preparados. Se aplica primero en la base de la preparación y, a continuación, se cubre el resto de los dientes preparados. La punta de la jeringa se coloca muy cerca de los dientes, por debajo de la superficie del material de la jeringa; con ello se intenta evitar el atrapamiento de burbujas de aire. Se extrae la capa externa del hidrocoloide para cubeta (empapada en agua) del contenedor, así como la gasa que cubría el material de impresión. Si no se desecha la capa externa del hidrocoloide para cubeta, no podrá unirse bien al hidrocoloide de la jeringa. La cubeta se coloca inmediatamente, se asienta con una ligera presión y se mantiene en posición con una ligerísima fuerza. Demasiada presión podría desplazar el agar en sol de la jeringa sobre los dientes y distorsionar la impresión.

El agua fría (de 18 a 21 °C) acelera la gelación si se hace que circule a través de la cubeta durante 3 a 5 minutos (fig. 9-15). Durante el proceso de gelificación debe mantenerse la cubeta en boca hasta que se haya alcanzado un punto en el que la fuerza del gel sea suficiente para resistir deformaciones o fracturas. Si se espera un minuto extra, la fuerza y la resistencia al desgarro aumentan considerablemente. Además, cuanto más baja sea la temperatura, más rápidamente se producirá la gelación y, hasta cierto punto, el material será más resistente.

Como se discutía en el apartado sobre los materiales de impresión elastoméricos, los hidrocoloides tienen un comportamiento viscoelástico. Por tanto, ha de retirarse la impresión con un movimiento rápido, en lugar de sacarla poco a poco. Debe evitarse cualquier giro o torsión. Tomada adecuadamente, la impresión resultante (fig. 9-16) reproducirá fielmente las dimensiones y detalles de los tejidos duros y blandos.

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 9-15 Cubetas enfriadas con agua, utilizadas para acelerar la gelificación de los hidrocoloides de agar.

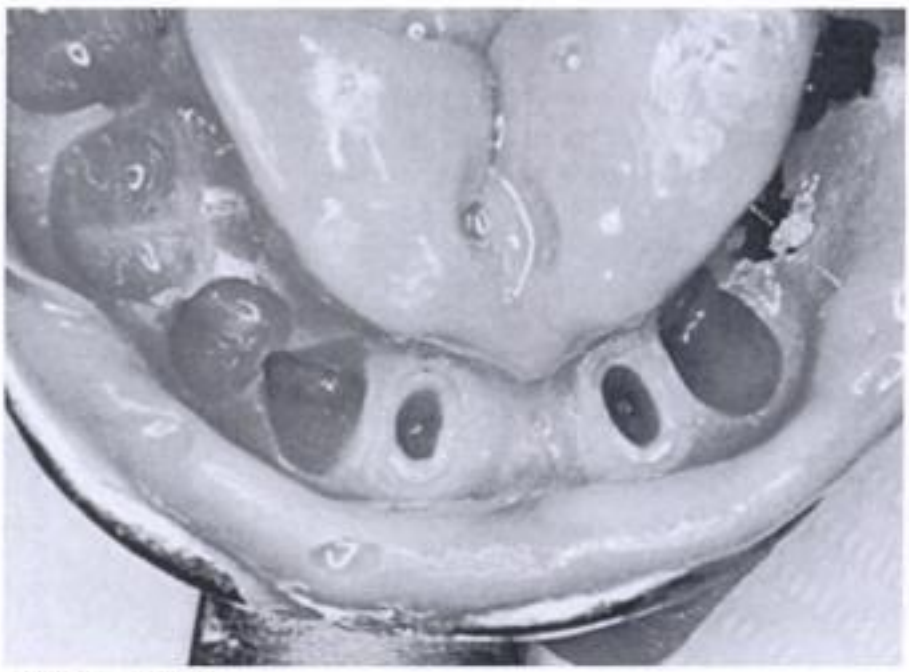


Fig. 9-16 Impresión de agar.

Precisión

El hidrocoloide reversible es considerado uno de los materiales de impresión más exactos. Tiene una larga historia de éxito en sus aplicaciones para coronas unitarias y prótesis parciales fijas. Se han diseñado estudios para demostrar la exactitud de este material de impresión. Se construyeron modelos que ajustaran en troqueles estandarizados, como muestra la figura 9-17. Estas preparaciones estándar simulan un inlay, un onlay y una corona de recubrimiento total. Debido a sus ángulos axio-gingivales romos de 90° y a su conicidad de 6 a 8°, los dientes que necesiten un onlay mesio-ocluso-distal deberán ser preparados con más precisión que la mayoría de las preparaciones cavitarias clínicas. Por tanto, cualquier impresión que reproduzca con exactitud estos troqueles cumplirá sobradamente los requisitos clínicos mínimos. Para conseguir esta exactitud, el clínico debe asegurarse de que cumple las siguientes condiciones.

Viscosidad del sol

Tras haber licuado el material, éste debe ser lo suficientemente viscoso para que no se derrame incluso si se le da la vuelta a la cubeta, como cuando se toma una impresión de la arcada mandibular. Pero esta viscosidad no debe ser tan alta como para no poder reproducir todos los detalles de los tejidos duros y blandos.

Materiał chroniony prawem autorskim

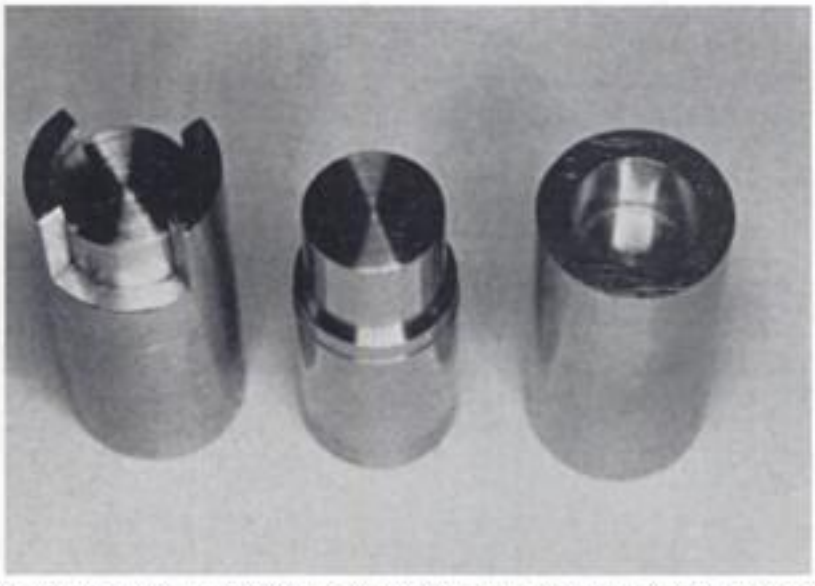


Fig. 9-17 Troqueles de acero usados para determinar la exactitud de las técnicas que emplean materiales para impresión y colados. **Izquierda,** Preparación mesio-ocluso-distal. **Centro,** Preparación para una corona de recubrimiento total. **Derecha,** Preparación para un inlay de una superficie.

Incluso cuando el material tiene la viscosidad suficiente para permanecer estable en la cubeta, no debe ofrecer mucha resistencia a su asentamiento. Es muy fácil que el paciente «muerda a través» del material de impresión. Por esta razón, se suele utilizar la triple cubeta con los hidrocoloides reversibles. En la técnica de la triple cubeta, una impresión recoge las estructuras orales de las arcadas maxilar y mandibular, así como la relación interoclusal. El procedimiento es sensible a la técnica porque el dentista tiene que llevar al paciente a la oclusión céntrica mientras «muerde» el material de impresión. Para este tipo de impresión, el material no debe oponerse a los esfuerzos del paciente para articular sus dientes. La mayoría de los hidrocoloides presentan una consistencia óptima para poder emplearse con esta técnica de una manera satisfactoria.

Distorsión durante la gelación

Siempre se introduce un cierto grado de tensión durante la gelación. Se produce algo de contracción debido a la transformación del hidrocoloide del estado físico de sol al de gel. Si el material se mantiene rígido en la cubeta, se contrae hacia el centro de su masa, dando lugar a troqueles más grandes. Puesto que el sol es un mal conductor térmico, el enfriamiento rápido que da lugar al comienzo de la gelificación puede producir una concentración de tensiones cerca de la cubeta. La conclusión que se extrae de ello es que el agua a 20 °C es más adecuada para enfriar la impresión que el agua helada.

HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES: ALGINATO

El **hidrocoloide de alginato** actual, material de impresión irreversible, fue desarrollado como sustituto del agar cuando sus reservas empezaron a escasear durante la segunda guerra mundial. La base de este material es una sustancia que se extrae de ciertas algas marinas, denominada ácido anhidro-β-*d*-manurónico o ácido algínico, cuya fórmula estructural se muestra en la figura 9-18. El uso general de los hidrocoloides irreversibles es mucho más amplio que el de otros materiales de impresión de los que disponemos en la actualidad. Los factores principales responsables del éxito de este tipo de material estriban en que es fácil de manipular, cómodo para el paciente y relativamente barato puesto que no precisa de un equipamiento complicado.

Material chroniony prawem autorskim

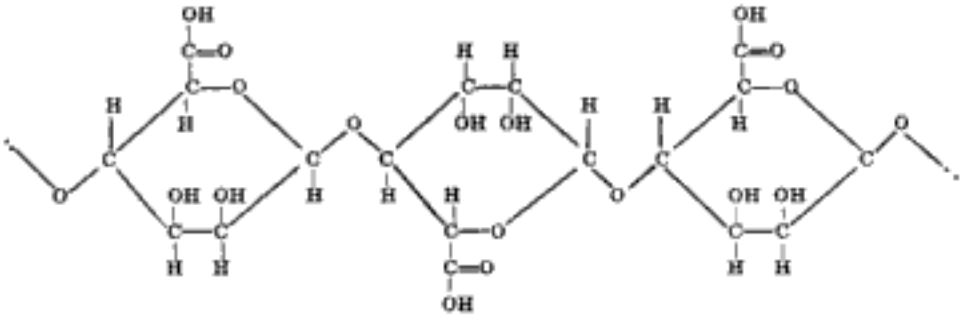


Fig. 9-18 Fórmula estructural del ácido algínico.

Composición

El componente principal del hidrocoloide irreversible para impresión es uno de los alginatos solubles: sódico, potásico o de trietanolamina. Al mezclarse con agua, los alginatos solubles forman un sol con bastante facilidad. Los soles son bastante viscosos, incluso en concentraciones bajas. El peso molecular de los compuestos de alginato varía mucho, dependiendo del proceso de fabricación. Cuanto mayor sea el peso molecular, más viscoso será el sol. La tabla 9-9 muestra una fórmula del polvo de alginato.

La tierra de diatomeas actúa como un relleno que aumenta la resistencia y rigidez del gel de alginato, produciendo una textura más suave y asegurando que la superficie del gel sea firme y no pegajosa. Contribuye también a la formación del gel dispersando las partículas del polvo de alginato en agua. El óxido de zinc actúa también como relleno e influye, en parte, en las propiedades físicas y en el tiempo de fraguado del gel. Suele utilizarse el sulfato cálcico dihidratado como reactivo. Se añade también un retardador para controlar el tiempo de fraguado. Además forma parte de la composición un fluoruro, por ejemplo, el de titanio potásico, como acelerador del fraguado de la escayola con que se vacíe la impresión, obteniéndose así un modelo duro y denso.

Cuando se ahueca el polvo de alginato para separar sus partículas, pueden liberarse finas partículas de sílice al medio ambiente. Estas partículas del polvo alcanzan tal tamaño y forma que una exposición prolongada a las mismas y su inhalación puede entrañar un riesgo para la salud. Para reducir la cantidad de polvo formado al remover el alginato, los fabricantes han preparado un alginato «sin polvo» al que han incorporado glicerina, que aglomera las partículas y hace que el polvo sea más denso. Cuando se remueve el alginato ya no tiende a liberar partículas pequeñas, por lo que se encuentran muchas menos en el aire.

Tabla 9-9 **Fórmula del polvo de un material de impresión de alginato**

Componente	Función	Porcentaje de peso
Alginato de potasio	Alginato soluble	15
Sulfato de calcio	Reactivo	16
Óxido de zinc	Partículas de relleno	4
Fluoruro de potasio y titanio	Acelerador	3
Tierra de diatomeas	Partículas de relleno	60
Fosfato de sodio	Retardador	2

Material chroniony prawem autorskim

Proceso de gelación

Se puede describir la reacción típica sol-gel como la reacción entre el alginato soluble y el sulfato de calcio y la formación de un gel de alginato cálcico insoluble. Estructuralmente, los iones de calcio sustituyen a los iones de sodio o potasio de dos moléculas adyacentes para producir un complejo entrecruzado o una red de polímero (fig. 9-19). La formación del alginato de calcio es tan rápida que no permite un tiempo de trabajo suficiente. Por tanto, además del alginato soluble y del sulfato cálcico, se añade a la solución una tercera sal soluble en agua (p. ej., fosfato trisódico) para prolongar dicho tiempo de trabajo. Lo que sucede es que el sulfato cálcico reacciona con esta sal en lugar de con el alginato soluble. De esta manera, se aplaza la reacción rápida entre el sulfato cálcico y el alginato soluble mientras aún haya fosfato trisódico sin reaccionar. Por ejemplo, la siguiente reacción se produce en primer lugar:

$$2Na_3PO_4 + 3CaSO_4 \rightarrow Ca_3(PO_4)_2 + 3Na_2SO_4 \quad (1)$$

Cuando se agota el sulfato trisódico, los iones de calcio empiezan a reaccionar con el alginato de potasio para formar alginato de calcio de la siguiente manera:

$$K_{2n}\,Alg + n\,CaSO_4 \rightarrow n\,K_2SO_4 + Ca_n\,Alg \quad (2)$$

La tercera sal se conoce como *retardador*. Se ajusta su cantidad para obtener el tiempo de fraguado apropiado.

En general, si se mezclan aproximadamente 16 g del polvo con 38 ml de agua, la gelación se produce en unos 3 o 4 minutos a temperatura ambiente. El tiempo de fraguado ha de ser suficiente para permitirle al dentista mezclar el material, cargar la cubeta y colocarla en la boca del paciente. El clínico puede determinar el tiempo de fraguado de una forma práctica observando el tiempo desde el comienzo de la mezcla

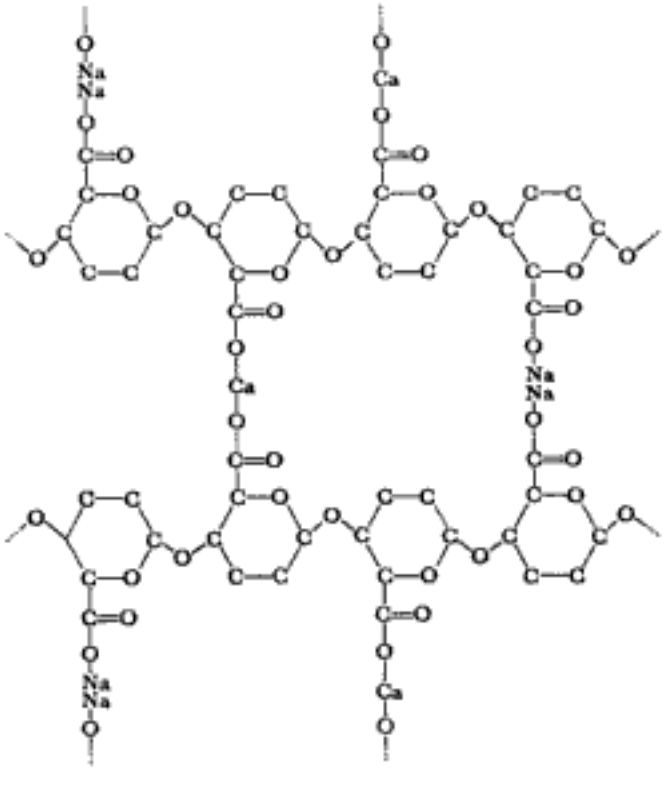


Fig. 9-19 Dibujo esquemático del entrecruzamiento entre el alginato sódico y los iones de calcio. Las moléculas base representan la sal sódica del ácido algínico, en las que los átomos de hidrógeno de los grupos carboxilo son reemplazados por átomos de sodio. Con excepción de los grupos polares, se han omitido todas las cadenas laterales para simplificar el esquema.

Material chroniony prawem autorskim

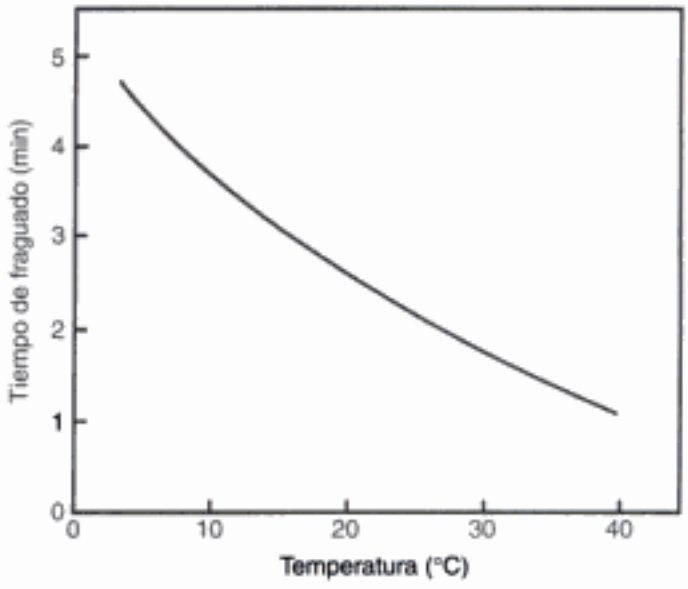


Fig. 9-20 Efecto de la temperatura del agua en el tiempo de fraguado del alginato. (Por cortesía de J. Cresson.)

hasta que el material ya no es pegajoso si se toca con un dedo enguantado limpio y seco.

Control del tiempo de fraguado

En el gabinete dental puede surgir la tentación de alterar el tiempo de fraguado modificando la proporción polvo/agua o el tiempo de mezclado. Esta ligera modificación puede tener consecuencias importantes en las propiedades del gel, la resistencia al desgarro y la elasticidad. El tiempo de fraguado se regula mejor variando la cantidad de retardador que se añade durante el proceso de fabricación. Normalmente, se fabrican alginatos de fraguado rápido (1,5 a 3 min) y de fraguado normal (3 a 4,5 min). De esta manera, los clínicos tienen la posibilidad de elegir los materiales que mejor se ajusten a su forma de trabajar.

Pero el clínico sí puede cambiar con seguridad el tiempo de fraguado modificando la temperatura del agua. En la figura 9-20 se observa claramente cómo cuanto más alta es la temperatura más corto es el tiempo de fraguado (p. ej., por cada 10 °C de aumento en la temperatura se produce una reducción de 1 minuto en el tiempo de fraguado). Los materiales presentan distintos grados de sensibilidad a la temperatura. Por ello, debe controlarse cuidadosamente la temperatura del agua con una variación de uno o dos grados con respecto a una temperatura estándar (que suele ser de 20 °C), para obtener un tiempo de fraguado constante y fiable. Es mejor elegir un producto con el tiempo de fraguado deseado y menor sensibilidad a la temperatura que recurrir a otras modificaciones durante la manipulación.

Cuando hace calor, debe tenerse la precaución de hacer la mezcla con agua fría para que no se produzca una gelación prematura. Incluso puede ser necesario enfriar antes la taza de mezcla y la espátula, en particular cuando se vayan a mezclar pequeñas cantidades de material. A temperaturas más altas, los materiales de fraguado rápido deben utilizarse en condiciones cuidadosamente controladas para no sobrepasar el tiempo de trabajo.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué es especialmente importante echar el agua en la taza de mezcla antes que el polvo cuando se mezcla un material de impresión de alginato de fraguado rápido?

Material chroniony prawem autorskim

Manipulación

Algunos materiales de impresión son hidrófilos, por lo que la humedad superficial de los tejidos no supone un problema. Generalmente, el alginato se utiliza para tomar una impresión preliminar que permita fabricar una cubeta individual con la que se toma una segunda impresión más exacta o para obtener unos modelos de estudio que ayuden a planificar el tratamiento y discutirlo con el paciente. A diferencia de muchos de los otros materiales de impresión, los hidrocoloides de alginato no se presentan en diferentes viscosidades.

El primer paso de su manipulación consiste en preparar una mezcla adecuada de agua y polvo. El polvo medido se echa en el agua, también medida previamente, y que ha sido vertida en una taza de goma limpia. El polvo se incorpora al agua mezclándolo cuidadosamente con un espátula de metal o plástico que ha de ser lo suficientemente flexible para adaptarse bien a las paredes de la taza. Se echa primero el agua para humedecer la taza y asegurar un mojado completo de las partículas de polvo. Si se echa primero el polvo, se impide la penetración del agua hasta el fondo de la taza y se requiere más tiempo de mezclado para conseguir una mezcla homogénea. Debe tenerse cuidado para no incorporar aire a la mezcla. Es mejor una mezcla vigorosa, como la que se muestra en la figura 8, mediante la cual se comprime el alginato contra las paredes de la taza de goma, con rotaciones intermitentes (180°) de la espátula para evitar la formación de burbujas de aire. Todo el polvo debe ser disuelto.

El tiempo de mezclado es especialmente importante; generalmente es suficiente de 45 segundos a 1 minuto, dependiendo de la marca y tipo de alginato (de fraguado rápido o de fraguado normal). Deben leerse atentamente las instrucciones del envase, que indican los tiempos exactos de mezclado, trabajo y fraguado del material que se está utilizando. El resultado debe ser una pasta suave y cremosa que no se escurra fácilmente de la espátula al separarla de la taza. También existen en el mercado varios tipos de dispositivos mecánicos para mezclar el alginato. Sus principales ventajas son su comodidad, velocidad y la eliminación de errores humanos.

Es muy importante que el instrumental esté limpio, ya que muchos de los problemas y fracasos se deben a que los instrumentos de manejo o mezcla estaban sucios o contaminados. Algunos contaminantes, tales como pequeñas cantidades de escayola presentes en la taza y procedentes de una mezcla previa de escayola o yeso, pueden acelerar el fraguado. Es mejor utilizar tazas diferentes para mezclar el alginato y la escayola.

En condiciones ideales, el polvo se debería pesar y no medir volumétricamente con cucharas calibradas, como sugieren algunos fabricantes. Sin embargo, aunque se mida el polvo de una forma muy poco precisa, las variaciones en las mezclas individuales no tienen un efecto mensurable en las propiedades físicas.

Toma de impresiones

Antes de asentar la impresión, el material debe haber tomado el suficiente cuerpo para que no se escurra de la cubeta y pueda producirle arcadas al paciente. La mezcla se coloca en una cubeta adecuada y a continuación se lleva a boca. Es imperativo que la impresión se adhiera y quede retenida a la cubeta de forma que pueda ser retirada de los dientes. Por tanto, se suele utilizar una cubeta perforada. Si se eligen una cubeta de plástico o una no perforada de metal (rim-lock), debe aplicarse una fina capa de adhesivo de cubetas para alginato y esperar a que se seque completamente antes de mezclar el alginato y colocarlo en ella. El alginato es muy débil; por ello, la cubeta debe adaptarse a la arcada del paciente de forma que exista un volumen suficiente de material. El espesor de este material de impresión entre la cubeta y los tejidos debe ser de, al menos, 3 mm.

Como se puede apreciar en la tabla 9-10, la resistencia a la compresión con este material se duplica durante los primeros 4 minutos después de la gelación, pero a partir de este momento no aumenta apreciablemente. La mayoría de los alginatos mejoran su elasticidad con el tiempo, lo que minimiza su distorsión al retirar la cubeta y permite

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 9-10 **Resistencia a la compresión de un gel de alginato en función del tiempo de gelación**

Tiempo desde la gelación (min)	Fuerza compresiva (Mpa)
0	0,33
4	0,77
8	0,81
12	0,71
16	0,74

una mejor reproducción de las zonas retentivas. Estos datos indican claramente que el alginato no debe retirarse de la boca hasta, al menos, 3 minutos después de que se haya producido la gelación.

A pesar de que el problema más común es sacar la impresión prematuramente, también es posible dejar una impresión de alginato en boca durante demasiado tiempo. Se ha visto que si algunos alginatos se mantienen en boca 6 o 7 minutos después de la gelación, se produce una distorsión significativa.

Como sucede con los hidrocoloides reversibles, los hidrocoloides de alginato dependen de la velocidad de deformación. Por eso, su resistencia al desgarro aumenta cuando la impresión se retira con un movimiento rápido. La velocidad de remoción debe ser la conjunción de un movimiento rápido y uno lento, que es más cómodo para el paciente. Habitualmente, una impresión de alginato no se adhiere a los tejidos orales tan fuertemente como algunos de los **elastómeros** no acuosos, por lo cual es fácil retirar la impresión de alginato rápidamente. Pero siempre es mejor evitar girarla o torcerla para sacarla rápidamente. En concreto, debe utilizarse mínimamente el mango de la cubeta al liberar el sellado de aire («succión») o retirar la cubeta de los dientes.

Resistencia

Es necesaria una resistencia máxima del gel para evitar la fractura y asegurar la recuperación elástica de la impresión al sacarla de la boca. Todos los factores de manipulación que el clínico puede controlar influyen en la resistencia del gel. Por ejemplo, si se usa demasiada o muy poca agua para la mezcla, el gel final será más débil, lo que lo hace menos elástico. Debería emplearse la proporción polvo/agua especificada por el fabricante. Un espatulado insuficiente hace que los componentes no se disuelvan lo bastante para que las reacciones químicas se produzcan en toda la masa uniformemente. Un mezclado excesivo rompe la red del gel de alginato de calcio cuando se está formando y reduce su resistencia. En todo momento deben seguirse las instrucciones del fabricante.

Exactitud

La mayoría de los materiales de impresión de alginato no son capaces de reproducir los finos detalles que se consiguen con otros elastómeros. Los fabricantes han intentado aumentar la concentración de alginato para hacer el material más exacto. Sin embargo, esto no aumenta su estabilidad dimensional. Basta con que la superficie de la impresión sea rugosa para que se produzcan distorsiones en los bordes de los dientes preparados. A pesar de ello, los alginatos son suficientemente fieles para utilizarse en la fabricación de prótesis parciales removibles.

Material chroniony prawem autorskim

OTRAS APLICACIONES Y MANIPULACIÓN DE LOS HIDROCOLOIDES

Técnica laminar (método de alginato-agar)

Una reciente modificación del procedimiento tradicional del agar es la técnica combinada alginato-agar. En esta técnica, se sustituye el hidrocoloide de la cubeta por una mezcla de alginato frío que se une al agar dispensado con una jeringa. El alginato gelifica mediante una reacción química, mientras que el agar lo hace al ponerse en contacto con el alginato frío más que con el agua que circula a través de la cubeta. Puesto que es el agar, y no el alginato, el material que está en contacto con los dientes, se reproducen los máximos detalles. Al tener que calentar sólo el material de la jeringa, el coste del equipamiento es más bajo y el tiempo de preparación menor. Los principales inconvenientes de esta técnica son los siguientes: la unión entre el agar y el alginato no es siempre buena, la mayor viscosidad del alginato desplaza al agar durante la colocación de la cubeta y la inexactitud dimensional del alginato limita su uso a preparaciones unitarias. A pesar de todo ello, la técnica laminada es la forma más rentable de obtener una impresión con los detalles necesarios.

Materiales para duplicados

Los dos tipos de hidrocoloides se emplean en el laboratorio para el duplicado de los modelos que se utilizan para fabricar aparatos de prótesis, así como aparatos de ortodoncia. El hidrocoloide reversible (agar) es más común porque puede emplearse varias veces. Además, removiéndolo intermitentemente, el agar puede mantenerse en forma líquida durante 1 o 2 semanas a una temperatura constante de vaciado. Estos factores hacen que el coste de los materiales de impresión reversible sea bastante razonable.

Los materiales para duplicado de tipo hidrocoloide tienen la misma composición que los materiales de impresión, pero su contenido en agua es mayor. La consecuencia es que el contenido en agar o alginato es menor, lo que influye en su gran resistencia a la compresión y en el porcentaje de fraguado permanente. Estas propiedades están reflejadas en la especificación n.º 20 de la ANSI/ADA.

Alginatos modificados

El alginato tradicional se usa como un sistema de dos componentes (polvo y líquido) en el que no se produce ninguna reacción hasta que se añade el polvo al agua. Sin embargo, el alginato puede encontrarse también en forma de un sol que contiene agua pero no la fuente de iones de calcio. Se puede añadir al sol un reactivo de yeso de París.

Disponemos aún de una forma más de alginato: un sistema bicomponente en forma de dos pastas, una que contiene el alginato en forma de sol y la otra el reactivo de calcio. Estos materiales de impresión pueden contener también silicona y pueden ser suministrados en viscosidad para cubeta y en viscosidad para jeringa.

Biocompatibilidad

No se conocen reacciones químicas o alérgicas asociadas con las impresiones de hidrocoloides. El efecto secundario más común es el daño térmico de los hidrocoloides reversibles como resultado de un calentamiento excesivo o de un equipo defectuoso durante la toma de impresiones. La inhalación de partículas de alginato en suspensión puede producir silicosis e hipersensibilidad pulmonar. Es preferible usar alginato sin polvo para minimizar este riesgo.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la forma óptima de desinfectar una impresión de alginato sin producir una deformación o degradación significativas?

Desinfección

La impresión de hidrocoloide debe ser vaciada en un corto lapso de tiempo desde que se retira la cubeta. La desinfección, por tanto, debe realizarse relativamente rápido para evitar cambios dimensionales. La mayoría de los fabricantes recomiendan un desinfectante específico, como iodóforo, lejía o glutaraldehído, que han de ser utilizados siguiendo sus instrucciones de uso. Ciertos desinfectantes podrían dar lugar a modelos con menor dureza superficial o a una disminución en los detalles de superficie.

El protocolo actual para la desinfección de los hidrocoloides, recomendado por el Center for Disease Control es utilizar como desinfectantes lejía de hogar (dilución 1:10), iodóforos o fenoles sintéticos. Tras lavar la impresión concienzudamente, el desinfectante se rocía generosamente sobre la superficie expuesta. A continuación, se envuelve la impresión en una servilleta de papel empapada en el desinfectante y se coloca en una bolsa de plástico cerrada durante 10 minutos. Pasado este tiempo, se saca la impresión de la bolsa, se desenvuelve, se lava y se sacude para retirar el exceso de agua. Se vacía ya la impresión con la escayola elegida. Un método de desinfección alternativo es por inmersión, pero ésta no debería superar los 10 minutos (v. tabla 9-4).

Estabilidad dimensional

Cuando la impresión se saca de la boca y es expuesta a la temperatura ambiente, tiende a producirse algo de contracción que se asocia con sinéresis y evaporación. Si, por el contrario, se sumerge en agua, se hincha a consecuencia de la imbibición. La figura 9-21 muestra un ejemplo típico del cambio dimensional que puede producirse durante la sinéresis y la imbibición de un hidrocoloide. Este gráfico ilustra la contracción del material en el aire. Durante la imbibición posterior, se puede producir una expansión excesiva debido a la absorción de agua.

Está claro que, si se quieren obtener los mejores resultados, la impresión debe ser expuesta al aire el menor tiempo posible. Se proponen varios medios de almacenamiento, tales como sulfato potásico al 2% o una humedad relativa del aire del 100%, para reducir el cambio dimensional de las impresiones de agar. La figura 9-22 muestra los resultados obtenidos con impresiones de agar almacenadas en diferentes medios. Los resultados son representativos e indican que una humedad relativa del 100% es el mejor

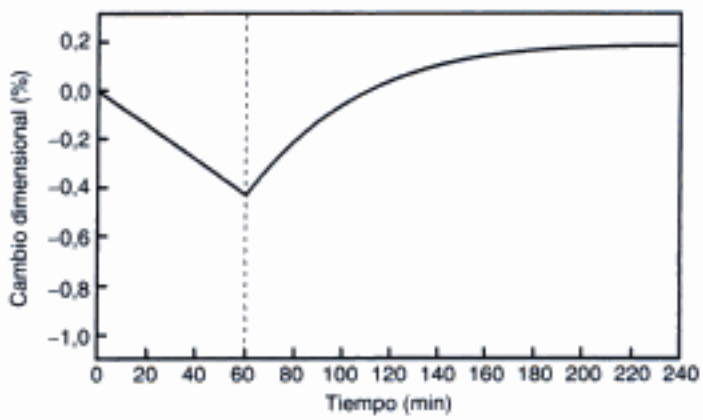


Fig. 9-21 Contracción lineal de un hidrocoloide reversible característico en el aire (31 al 42% de humedad relativa) y expansión posterior en agua.

Materiał chroniony prawem autorskim

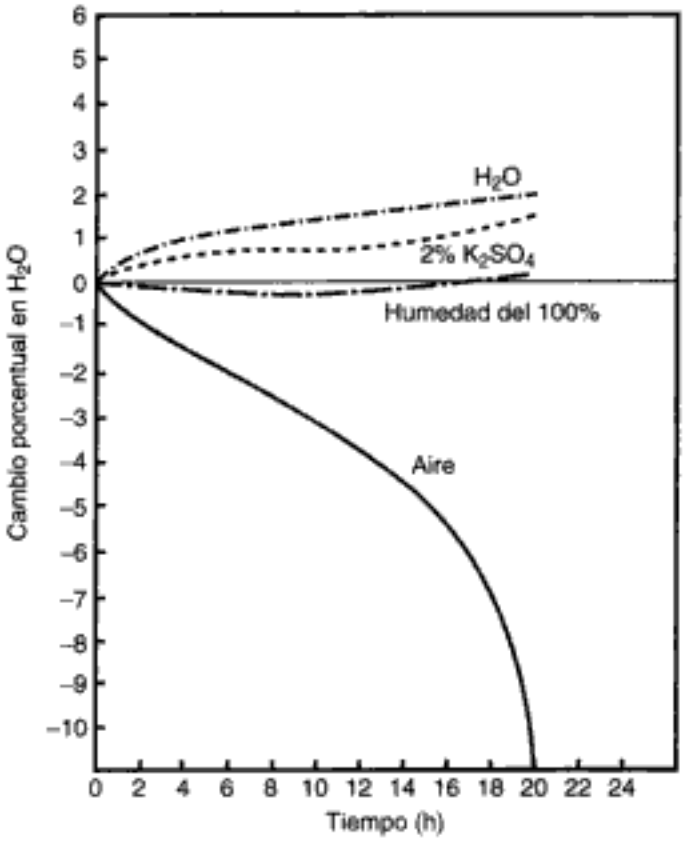


Fig. 9-22 Cambio porcentual del contenido en agua según el peso de un hidrocoloide de agar para impresiones en varios medios de conservación. A una humedad relativa del 100%, el porcentaje de cambio es mínimo.

método para almacenar las impresiones, preservando el contenido acuoso normal de la impresión.

Los cambios térmicos también contribuyen al cambio dimensional. Con el alginato, las impresiones se contraen ligeramente debido a la diferencia de temperatura entre la boca (37 °C) y el medio ambiente (23 °C). Los materiales de impresión de agar sufren un cambio de temperatura en sentido contrario, esto es, del agua fría de la cubeta (15 °C) a la temperatura ambiente, más cálida. Incluso un cambio tan ligero puede hacer que la impresión se expanda y pierda precisión.

Si se tiene que retrasar el vaciado de la impresión, ésta debe ser lavada con agua del grifo, desinfectada, envuelta en un paño quirúrgico saturado con agua y colocada en una bolsa de plástico cerrada o en un humidificador.

Compatibilidad con el yeso

El contenido acuoso de los hidrocoloides de impresión inhibe el fraguado del yeso en su superficie. Se utiliza un retardador conocido de la escayola, por ejemplo, bórax, como relleno del material de impresión de agar, pero puede hacer que los modelos obtenidos sean demasiado blandos para ser utilizados como troqueles. El proceso de gelificación del alginato produce no sólo alginato cálcico insoluble, sino también sulfato sódico. El sulfato sódico es un acelerador del yeso a bajas concentraciones, pero se convierte en un retardador de la escayola a mayor concentración. La cantidad de sal de sodio usada en el alginato de impresión produce suficiente sulfato de sodio como para retardar el fraguado del yeso que se coloca sobre él. Estos defectos pueden resolverse de dos maneras: 1) sumergiendo la impresión en una solución que contenga un acelerador de escayola, como sulfato de potasio al 2%, antes de vaciarla o 2) utilizando productos que incorporen un endurecedor o acelerador de yeso en el mate-

Material chroniony prawem autorskim

rial. Estos aceleradores son: el sulfato para el agar (v. tabla 9-8) y el fluoruro potásico de titanio para el alginato (v. tabla 9-9).

Si se ha dejado demasiada agua en la superficie de la impresión al vaciarla, puede obtenerse un modelo con la superficie rugosa. Sin embargo, no debe secarse completamente la superficie de la impresión porque el gel podría adherirse a la superficie del modelo y desgarrarse al separarlos. Una deshidratación excesiva da lugar también a sinéresis y a la distorsión de la impresión. Cuando vaya a vaciarse, la superficie de la impresión debe ser brillante, pero sin que exista una película ni gotas de agua.

La escayola debe vaciarse sobre la impresión, empezando por un extremo de la arcada. Tras rellenar la impresión con escayola, pueden obtenerse mejores modelos si la impresión se coloca en un humidificador mientras el yeso endurece. En cualquier caso, nunca debe sumergirse la impresión en agua mientras la escayola fragua.

El modelo o troquel debe mantenerse en contacto con la impresión durante un mínimo de 30 minutos, preferiblemente 60, antes de separarlos. El tiempo de fraguado de una mezcla de yeso más diluida en contacto con la impresión será mayor. Es conveniente separar el modelo de la impresión tras un tiempo razonable para que no se deseque el hidrocoloide, lo que podría producir la abrasión de la escayola durante su remoción.

Vida media

Existen dos factores fundamentales que influyen en el período de caducidad de los materiales de impresión de alginato: la temperatura de conservación y la contaminación por la humedad del aire ambiental. El polvo de alginato se comercializa en forma de pequeñas bolsas individuales selladas y que contienen el polvo suficiente para tomar una impresión individual, o bien a granel en un bote. Son preferibles las bolsas individuales ya que proporcionan menos riesgos de contaminación durante su conservación. Además, nos aseguramos de que la proporción polvo/agua va a ser la correcta, ya que acompañan a las bolsas de polvo unas ampollas de plástico calibradas para medir el agua. A pesar de ello, la forma a granel es la más utilizada con diferencia. Si es ésta la que se utiliza, debe volver a taparse el bote lo antes posible para que se produzca la mínima contaminación por la humedad.

En cada paquete, el fabricante debe especificar claramente la fecha de caducidad. Es mejor no almacenar material para más de 1 año en la clínica y éste deber mantenerse en un ambiente fresco y seco.

Consecuencias de la manipulación errónea

En la tabla 9-11 se resumen las causas principales de fracaso con hidrocoloides reversibles e irreversibles. La tabla 9-7 resume las características de los hidrocoloides.

MATERIALES DE IMPRESIÓN RÍGIDOS

Los materiales de impresión rígidos exhiben una cantidad significativa de deformación elástica al someterlos a fuerzas de flexión o tracción. Además, tienden a fracturarse sin deformación plástica cuando la presión aplicada sobrepasa sus valores de resistencia a la tracción, de cizallamiento o a la compresión. Entre estos materiales se encuentran el yeso, el compuesto para impresión y la pasta zinquenólica. Su uso para la toma de impresiones es limitada debido a su incapacidad para soportar una cantidad importante de deformación elástica sin fracturarse. En concreto, el yeso se utiliza raramente hoy en día para la toma de impresiones y no se volverá a mencionar. Sin embargo, algunos materiales rígidos se emplean en otras aplicaciones relevantes, como son los registros interoclusales.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 9-11 **Causas comunes de la repetición de impresiones tomadas con hidrocoloides**

	Causa	
Efecto	**Agar**	**Alginato**
Material granuloso	Hervido inadecuado	Mezclado inadecuado
	Temperatura de almacenamiento demasiado baja	Mezclado prolongado
	Tiempo de almacenamiento demasiado largo	Gelificación excesiva
Separación entre la cubeta y el material de la jeringa	Capa de agua en la superficie del material de la cubeta sin eliminar	Proporción polvo/agua demasiado baja
	Gelación prematura del material	No aplicable
Desgarro	Volumen inadecuado	Volumen inadecuado
	Remoción prematura de la boca	Contaminación por humedad
	Material de la jeringa parcialmente gelificado cuando se asienta la cubeta	Remoción prematura de la boca
		Mezclado prolongado
Burbujas exteriores	Gelificación del material de la jeringa; impide su fluidez	Gelificación indebida que impide la fluidez
Espacios de forma irregular	Material demasiado frío	Incorporación de aire durante la mezcla
Modelo de yeso piedra rugoso o tizoso	Limpieza inadecuada de la impresión	Humedad o restos en el tejido
	Exceso de agua o de solución mientras se endurece dejados en la impresión	Limpieza inadecuada de la impresión
		Exceso de agua dejada en la impresión
	Remoción prematura del troquel	Remoción prematura de la impresión
	Manipulación inadecuada del yeso piedra	Permanencia del modelo en la impresión demasiado tiempo
	Secar con aire la impresión antes de vaciarla	Manipulación inadecuada del yeso piedra
Deformación	Impresión no vaciada inmediatamente	Impresión no vaciada inmediatamente
	Movimiento de la cubeta durante la gelación	Movimiento de la cubeta durante la gelificación
	Remoción prematura de la boca	Remoción prematura de la boca
	Remoción inapropiada de la boca	Remoción inadecuada de la boca
	Uso de agua helada durante el principio de la gelación	

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 9-24 Productos comerciales representativos de la pasta zinquenólica.

Tabla 9-12 **Composición de una pasta de impresión zinquenólica**

Componentes	Porcentaje
TUBO N.° 1 (BASE)	
Óxido de zinc (proceso francés o U.S.P.)	87
Aceite vegetal o mineral estabilizado	13
TUBO N.° 2 (ACELERADOR)	
Esencia de clavo o eugenol	12
Gomorresina o resina polimerizada	50
Relleno (del tipo de sílice)	20
Lanolina	3
Bálsamo resinoso	10
Solución aceleradora ($CaCl_2$) y colorante	5

Por cortesía de E.J. Molnar.

nal sea más suave y homogéneo. A menudo se emplean bálsamo de Canadá y bálsamo de Perú para aumentar la fluidez y mejorar las propiedades de mezclado. Si la pasta es demasiado fluida o carece de consistencia antes de fraguar, se agrega un relleno (como una cera) o un polvo inerte (como caolín, talco o tierra de diatomeas) en una o las dos pastas originales.

Manipulación

Las dos pastas suelen mezclarse en un bloc impermeable al aceite o en una loseta de vidrio. La proporción adecuada de las dos pastas se obtiene poniendo sobre la superficie de mezcla dos tiras de pasta de la misma longitud, una de cada tubo. Para mezclarlas suele emplearse una espátula flexible de acero inoxidable. Con el primer espatulado se ponen en contacto las dos pastas y se siguen mezclando durante aproximadamente 1 minuto o el tiempo que indique el fabricante, hasta que se produzca la obtención de un color uniforme.

Estos materiales se clasifican como pasta dura (tipo I) o pasta blanda (tipo II). El fraguado finaliza a los 10 minutos para la pasta tipo I (dura) y a los 15 minutos para la pasta tipo II (blanda). Cuando ha terminado el fraguado, puede retirarse la cubeta de la boca. El tiempo real es más corto cuando el material está en boca porque su humedad y su temperatura aceleran la reacción de fraguado.

Materiał chroniony prawem autorskim

La mayoría de los factores que pueden modificar el tiempo de fraguado están sólo en manos del fabricante. No obstante, hay varias maneras por las que el operador puede regularlo. Se puede acortar añadiendo una pequeña cantidad de acelerador, una gota de agua o alargando el tiempo de mezclado. Si el operador desea prolongarlo, puede enfriar la loseta y la espátula, o bien añadir a la mezcla un plastificante, como aceite inerte y cera.

Una pasta de consistencia elevada o alta viscosidad comprime los tejidos; en cambio, una mezcla fluida produce una impresión que copia los tejidos en estado de relajación con poca o ninguna compresión. En cualquier caso, la pasta para impresión ha de ser homogénea. En el mercado se encuentran pastas de diferentes consistencias. La ventaja del material con mayor consistencia es que es más resistente.

Estabilidad dimensional

La estabilidad dimensional de la mayor parte de las pastas para impresiones es muy satisfactoria. Durante el endurecimiento experimentan poca contracción (menos del 0,1%). En los productos comerciales de mejor calidad no se producen cambios dimensionales importantes después del endurecimiento. Las impresiones se conservan indefinidamente, sin cambios de forma debidos a la relajación u otra causa de deformación. Esta condición se cumple sólo si el material de la cubeta es dimensionalmente estable.

Desinfección

El desinfectante recomendado para las pastas zinquenólicas es una solución de glutaraldehído alcalino al 2%. Se deben sumergir las impresiones en esta solución durante el tiempo necesario y a continuación deben ser lavadas y vaciadas inmediatamente (v. tabla 9-4).

Pastas sin eugenol

Una de las desventajas más importantes de las pastas zinquenólicas es la posible sensación de picazón o ardor que produce el eugenol al entrar en contacto con los tejidos blandos. El óxido de zinc puede reaccionar con algunos ácidos carboxílicos y formar materiales similares a los zinquenólicos. Se ha encontrado que el ácido orto-etoxibenzoico, conocido comúnmente como EBA, es un valioso sustituto del eugenol. Esta reacción es bien conocida y no se ve afectada por la temperatura o la humedad. Es factible incorporar bactericidas u otros medicamentos, que no interfieren con la reacción.

Pastas quirúrgicas

Después de una gingivectomía (p. ej., la extirpación quirúrgica de tejidos gingivales patológicos o hiperplásicos), se coloca una pasta de óxido de zinc y eugenol sobre la herida para retener un medicamento y favorecer la cicatrización. Si se comparan con las pastas de impresión, éstas son, por lo general, más blandas y fraguan más lentamente. Una vez mezclada la pasta, se le debe poder dar la forma de un cilindro que ha de empaquetarse en la herida y los espacios interproximales para retener el apósito. El producto final ha de ser lo bastante resistente para no desplazarse durante la masticación, pero tampoco tan frágil que se fracture al someterlo a tensiones localizadas.

Pastas para registros de mordida

Los materiales que se utilizan para registrar las relaciones de oclusión entre los dientes naturales o artificiales incluyen el yeso para impresiones, modelinas, ceras, resinas y pastas de óxido metálico. Las pastas zinquenólicas se utilizan a menudo como material de

Material chroniony prawem autorskim

registro para la fabricación de prótesis totales y prótesis parciales tanto fijas como removibles. La impresión con pasta zinquenólica no ofrece casi resistencia al cierre de la mandíbula, permitiendo de esta forma obtener un registro más preciso de las relaciones de oclusión. Además, el registro oclusal obtenido con las pastas zinquenólicas es más estable que el realizado con cera.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Chai J., and Pang I-C: A study of the "thixotropic" property of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 7:155, 1994.

Chai JY, and Yeung T-C: Wettability of nonaqueous elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 4:555, 1991.

Chee WWL, and Donovan TE: Polyvinyl siloxane impression materials: A review of properties and techniques. J Prosthet Dent 68:728, 1992.

Chew C-L, Chee WWL, and Donovan TE: The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. Int J Prosthodont 6:528, 1993.

Craig RG: Review of dental impression materials. Adv Dent Res 2:51, 1988.

Cullen DR, and Sandrik JL: Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. J Prosthet Dent 62:141, 1989.

Davis BA, and Powers JM: Effect of immersion disinfection on properties of impression materials. J Prosthodont 3:31, 1994.

de Camargo LM, Chee WWL, and Donovan TE: Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. J Prosthet Dent 70:114, 1993.

Hung SH, Purk JH, Tira DE, and Eick JD: Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. J Prosthet Dent 67:583, 1992.

Johnson GH, and Craig RG: Accuracy of addition silicone as a function of technique. J Prosthet Dent 55:197, 1986.

Kim K-N, Craig RG, and Koran A: Viscosity of monophase addition silicones as a function of shear rate. J Prosthet Dent 67:794, 1992.

Klooster J, Logan GI, and Tjan AHL: Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impressions. J Prosthet Dent 66:292, 1991.

Lim K-C, Chong Y-H, and Soh G: Effect of operator variability on void formation in impressions made with an automixed addition silicone. Aust Dent J 37:35, 1992.

McCormick JT, Antony SJ, Dial ML, et al: Wettability of elastomeric impression materials: Effect of selected surfactants. Int J Prosthodont 2:413, 1989.

Pratten DH, and Nowetsky M: Detail reproduction of soft tissue: A comparison of impression materials. J Prosthet Dent 65:188, 1991.

Robinson PB, Dunne SM, and Millar BJ: An in vitro study of a surface wetting agent for addition reaction silicone impressions. J Prosthet Dent 71:390, 1994.

Salem NS, Combe EC, and Watts DC: Mechanical properties of elastomeric impression materials. J Oral Rehab 15:125, 1988.

Sydiskis RK, and Gerhardt DE: Cytotoxicity of impression materials. J Prosthet Dent 69:431, 1993.

Takahashi H, and Finger WJ: Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. J Prosthet Dent 72:78, 1994.

Wassell RW, and Ibbetson RJ: The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. J Prosthet Dent 645:748, 1992.

Material chroniony prawem autorskim

10
Productos derivados del yeso

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Usos del yeso en odontología
Yeso para modelos y yeso piedra
Fraguado de los productos derivados del yeso
Pruebas para los tiempos de trabajo, fraguado y endurecimiento final
Control del tiempo de fraguado
Expansión de fraguado
Aceleradores y retardadores: teoría y práctica
Expansión higroscópica de fraguado
Resistencia
Tipos de productos derivados del yeso
Dosificación, mezclado y cuidado de los productos derivados del yeso
Control de la infección

PALABRAS CLAVE

Expansión higroscópica: Cantidad de expansión de fraguado que se produce cuando un revestimiento con aglutinante de yeso se sumerge en agua (calentado habitualmente hasta aproximadamente 38 °C [100 °F]).
Expansión normal de fraguado: Cantidad normal de expansión de fraguado que se produce cuando se deja fraguar al aire un revestimiento para colados con aglutinante de yeso.
Modelo: Parecido positivo de un objeto.
Revestimiento de yeso dental: Material refractario, formado por sílice y yeso, que se utiliza para fabricar un molde para el proceso de colado del metal.
Troquel: Reproducción de un diente preparado, hecha con un producto derivado del yeso, resina epoxi, metal o un material refractario.
Vaciado: Reproducción de la forma y características de una superficie obtenida a partir de una impresión de la superficie.
Yeso: Sulfato de calcio dihidratado ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$).
Yeso para modelos (yeso de París): Forma beta del sulfato de calcio hemihidratado ($CaSO_4 \cdot {}^1/_2\, H_2O$).
Yeso piedra: Forma alfa del sulfato de calcio hemihidratado ($CaSO_4 \cdot {}^1/_2\, H_2O$).

USOS DEL YESO EN ODONTOLOGÍA

El **yeso** ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$) es un mineral que se explota en varias partes del mundo. Sin embargo, se obtiene también como subproducto de algunas reacciones químicas. Desde

Material chroniony prawem autorskim

el punto de vista químico, el utilizado para propósitos dentales es *sulfato de calcio dihidratado* ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$) casi puro. Durante siglos se han utilizado diferentes formas cristalinas del yeso para la construcción, así como para realizar tallas y esculturas. Se cree, por ejemplo, que el alabastro usado en la edificación del templo del rey Salomón, de fama bíblica, era una variedad de yeso. Los productos derivados de este material son muy utilizados en la industria y prácticamente todas las casas y edificios tienen paredes hechas de este material.

Los productos derivados del yeso se usan, en odontología, en la preparación de modelos de estudio para estructuras orales y maxilofaciales, así como materiales auxiliares importantes para los procesos de fabricación de prótesis dentales en el laboratorio. Contamos con distintos tipos de **yeso para modelos** que se crean y modifican dependiendo de requisitos específicos y se usan para formar moldes y modelos sobre los que se construyen prótesis y rehabilitaciones dentales. Cuando se mezcla el yeso con rellenos, tales como diferentes formas de sílice, se le denomina **revestimiento de yeso dental**. Estos revestimientos se emplean para formar moldes para el colado de restauraciones dentales con metal fundido; se hablará sobre ello extensamente en el capítulo 12. En éste, nos ceñiremos a los productos derivados del yeso relativamente puro, tales como yeso o yeso piedra para troqueles, que endurecen al ser mezclados con agua.

Está muy extendido el uso de los productos basados en yeso. Éste se muestra al describir la preparación de un modelo para una prótesis. Se coloca una mezcla de **yeso de París** (fig. 10-1) y agua en la cubeta que contiene una impresión y se presiona sobre los tejidos de, por ejemplo, la mandíbula edéntula de un paciente. Se deja endurecer el yeso, o *fraguar*, y se retira la impresión. El odontólogo dispone ahora de un *negativo* de los tejidos contra los que se colocó la cubeta con el material de impresión dentro de la boca. Si ahora se mezcla con agua otra variedad de yeso denominado **yeso piedra dental**, se vacía sobre la impresión y se deja fraguar, la impresión de escayola endurecida sirve de molde para obtener un **modelo** positivo, **modelo o vaciado** maestro o un **troquel**. La prótesis se fabrica sobre el modelo maestro, sin que sea necesaria la presencia del paciente.

Fig. 10-1 Partículas de polvo del yeso de París (hemihidrato β). Los cristales tienen una forma esponjosa e irregular. (×400.) (Por cortesía de B. Giammara y R. Neiman.)

Materiał chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué algunos productos para fabricar yeso requieren más agua para la mezcla que otros?

YESO PARA MODELOS Y YESO PIEDRA

Producción de sulfato cálcico hemihidratado

Los productos de yeso dental y yeso piedra son el resultado de la calcinación del sulfato dihidratado de calcio o yeso. En el procesamiento industrial, el yeso se muele y somete a temperaturas de 110 a 120 °C (230 a 250 °F) para eliminar parte del agua de cristalización, que es la cantidad de agua necesaria para convertir $CaSO_4 \cdot 2H_2O$ en $CaSO_4 \cdot {}^1/_2\ H_2O$. Esto corresponde al primer paso de la reacción (1). A medida que aumenta la temperatura, el resto del agua de cristalización se elimina y los productos se forman según indica la fórmula.

$$\underset{\text{Yeso (sulfato de calcio dihidratado)}}{CaSO_4 \cdot 2H_2O} \xrightarrow{110\text{–}130\ ^\circ C} \underset{\text{Yeso para modelos o yeso piedra (sulfato de calcio hemihidratado)}}{CaSO_4 \cdot {}^1/_2\ H_2O} \xrightarrow{130\text{–}200\ ^\circ C} \underset{\text{Anhidrita hexagonal}}{CaSO_4} \xrightarrow{200\text{–}1.000\ ^\circ C} \underset{\text{Anhidrita ortorrómbica}}{CaSO_4} \quad (1)$$

El componente principal de los productos basados en yeso, tales como los yesos dentales y los yesos piedra, es el sulfato de calcio hemihidratado, esto es, $(CaSO_4)_2 \cdot H_2O$ o $CaSO_4 \cdot {}^1/_2\ H_2O$. Según sea la técnica de calcinación, se obtienen diferentes formas de hemihidrato que reciben el nombre de hemihidrato α, hemihidrato α-modificado y hemihidrato β. El uso de α y β parece indicar la presencia de dos fases desde el punto de vista de la regla de las fases, pero éste no es el caso. Las denominaciones α y β se siguen utilizando por tradición o por conveniencia. Pero no debe deducirse que exista alguna diferencia mineralógica entre ellas. Las diferencias entre los hemihidratos α y β son resultado de diferencias en el tamaño de los cristales, la superficie y el grado de perfección de la red. La forma β, que se conoce como yeso dental, está formada por grandes partículas de cristal ortorrómbico de formas irregulares con poros capilares, mientras que la forma α se compone de partículas cristalinas regulares más pequeñas en forma de cilindros o prismas. El hemihidrato α-modificado se obtiene hirviendo yeso en una solución acuosa al 30% de cloruro cálcico y cloruro magnésico. Mediante este procedimiento se obtienen las partículas de polvo más lisas y densas de los tres tipos; este polvo se utiliza principalmente para hacer troqueles. El hemihidrato α recibe el nombre de yeso artificial, yeso para troqueles o yeso mejorado.

Si el yeso se calienta a las temperaturas indicadas en el primer paso de la reacción 1 en un perol u horno rotatorio para cerámica, al aire libre, se obtiene una forma cristalina de hemihidrato. Como puede observarse en la figura 10-1, los cristales del hemihidrato β se caracterizan por su «esponjosidad» y su forma irregular. En comparación, los cristales del hemihidrato α (piedra) son más densos y de forma prismática. La figura 10-2 muestra las partículas del polvo del yeso piedra dental (hemihidrato α).

Se emplean diferentes procedimientos para obtener hemihidrato. El producto de estos procesos es el componente principal de los yesos piedra con los que se hacen vaciados y modelos. Al mezclar el hemihidrato α con agua, la reacción 1 se invierte, como se describirá en el siguiente apartado, y el material obtenido es mucho más resistente y duro que el que se obtiene del hemihidrato β. La razón principal de esta diferencia es que el polvo del hemihidrato α ha de ser mezclado con una cantidad mucho menor de

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 10-2 Partículas de polvo del yeso piedra (hemihidrato α). Los cristales son prismáticos y tienen una forma más regular que los del yeso dental. Se han retirado las partículas muy finas que forman parte habitual de su composición, como se hizo con las partículas del yeso de la figura 10-1. (x400.) (Por cortesía de B. Giammara y R. Neiman.)

agua que el hemihidrato β. Las partículas del hemihidrato β absorben más agua, ya que los cristales tienen una forma más irregular y son más porosos.

Aunque el tamaño de las partículas y la superficie total son factores fundamentales en la determinación de la cantidad de agua necesaria para la mezcla, la distribución del tamaño de las partículas desempeña también un papel importante. La pulverización de las partículas, una vez preparado el hemihidrato, elimina los cristales afilados y proporciona mejores características de empaquetado, reduciendo así la cantidad de agua requerida.

La adhesión entre las partículas del hemihidrato es otro factor que interviene en la determinación de la cantidad de agua necesaria para obtener un producto que pueda vaciarse. La adición al hemihidrato de pequeñas cantidades de algunos materiales de superficie activa, como goma arábica y carbonato cálcico, reduce la cantidad de agua necesaria para el yeso y el yeso piedra.

De lo expuesto se deduce que los diversos productos de yeso necesitan diferentes cantidades de agua y que estas diferencias surgen fundamentalmente de la forma y densidad de los cristales. Estos factores son regulados por el fabricante.

Productos comerciales derivados del yeso

Los diversos yesos y yesos piedra comercializados están compuestos esencialmente por una de las formas de hemihidrato. Sin embargo, como son productos elaborados, contienen pequeñas cantidades de impurezas, tales como anhidritas hexagonales u ortorrómbicas no convertidas. Como se explicará más adelante, se pueden agregar otros yesos y sales para regular el tiempo y la expansión de fraguado.

FRAGUADO DE LOS PRODUCTOS DERIVADOS DEL YESO

La reacción 1 describe el proceso de calcinación del sulfato cálcico dihidratado para formar sulfato cálcico hemihidratado, material inicial para la fabricación de vaciados de

Materiał chroniony prawem autorskim

yeso, modelos, algunos revestimientos para colados y yesos de impresión. La reacción 1 se puede invertir, describiendo la reacción entre el polvo de sulfato de calcio hemihidratado con agua para dar lugar a yeso:

$$(CaSO_4)_2 \cdot H_2O + 3H_2O \rightarrow 2\ CaSO_4 \cdot 2H_2O + \text{sin reaccionar } (CaSO_4)_2 \cdot {}^1/_2\ H_2O + \text{Calor} \quad (2)$$

El producto de la reacción es yeso, y el calor desarrollado en la reacción exotérmica equivale al calor utilizado originalmente en la calcinación. El fraguado completo del material nunca supone una conversión del 100% hacia la forma dihidratada, a menos que sea expuesto a una alta humedad durante mucho tiempo.

Los productos que se obtienen durante la calcinación reaccionan en su totalidad con agua para formar yeso, pero a diferentes velocidades. Por ejemplo, la anhidrita hexagonal reacciona con mucha rapidez, mientras que la reacción entre la anhidrita ortorrómbica y el agua puede llevar horas. Esto se debe a que esta última tiene una red cristalina más estable y el empaquetado es más denso.

Reacciones de fraguado

Con el yeso, la naturaleza nos ha proporcionado un material único. Los diferentes dihidratos tienen una solubilidad relativamente baja con una diferencia marcada entre la mayor solubilidad del hemihidrato y la del dihidrato. Este último es demasiado soluble para utilizarse en estructuras expuestas al medio ambiente, lo que probablemente constituya una ventaja, debido a que tal uso hubiera agotado las reservas naturales de yeso hace mucho tiempo.

La reacción de fraguado del yeso se produce por la disolución del sulfato de calcio hemihidratado, formación de una solución saturada de sulfato cálcico, agregación posterior de sulfato cálcico dihidratado menos soluble y precipitación de los cristales de dihidrato. La cristalización del sulfato cálcico dihidratado se produce al mismo tiempo que la disolución de la mayoría de las partículas de hemihidrato remanentes. Los datos de la difracción de rayos X sugieren que permanecen partículas de hemihidrato en el producto fraguado. Estos datos indican que hay menos del 50% de yeso presente en los yesos piedra tipo IV y tipo V, un 60% en los materiales tipo II para troqueles y más del 90% en los yesos dentales. Estos resultados muestran una mayor conversión en el material de fraguado más débil. Por ello, deben considerarse todas las teorías que explican la reacción de fraguado del sulfato cálcico hemihidratado en yeso cuando reacciona con agua.

La *teoría coloidal* propone que, al mezclarlo con agua, el yeso entra en un estado coloidal mediante un mecanismo sol-gel. En estado de sol, la partículas de hemihidrato se hidratan formando dihidrato, entrando así en un estado activo. Conforme se va consumiendo el agua, la masa se convierte en un gel sólido. La *teoría de la hidratación* sugiere que las partículas de yeso rehidratadas se unen, mediante uniones de hidrógeno, a los grupos sulfato para formar el material fraguado. Sin embargo, el mecanismo más aceptado se conoce como *teoría de la disolución-precipitación* y está basada en la disolución del yeso y su recristalización instantánea, seguido del entremezclado de los cristales para formar el sólido fraguado.

El hemihidrato es cuatro veces más soluble en agua que el dihidrato a una temperatura cercana a la ambiental (20 °C). En consecuencia, las reacciones de fraguado pueden comprenderse de la siguiente manera:

1. Cuando el hemihidrato se mezcla con agua se forma una suspensión fluida y fácil de manipular.
2. El hemihidrato se disuelve hasta que forma una solución saturada.
3. Esta solución saturada del hemihidrato, sobresaturada en el caso del dihidrato, hace que este último precipite.

Material chroniony prawem autorskim

4. A medida que el dihidrato precipita, la solución ya no está saturada con el hemihidrato, de modo que éste continúa disolviéndose. La disolución del hemihidrato y la precipitación del dihidrato prosiguen con la formación de nuevos cristales o el crecimiento de los ya presentes. La reacción es continua y se repite hasta que ya no precipita más dihidrato. La anhidrita no se forma en medio acuoso.

Las curvas de un gráfico de temperatura durante el fraguado en función de tiempo tienen una forma similar a la mostrada en la figura 10-5 (de la que hablaremos más adelante) para la resistencia a la compresión en función del tiempo. El pico se alcanza más tarde o más temprano, dependiendo del tiempo de fraguado. La masa comienza a enfriarse a los 5-15 minutos, pero la reacción y el proceso de reforzamiento continuarán lentamente durante horas.

La mejor manera de ilustrar el efecto de la variación en la proporción agua/polvo (A/P) es midiendo la resistencia compresiva que desarrolla. La figura 10-3 muestra un esquema de los valores de resistencia medidos para los cinco tipos diferentes de productos derivados del yeso en función de la proporción A/P. Los productos de la figura 10-3 representan el amplio rango de productos derivados del yeso empleados en odontología. La figura incluye datos de muchos de los productos que están en el mercado y cumplen la especificación n.° 25 de la ANSI/ADA (American National Standards Institute/American Dental Association) para los productos derivados del yeso. Los valores de resistencia representan la *resistencia húmeda* a la hora. Estos valores aumentan conforme la muestra se va secando y son el doble a la semana.

Conforme la cantidad de yeso aumenta durante el período de fraguado, la masa se va haciendo más espesa debido a la formación de cristales espiculares. Cuando la proporción A/P es alta, los cristales crecen y se van entrecruzando, y forman una masa sólida y fuerte. A una proporción A/P cercana al límite teórico de 0,18, algunos de los cristales del hemihidrato no se disuelven por completo, sino que se hidratan, tendiendo a endurecer la estructura.

PREGUNTA CLAVE

Durante la mezcla de un producto de sulfato de calcio hemihidratado con agua, puede añadirse más agua para facilitar los procesos de mezclado y vaciado. ¿Qué tres cambios adversos pueden producirse cuando no se ha llegado a la proporción A/P recomendada?

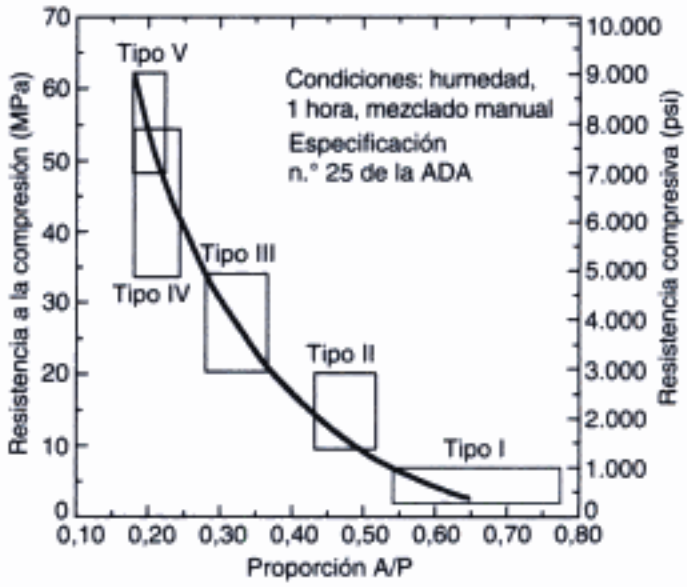


Fig. 10-3 Resistencia compresiva en función de la proporción A/P para los cinco tipos de productos derivados del yeso.

Material chroniony prawem autorskim

Proporción agua/polvo

Hay que medir con precisión las cantidades de agua y hemihidrato por peso. La proporción de polvo y agua del hemihidrato se expresa generalmente como proporción A/P, o el cociente obtenido de dividir el peso del polvo por el peso (o volumen) del agua. Esta proporción se abrevia como A/P. Por ejemplo, si se mezclan 100 gramos de yeso con 60 ml de agua, la proporción A/P será 0,6. Si se mezclan 100 gramos de yeso con 28 ml de agua, la A/P será 0,28. La proporción A/P es un factor muy importante en la determinación de las propiedades físicas y químicas del producto final del yeso. Por ejemplo, cuanto menor sea la proporción A/P, mayor será el tiempo de fraguado, más débil será el producto del yeso y menor será la expansión de fraguado. Aunque la proporción A/P varía con las diferentes marcas de yeso o yeso piedra, los siguientes son algunos de los márgenes recomendados característicos: yeso tipo II, 0,45 a 0,50; yeso piedra tipo III, 0,28 a 0,30; yeso piedra tipo IV, 0,22 a 0,24. Si se utilizan yeso o yeso piedra que vienen en bolsas ya pesadas, las mezclas a que dan lugar suelen ser demasiado gruesas o demasiado finas. Suponiendo que se utiliza la cantidad adecuada de agua en cada caso, este cambio puede deberse a la variación normal de la masa de polvo, habitualmente ± 2%.

PRUEBAS PARA LOS TIEMPOS DE TRABAJO, FRAGUADO Y ENDURECIMIENTO FINAL

Tiempo de mezclado (TM)

Se define el tiempo de mezclado como el que transcurre desde la adición del polvo al agua hasta que se completa la mezcla. La mezcla mecánica de los yesos piedra y los yesos para modelos se completa en 20-30 segundos. Si el espatulado es manual, se necesita al menos un minuto para obtener una mezcla sin grumos.

Tiempo de trabajo (TT)

El tiempo de trabajo es el tiempo disponible para utilizar una mezcla manipulable y que mantenga una consistencia uniforme para poder emplearla para una o dos utilidades. Se mide desde el comienzo de la mezcla hasta el momento en que la consistencia ya no cumple el propósito para el que se preparó. Por ejemplo, el tiempo de trabajo debe ser suficientemente largo para permitir vaciar una impresión, otra de repuesto y limpiar el instrumental utilizado antes de que el yeso fragüe por completo. Por lo general, un tiempo de trabajo de 3 minutos es adecuado.

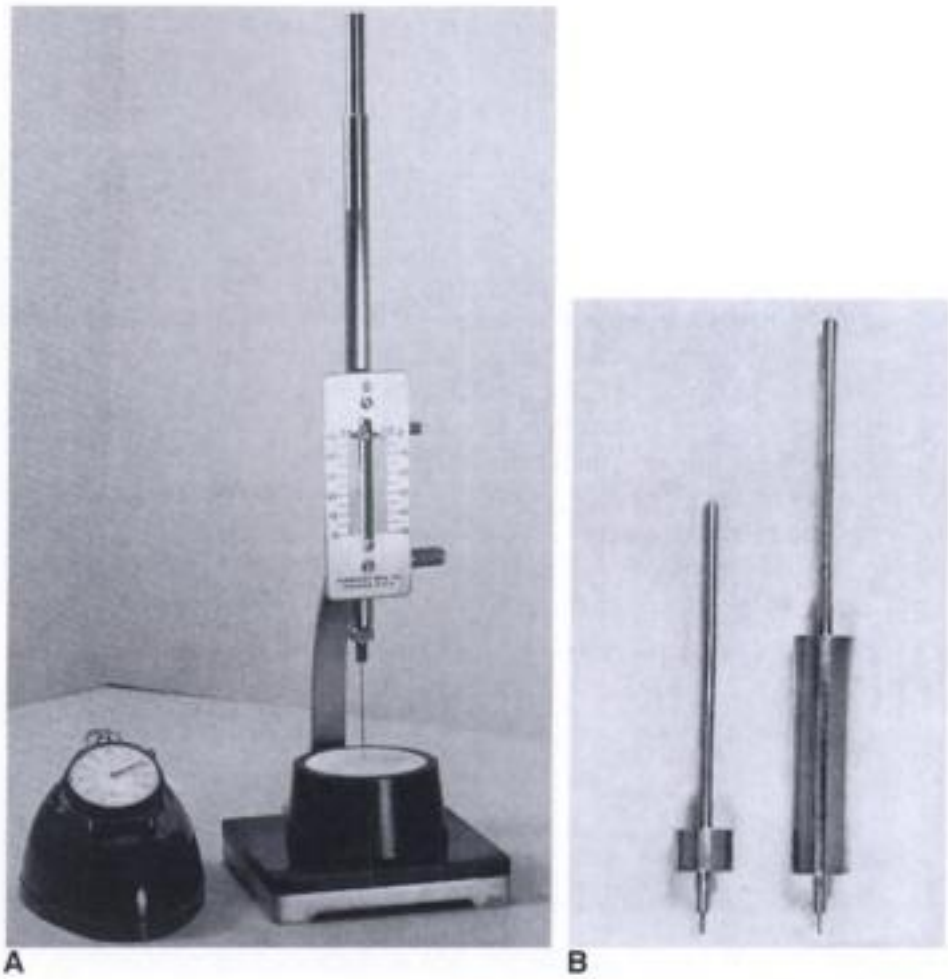
Tiempo de fraguado (TF)

La reacción 2 requiere un tiempo definido para producirse. Al mezclar el polvo con el agua, el tiempo que transcurre desde el principio de la mezcla hasta que el material endurece se conoce como *tiempo de fraguado*. Suele medirse con algunas pruebas de penetración y utilizando los instrumentos que se muestran en la figura 10-4. El fraguado de un producto derivado del yeso pasa por diferentes etapas que ilustra la figura 10-5. Esta figura presenta una prueba de resistencia real sobre un yeso para modelos y, en ella, el tiempo de 1 minuto representa el tiempo de mezclado (TM) y 3 minutos adicionales el tiempo de trabajo (TT), esto es, el vaciado de la impresión.

Prueba de la pérdida de brillo en el inicio del fraguado

Al irse produciendo la reacción, parte del agua en exceso se utiliza para formar el dihidrato, por lo que la mezcla pierde su brillo. En la figura 10-5 se observa cómo esta pérdida de brillo (PB) se produce aproximadamente a los 9 minutos, momento en el que la masa todavía no tiene una resistencia a la compresión mensurable. Por tanto, no es seguro retirarla del molde.

Materiał chroniony prawem autorskim



A B

Fig. 10-4 **A,** Aguja Vicat utilizada para medir el tiempo de fraguado de un producto derivado del yeso. El tiempo de fraguado es el tiempo transcurrido desde el comienzo de la mezcla hasta que la aguja ya no penetra hasta el fondo de la muestra. **B,** Juego de agujas Gilmore.

Prueba inicial de Gilmore en el inicio del fraguado

En la parte derecha de la figura 10-4 se muestran dos agujas de Gilmore. La más pequeña se utiliza, por lo general, para probar el tiempo de fraguado de los cementos dentales, pero a veces se emplea con productos derivados del yeso. Se extiende la mezcla y se presiona con la aguja sobre ella. El momento en el que ya no deja huella se conoce como *tiempo de fraguado inicial,* que se marca como «Gilmore inicial» en la curva de la figura 10-5 y supone un aumento definitivo de la resistencia. El tiempo de fraguado inicial del ejemplo de la figura 10-5 es de 13 minutos.

Prueba de Vicat para el tiempo de fraguado

El paso siguiente de la reacción se determina utilizando otro instrumento, el penetrómetro de Vicat que aparece en la parte izquierda de la figura 10-4. La varilla, con un émbolo pesado, sostiene la aguja que está colocada en contacto con la mezcla. Poco después de que se pierde el brillo se libera el émbolo. El tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta que la aguja ya no penetra hacia el fondo de la misma se define como *tiempo de fraguado*. En algunos casos, las mediciones del Vicat y el Gilmore inicial se producen al mismo tiempo, mientras que en otras ocasiones existe una pequeña diferencia, como puede observarse en la figura 10-5.

Materiał chroniony prawem autorskim

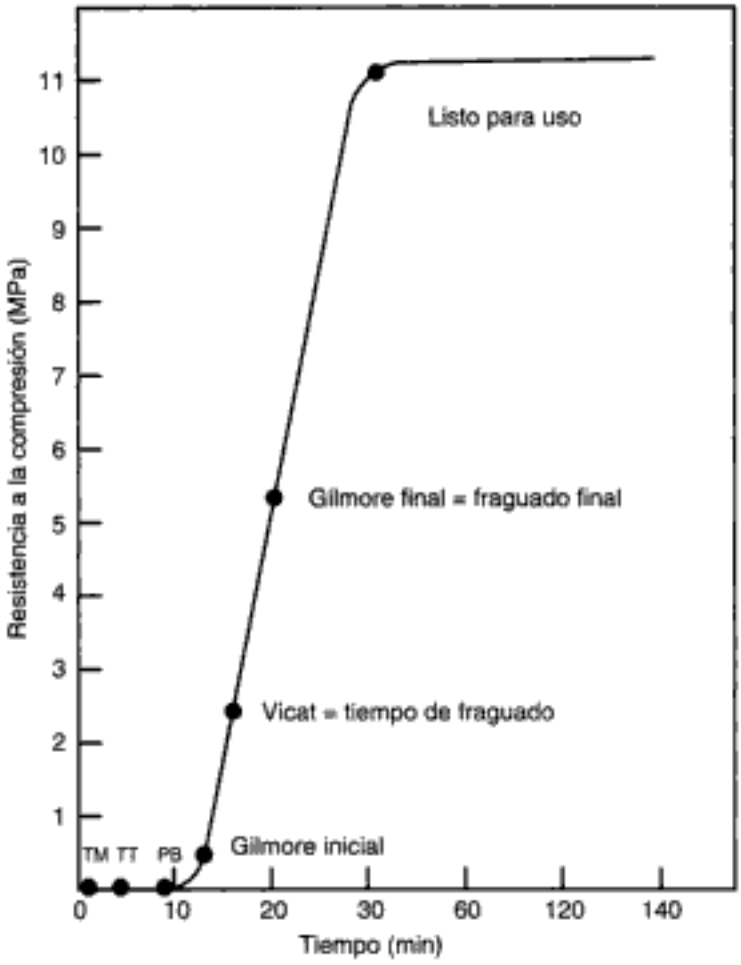


Fig. 10-5 Resistencia compresiva de un yeso para modelos tipo II. La proporción A/P era 0,50. Las diferentes etapas de la reacción de fraguado están indicadas por los instrumentos específicos utilizados para medir la dureza de la mezcla. *TM*, tiempo de mezclado; *TT*, tiempo de trabajo; *PB*, pérdida de brillo de la superficie de la mezcla.

Prueba de Gilmore para el tiempo de endurecimiento final

La siguiente etapa en el proceso de fraguado se mide utilizando la aguja Gilmore más pesada. El tiempo transcurrido hasta que esta segunda aguja deja únicamente una marca apenas perceptible sobre la superficie se denomina *tiempo de fraguado final*.

Criterio de material listo para usar

El criterio de material listo para usar es una medida subjetiva del momento en que el material fraguado puede ser manipulado de la forma habitual con seguridad. Este criterio no viene determinado por ninguna prueba específica; la capacidad para juzgar si se puede manejar o no mejora con la práctica. Técnicamente, el material fraguado puede considerarse listo para usar cuando la resistencia a la compresión es de, al menos, el 80% de la que se alcanzaría a la hora. Los productos más modernos están listos para usar en, aproximadamente, 30 minutos (v. fig. 10-5).

Los apartados anteriores ilustran las diferentes etapas del fraguado de los productos derivados del yeso. Las figuras mostradas están aplicadas a un yeso para modelos característico, pero las fases varían dependiendo de cada producto, de la proporción A/P y del tiempo de mezclado. Sólo el tiempo de fraguado Vicat se enumera basándose en tablas de propiedades físicas. A pesar de que los fabricantes han elaborado sus propias pruebas para el tiempo de trabajo, la prueba de Vicat es útil para controlar la calidad del lote.

Materiał chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los métodos recomendados para que el operador acelere o retarde el tiempo de fraguado de un producto formador de yeso determinado?

CONTROL DEL TIEMPO DE FRAGUADO

Como ya se dijo, es necesario controlar el tiempo de trabajo para las diferentes aplicaciones. Desde el punto de vista teórico, hay por lo menos tres maneras de efectuar este control:

1. Es posible aumentar o disminuir la solubilidad del hemihidrato. Por ejemplo, si aumenta la solubilidad, la sobresaturación del sulfato de calcio será mayor y aumentará también la velocidad de deposición cristalina.
2. Es posible aumentar o disminuir el número de núcleos de cristalización. Cuanto mayor sea la cantidad de núcleos, más rápido se formarán los cristales de yeso y más pronto se producirá el endurecimiento de la masa, debido al entrecruzamiento cristalino.
3. Si se aumenta o disminuye la velocidad de crecimiento cristalino, el tiempo de fraguado se acelerará o retardará, respectivamente.

En la práctica, estos métodos se han incorporado a los productos comercializados. Así, el odontólogo puede variar el tiempo de trabajo, dentro de unos límites razonables, modificando la proporción A/P y el tiempo de mezclado.

Impurezas

Si la calcinación no es completa y quedan partículas de yeso, o si el fabricante agrega yeso, el tiempo de fraguado se hace más corto debido al aumento de núcleos potenciales de cristalización. Si hay anhidrita ortorrómbica, el período de inducción aumenta; si hay anhidrita hexagonal, este período disminuye.

Finura del polvo

A mayor finura del tamaño de las partículas del hemihidrato, la mezcla endurecerá más rápido, particularmente si el producto se ha molido durante su fabricación. No sólo aumentará la velocidad de disolución del hemihidrato, sino que también los núcleos de yeso serán más numerosos, por lo que la velocidad de cristalización será más rápida.

Proporción agua/polvo

Cuanto más agua se utilice para la mezcla, menos núcleos habrá por unidad de volumen. En consecuencia, el tiempo de fraguado se prolongará. Esto se comprueba por los resultados mostrados en la tabla 10-1.

Mezclado

Dentro de los límites prácticos, cuanto más largos sean el tiempo y la rapidez de la mezcla, más corto será el tiempo de fraguado. Algunos cristales de yeso se forman inmediatamente después de ponerse en contacto el yeso dental o el yeso piedra con el agua. Al comenzar la mezcla aumenta la formación de estos cristales. Al mismo tiempo, los cristales se rompen al mezclarlos con la espátula y son distribuidos por la mezcla, dando lugar a la formación de más núcleos de cristalización. Así, disminuye el tiempo de fraguado, como indica la tabla 10-1.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 10-1 Efecto de la proporción agua/polvo (A/P) y el tiempo de mezclado en el tiempo de fraguado del yeso de París

Proporción A/P	Tiempo de mezclado (min)	Expansión de fraguado (min)
0,45	0,5	5,25
0,45	1,0	3,25
0,60	1,0	7,25
0,60	2,0	4,50
0,80	1,0	10,50
0,80	2,0	7,75
0,80	3,0	5,75

De Gibson CS y Johnson RN: *J Soc Chem Ind* 51:25T, 1932.

Temperatura

Podría esperarse que un aumento en la temperatura del agua acelerara la reacción química de fraguado. Sin embargo, esto no sucede con los productos derivados del yeso. A pesar de que el efecto de la temperatura en el tiempo de fraguado tiende a ser imprevisible y varía de un yeso dental (o yeso piedra) a otro, es poco el cambio que se produce entre 0 °C (32 °F) y 50 °C (120 °F). Si la temperatura de la mezcla yeso-agua es mayor de 50 °C (120 °F), se produce un enlentecimiento gradual. Cuando la temperatura se aproxima a los 100 °C (212 °F), no se produce la reacción. En el intervalo de temperaturas más alto (50-100 °C), la reacción 2 se invierte y los cristales de yeso formados tienden a volver a la forma de hemihidrato.

Retardadores y aceleradores

Probablemente la forma más eficaz y práctica de controlar el tiempo de fraguado sea añadir algunos modificadores químicos a la mezcla de yeso dental o yeso piedra. Si el producto químico agregado disminuye el tiempo de fraguado, recibe el nombre de *acelerador;* si lo prolonga, se le conoce como *retardador*.

Por lo general, los retardadores actúan formando una capa de adsorción sobre el hemihidrato para reducir su solubilidad, y sobre los cristales de yeso presentes para inhibir su crecimiento. Los materiales orgánicos, como el pegamento, la gelatina y algunas gomas, se comportan de esta manera. Otro tipo de retardador consiste en sales que forman una capa de sal cálcica, que es menos soluble que el sulfato. Entre ellos se incluyen el bórax, el citrato de potasio y el cloruro sódico (20%). En pequeñas concentraciones, muchas sales orgánicas (tales como el cloruro sódico) se comportan como aceleradores, pero si aumenta su concentración pueden convertirse en retardadores. Debido a que la acción de estos agregados químicos afecta también otras propiedades, como la expansión de fraguado, hablaremos más en detalle sobre aceleradores y retardadores en un apartado posterior.

El operador debe intentar controlar el tiempo de fraguado añadiendo retardadores o aceleradores al polvo de sulfato de calcio hemihidratado. Se puede acelerar el tiempo de fraguado añadiendo yeso (<20%), sulfato potásico o cloruro sódico (<28%). El yeso se añade clásicamente incluyendo una pequeña proporción de lechada al agua de la mezcla. Sin embargo, no debe agregarse una cantidad significativamente mayor de polvo en el agua de mezcla porque dificultaría la obtención de un producto con las características de flujo óptimas. En su lugar, el odontólogo debe adquirir un producto de fraguado rápido si desea un proceso de fraguado acelerado sustancialmente. Como alternativa, se pueden incrementar ligeramente el tiempo o la velocidad de mezclado para acelerar así

Material chroniony prawem autorskim

la reacción de fraguado. Pero estos parámetros deben adecuarse al tiempo de trabajo para el producto de que se trate.

Para aumentar el tiempo de fraguado, ha de seleccionarse un producto comercial que haya sido diseñado con un tiempo de fraguado más largo. El uso de agua fría no tendrá un efecto significativo en el tiempo de fraguado. Por ello, para asegurarnos de que éste será el más largo posible, ha de adquirirse un producto de fraguado normal y/o utilizar tiempos de mezclado mínimos y velocidades de mezclado más lentas.

EXPANSIÓN DE FRAGUADO

Independientemente del tipo de yeso empleado, se puede detectar la expansión de la masa durante el paso de hemihidrato a dihidrato. Según la composición del producto derivado del yeso, esta expansión lineal puede ser tan baja como el 0,06% o tan elevada como el 0,5%.

Por otra parte, si se comparan los volúmenes equivalentes de hemihidrato, agua y el producto de la reacción (dihidrato), el volumen del dihidrato formado será menor que los volúmenes equivalentes de hemihidrato y agua. Esto representa un cambio lineal en el objeto de yeso del 2,4%, aproximadamente. Por eso, según estos cálculos, debería producirse una contracción volumétrica durante la reacción de fraguado. Pero, en su lugar, lo que se observa es una expansión de fraguado, fenómeno que puede explicarse a través del mecanismo de la cristalización.

Los cálculos son los siguientes:

	$(CaSO_4)_2 \cdot H_2O$	+	$3H_2O$	→	$2CaSO_4 \cdot 2H_2O$	
Peso molecular	290,284		54,048		344,332	
Densidad (g/cm^3)	2,75		0,997		2,32	
Volumen equivalente	*105,556*		*54,211*		*148,405*	
Volumen total		159,767			148,405	**(3)**

El cambio de volumen neto es (148,405 – 159,767)/(159,767) 100, o el –7,11%. La teoría sol-gel demuestra también este cambio: cuando el sol pasa al estado de gel, se produce una contracción. Sin embargo, no se puede medir esta contracción porque tiene lugar cuando la mezcla está en estado fluido.

Como se señaló anteriormente, el proceso de cristalización se explica gráficamente como un crecimiento de los cristales a partir de los núcleos de cristalización. Considerando el entrecruzamiento de los cristales de dihidrato, los cristales que aumentan de tamaño a partir de los núcleos se entremezclan y obstruyen el crecimiento de cristales adyacentes.

Si miles de cristales repiten este proceso durante su crecimiento, se crea una tensión hacia el exterior o tensiones internas que dan lugar a la expansión de toda la masa. Es así como puede producirse una expansión de fraguado a pesar de que el *volumen verdadero* de los cristales solos sea menor de lo calculado anteriormente. Esta obstrucción y movimiento de los cristales da lugar a la aparición de microporos.

Debido a que, en la práctica, el producto de la reacción de fraguado del yeso (v. reacción 2) tiene un volumen externo mayor, pero un volumen *cristalino* menor, se deduce que el material fraguado debe ser poroso. Por tanto, la estructura obtenida inmediatamente después del fraguado está formada por cristales engranados entre los que existen poros y microporos que contienen el exceso de agua necesaria para la mezcla. Al secarse, se pierde el exceso de agua y el espacio vacío aumenta.

En lo que concierne al técnico o al odontólogo, sólo es de interés la expansión de fraguado que se produce después del fraguado inicial. Cualquier expansión o contracción que se produzca antes de este momento se compensa por la fricción entre la superficie del molde y la mezcla fluida que se vacía en él. En el momento del fraguado inicial, la

Materiał chroniony prawem autorskim

estructura cristalina es lo suficientemente rígida como para compensar, en su mayor parte, tal retención friccional. Sin embargo, no siempre puede superar el confinamiento de los límites del borde, como, por ejemplo, las paredes de un aro cilíndrico de metal. Además, cualquier contracción inicial que se produzca durante el período de inducción no influye en la exactitud, porque en esta fase la mezcla es fluida y la contracción se produce en la superficie libre.

Si se extiende una mezcla de yeso y agua sobre una superficie de vidrio, la distancia entre dos puntos de referencia cualesquiera de la superficie no cambiará apreciablemente durante el período de inducción. La adhesión de la mezcla polvo-agua al vidrio impide la contracción lineal que, en teoría, podría esperarse. Sólo cuando la estructura cristalina adquiere la rigidez suficiente (tras el fraguado inicial) es visible la expansión de fraguado.

Cuando se produce la cantidad suficiente de cristales para producir el empuje hacia fuera por obstrucción, se origina la expansión de fraguado. El tiempo de fraguado inicial ocurre aproximadamente en el punto mínimo de la curva, punto en el que empieza la expansión. Según el gráfico de la figura 10-6, el yeso piedra, en realidad, se ha contraído durante el fraguado y no ha recuperado sus dimensiones originales. Por otra parte, en el experimento anterior en la loseta de vidrio, se habría registrado una expansión de fraguado del 0,12%.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la forma más eficaz de incrementar o disminuir la expansión de fraguado del yeso?

Control de la expansión de fraguado

Algunas veces la expansión de fraguado es ventajosa para un procedimiento dental. Otras veces se convierte en un inconveniente, porque puede ser una fuente de error. En consecuencia, es necesario controlarla para obtener la precisión adecuada en sus aplicaciones dentales.

Como puede observarse a partir de los resultados de la tabla 10-2, una proporción A/P alta y un tiempo de trabajo más corto producen una mayor expansión de fraguado. Cada uno de estos factores aumenta la densidad del núcleo. El efecto de la proporción A/P en la expansión de fraguado es el esperado y tiene una base teórica. A proporciones menores de A/P, hay menos núcleos de cristalización por unidad de volumen que en mezclas

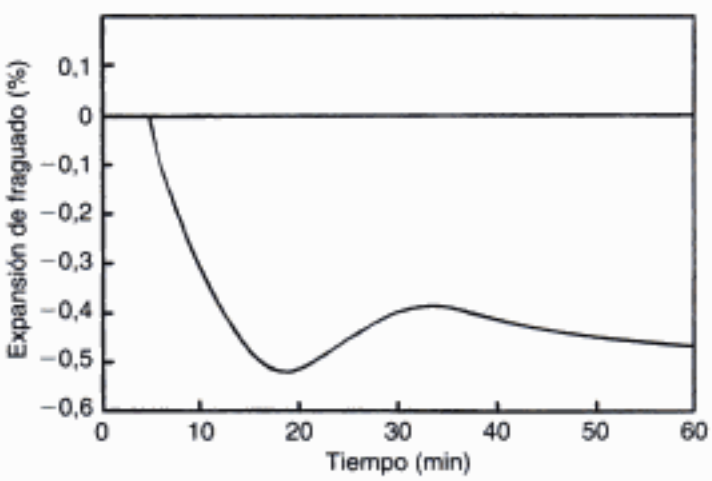


Fig. 10-6 Cambios dimensionales que se producen durante el fraguado de un producto derivado del yeso. (Por cortesía de A.R. Docking.)

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 10-2 Efecto de la proporción agua/polvo (A/P) y el tiempo de mezclado en la expansión de fraguado del yeso de París

Proporción A/P	Tiempo de mezclado (min)	Expansión de fraguado (%)
0,45	0,6	0,41
0,45	1,0	0,51
0,60	1,0	0,29
0,60	2,0	0,41
0,80	1,0	0,24

De Gibson CS y Johnson RN: *J Soc Chem Ind* 51:25T, 1932.

más espesas. Como es posible suponer que el espacio entre los núcleos es mayor, se supone que habrá menor interacción de crecimiento de los cristales de dihidrato y habrá menor tensión hacia el exterior. Sin embargo, la manera más eficaz de controlar la expansión de fraguado es agregando productos químicos durante su fabricación. Se puede reducir la expansión de fraguado añadiendo sulfato potásico, cloruro sódico o bórax.

ACELERADORES Y RETARDADORES: TEORÍA Y PRÁCTICA

¿Por qué se utilizan aceleradores y retardadores? En la industria, el producto derivado del yeso requiere un fraguado o endurecimiento gradual, de modo que el objeto va adquiriendo su forma a lo largo del tiempo. Sin embargo, su uso en odontología implica, por lo general, el vaciado o vibración de la mezcla en un molde, controlando cuidadosamente su fluidez. Este proceso lleva tan sólo unos pocos minutos. Al finalizar el tiempo de trabajo, el material debería endurecer rápidamente y estar preparado para su uso en 30 minutos o menos.

La figura 10-7 muestra la interrelación de aceleradores y retardadores en la resistencia del yeso (expresada en MPa). Se observan los mismos efectos en otros productos derivados del yeso, incluyendo los revestimientos empleados para colados o prensado con calor. La curva de la derecha ilustra la velocidad de endurecimiento o fraguado de un yeso natural, por ejemplo, el hemihidrato β. Este yeso tiene sólo unos pocos minutos de tiempo de trabajo y después endurece gradualmente, demasiado lentamente para su uso dental. Cuando se agrega un acelerador (curva de la izquierda), el fraguado obtenido permite utilizar el yeso en los 30 minutos siguientes. Pero el tiempo de trabajo se ha reducido considerablemente. Es por ello por lo que también ha de añadirse un retardador (curva del centro) para obtener un yeso manejable. Esto aumenta el período de fraguado inicial latente, con lo que la mezcla mantiene un estado plástico razonable que permite su manipulación para darle una forma útil. Después la masa endurece a tiempo para su uso.

Los aceleradores y retardadores químicos no sólo actúan regulando el tiempo de trabajo de los productos derivados del yeso, sino que también reducen la expansión de fraguado. Todavía no está muy clara la explicación de estos efectos.

Aceleradores

La tasa de disolución de hemihidrato influye en la velocidad de fraguado. Por tanto, es lógico suponer que los materiales que aumentan el grado de disolución aceleran también la reacción de fraguado. Sin embargo, es también importante el ritmo de precipitación del dihidrato. Así, el acelerador debe incrementar la solubilidad del hemihidrato sin aumentar también la del dihidrato. Por ello, la aceleración que produce un aditivo depende de la cantidad y velocidad de solubilidad del hemihidrato, frente al mismo efecto en el dihidrato.

Materiał chroniony prawem autorskim

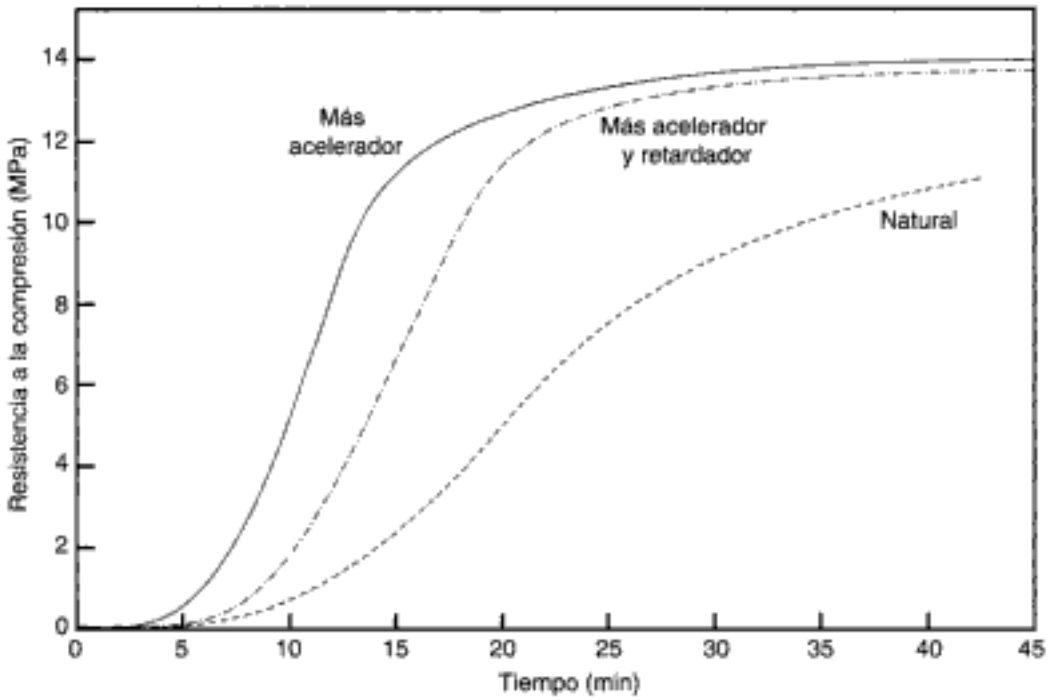


Fig. 10-7 Resistencia a la compresión de un yeso para modelos en función del tiempo cuando se le añaden acelerador y retardador. La ganancia de resistencia es una medida de la velocidad de endurecimiento o fraguado.

Para complicar más las cosas, aunque las sales inorgánicas suelen ser aceleradores, pueden convertirse en retardadores si se agrega más de una cierta cantidad. El cloruro sódico es un acelerador en concentraciones del 2% del hemihidrato, pero en concentraciones mayores se comporta como retardador. El sulfato sódico tiene su máximo efecto acelerador aproximadamente a la concentración del 3,4%; en concentraciones más altas, se convierte en un retardador.

El acelerador que más se utiliza es el sulfato potásico. Es más eficaz en concentraciones mayores del 2%, ya que el producto de la reacción, que parece ser el singenita ($K_2Ca[SO_4]_2 \cdot H_2O$), cristaliza rápidamente. Muchos sulfatos solubles se comportan como aceleradores, mientras que el yeso en polvo (sulfato cálcico dihidratado) acelera la velocidad de fraguado porque sus partículas actúan como núcleos de cristalización. Una lechada de modelos de yeso molidos (denominado agua de lechada) actúa de esta manera, a pesar de que el líquido saturado limpio apenas es eficaz. Son los cristales por sí mismos los que aceleran el fraguado. Por eso debe agitarse la lechada antes de usarla. También puede conseguirse este efecto aumentando el tiempo o la velocidad de fraguado, o ambos; así se forman más núcleos, acelerando la mezcla. La reacción se demora disminuyendo el tiempo de mezclado o añadiendo más agua. Pero si se añade demasiada agua pueden verse afectadas negativamente las propiedades del yeso.

Retardadores

El comportamiento de los retardadores es, si cabe, más complicado. La creencia general es que algunos productos químicos cubren las partículas de hemihidrato, evitando que éste forme parte de la solución normalmente.

Por lo general, los citratos, acetatos y boratos enlentecen la reacción. Para un anión determinado, el catión correspondiente empleado afecta notablemente la demora. Por ejemplo, en los acetatos, el orden de retardo en términos del catión empleado es $Ca^+ < K^+ < H^+$, mientras que el tartrato de potasio tiene un efecto acelerador marcado,

Material chroniony prawem autorskim

en contraste con la sal de calcio, que ejerce poco efecto en el fraguado. El comportamiento de los citratos es más complejo.

Puesto que los fabricantes ya añaden aceleradores, retardadores y otros agentes controladores, no deben agregarse más componentes que podrían contrarrestar los efectos ya incorporados al producto.

EXPANSIÓN HIGROSCÓPICA DE FRAGUADO

Hasta este momento, se ha considerado que el yeso para modelos y el yeso piedra se dejaban fraguar al aire. Si el proceso de fraguado se hace bajo el agua (normalmente a una temperatura muy alta), la expansión de fraguado puede alcanzar el doble de su magnitud. Una posible causa del aumento de la expansión es la expansión del patrón de cera durante el fraguado del revestimiento. La razón más aceptada de este incremento de la expansión cuando el hemihidrato reacciona bajo el agua es el mayor crecimiento de los cristales, que pueden crecer libremente sin estar constreñidos por la tensión superficial al formarse en el aire.

La figura 10-8 ilustra esquemáticamente esta teoría. En la fase I, en la parte superior de la figura, la mezcla inicial está representada por las tres partículas redondas de hemihidrato rodeadas de agua.

En la fase II, la reacción ha comenzado y los cristales de dihidrato empiezan a formarse. En el esquema de la izquierda, el agua que rodea a las partículas se reduce por hidratación y estas partículas se unen más por la tensión superficial del agua. En el esquema de la derecha, debido a que el fraguado se realiza bajo el agua, el agua de hidratación se reemplaza y la distancia entre las partículas sigue siendo la misma.

A medida que los cristales del dihidrato crecen, contactan entre sí y comienza la expansión de fraguado. Como se indica en la fase III, el agua que rodea las partículas disminuye en el ejemplo de la izquierda. Las partículas con cristales unidos a ellas tienden a unirse como antes, pero a la contracción se opone la tensión que los cristales en crecimiento ejercen hacia el exterior. Por otra parte, los cristales del esquema de la derecha no están tan inhibidos porque el agua se repone de nuevo desde el exterior. De hecho, aho-

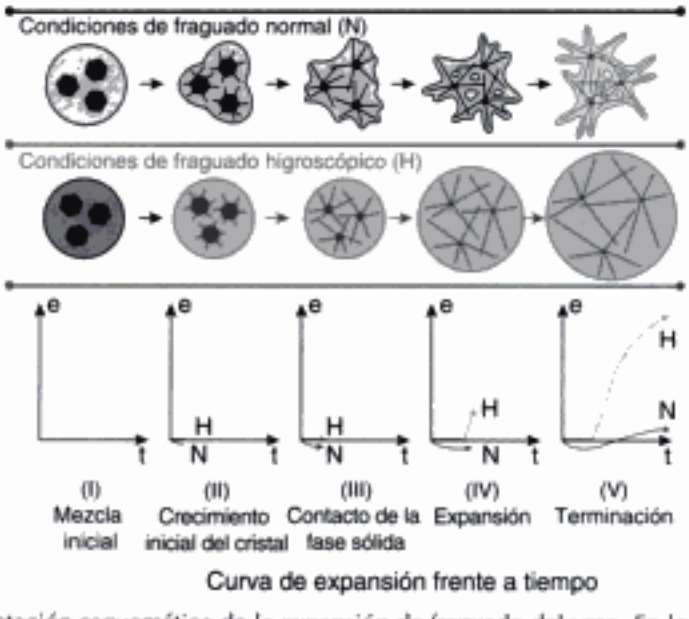


Fig. 10-8 Representación esquemática de la expansión de fraguado del yeso. En la columna de la izquierda, la ausencia de exceso de agua inhibe el crecimiento del cristal. Como se observa en la columna de la derecha, el agua agregada durante el fraguado permite que haya más espacio para el aumento de tamaño del cristal. *e*, expansión; *t*, tiempo; *H*, expansión de fraguado higroscópica; *N*, expansión de fraguado normal. (De Mahler DB y Ady AB: Explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J Dent Res* 39:578, 1960.)

Materiał chroniony prawem autorskim

ra las partículas originales se separan más al ir creciendo el cristal y la expansión de fraguado se hace evidente.

En las fases IV y V, el efecto se hace más visible. Los cristales inhibidos de la izquierda se entrecruzan y entremezclan mucho antes que los de la derecha, que crecen con mucha más libertad durante las primeras fases antes de que el entrecruzamiento impida, finalmente, que continúe la expansión. En consecuencia, la expansión de fraguado observada que se produce cuando el producto derivado del yeso fragua bajo el agua es mayor que la que se observa cuando el yeso fragua al aire.

Se deduce, por tanto, que el mecanismo básico de crecimiento de los cristales es el mismo en los dos casos y que ambos fenómenos son expansiones de fraguado verdaderas. Para distinguirlas, la expansión de fraguado sin inmersión en agua se denomina **expansión de fraguado normal** (v. N en la fig. 10-8), en tanto que la expansión que se produce bajo el agua se conoce como **expansión de fraguado higroscópica** (v. H en la fig. 10-8). La expansión de fraguado higroscópica es física y no se debe a reacciones químicas más que las de la expansión de fraguado normal. El aumento en la proporción A/P aumenta la expansión de fraguado higroscópica y la expansión de fraguado de la misma manera. El aumento del espatulado aumenta también la **expansión higroscópica.**

La teoría del entrecruzamiento de los cristales es una explicación lógica de la expansión de fraguado, pero no es la única. La expansión de fraguado del yeso puede deberse también a la presión hidrostática que se produce en el agua durante el fraguado.

La expansión higroscópica obtenida durante el fraguado del yeso dental o el yeso piedra es, por lo general, de pequeña magnitud. Por ejemplo, el yeso piedra que se emplea para hacer modelos presenta una expansión de fraguado lineal del 0,15% y una expansión higroscópica máxima que no supera el 0,30%. Sin embargo, esta diferencia es suficiente para hacer que una prótesis o aparato similar no entre en el modelo.

Por otra parte, como se explicará en el capítulo 12, la mayor expansión higroscópica de fraguado de los revestimientos para colado aglutinados con yeso se utiliza a veces para la fabricación de restauraciones coladas.

RESISTENCIA

La resistencia de los productos derivados del yeso se expresa, por lo general, en términos de resistencia a la compresión, a pesar de que se debe tener en cuenta también la resistencia a la tracción para asegurar una guía satisfactoria hacia las características globales de resistencia.

Según la teoría del fraguado, la resistencia del yeso dental o piedra aumenta con rapidez a medida que el material endurece después del tiempo de fraguado inicial. Sin embargo, el contenido de agua libre del producto fraguado afecta claramente a su resistencia. Por esta razón, se distinguen dos resistencias en el yeso: la *resistencia húmeda* (denominada también *resistencia verde)* y la *resistencia seca*. La resistencia húmeda es la obtenida cuando en la muestra de prueba se deja un exceso de agua respecto al requerido para la hidratación del hemihidrato. Cuando se elimina el exceso de agua de la muestra por desecación, la resistencia obtenida es la seca. El valor de la resistencia seca puede ser el doble o más que el de la resistencia húmeda. En consecuencia, es muy importante distinguir una de otra.

En la tabla 10-3 se observa el efecto del secado en la resistencia a la compresión del yeso fraguado. Es interesante darse cuenta de que, después de 16 horas, hay muy poco aumento en la resistencia. Entre 8 y 24 horas, sólo se pierde el 0,6% del agua en exceso, pero la resistencia aumenta al doble. Durante el proceso de secado se produce un cambio similar, de alguna manera, en la dureza superficial.

Una explicación apropiada de este efecto es el hecho de que, a medida que se pierden los últimos vestigios de agua, precipitan cristales delgados de yeso. Éstos fijan los cristales más grandes. Entonces, si se añade agua o la hay en exceso, los cristales pequeños son los primeros en disolverse, perdiéndose estos anclajes de refuerzo.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 10-3 Efecto del secado en la resistencia a la compresión del yeso de París

Tiempo de secado (horas)	Resistencia a la compresión (MPa)	Resistencia a la compresión (psi)	Pérdida de peso (%)
2	9,6	1.400	5,1
4	11,7	1.700	11,9
8	11,7	1.700	17,4
16	13,0	1.900	—
24	23,3	3.400	18,0
48	23,3	3.400	18,0
72	23,3	3.400	—

De Gibson CS y Johnson RN: *J Soc Chem Ind* 51:25T, 1932.

Como ya se indicó, el yeso o yeso piedra fraguado es de naturaleza porosa, y cuanto menor sea la proporción A/P, mayor será la porosidad. De ello se deduce que cuanto menor sea la proporción A/P, menor será la resistencia seca del material, como muestran los datos de la tabla 10-4. Esto se debe a que cuanto mayor sea la porosidad, menos cristales habrá por unidad de volumen para un peso determinado de hemihidrato.

Los materiales mezclados con una proporción A/P baja muestran una resistencia a la tracción que es el 25% de su resistencia a la compresión correspondiente. Cuando la proporción A/P con la que se mezclan los materiales es baja, la resistencia a la tracción es menos del 10% de su correspondiente resistencia a la compresión.

Como puede observarse en la tabla 10-4, el tiempo de espatulado influye también en la resistencia del yeso. En general, al aumentar el tiempo de espatulado, la resistencia aumenta hasta un límite que es, aproximadamente, equivalente al de una mezcla manual de un minuto. Si se espatula en exceso, los cristales de yeso formados se rompen y hay menos entrelazado cristalino en el producto final.

La incorporación de un acelerador o retardador disminuye las resistencias húmeda y seca del producto derivado del yeso. Esta disminución de la resistencia puede atribuirse parcialmente a la sal añadida como adulterante y a la reducción de la cohesión intercristalina.

Cuando se mezcla un hemihidrato relativamente puro con cantidades mínimas de agua, el tiempo de trabajo es corto y la expansión de fraguado excesivamente alta. Sin embargo, como se ha indicado, los productos derivados del yeso dental contienen aditi-

Tabla 10-4 Efecto de la proporción agua/polvo (A/P) y el tiempo de mezclado en la resistencia a la compresión del yeso de París

Proporción A/P	Tiempo de mezclado (min)	Resistencia a la compresión (MPa)	Resistencia a la compresión (psi)
0,45	0,5	23,4	3.400
0,45	1,0	26,2	3.800
0,60	1,0	17,9	2.600
0,60	2,0	13,8	2.000
0,80	1,0	11,0	1.600

De Gibson CS y Johnson, RN: *J Soc Chem Ind* 51:25T, 1932.

Material chroniony prawem autorskim

vos que reducen la expansión de fraguado, aumentan el tiempo de trabajo y proporcionan un fraguado final rápido. La adición de más productos químicos puede alterar el delicado equilibrio de estas propiedades. Por ello, si se quiere cambiar el tiempo de fraguado, deben efectuarse modificaciones moderadas en la proporción A/P, en el tiempo de espatulado, o en ambos.

TIPOS DE PRODUCTOS DERIVADOS DEL YESO

Tras plantear los principios básicos de los productos derivados del yeso, centramos ahora nuestra atención en los distintos tipos de yesos para modelos, así como en las consideraciones prácticas de su uso. Los criterios para la selección de un producto derivado del yeso determinado dependen de su uso y de las propiedades físicas necesarias para ese uso determinado. Por ejemplo, el yeso piedra no es un material adecuado para la toma de impresiones porque, si hay dientes, la alta resistencia de la piedra (hemihidrato α) hace imposible la remoción de la impresión de las zonas retentivas de los dientes sin causar daño. Por otra parte, si se necesita un modelo resistente para fabricar una prótesis sobre él, no debe utilizarse un yeso débil (hemihidrato β). En otras palabras, no hay un producto derivado del yeso dental que sirva para todo.

La tabla 10-5 enumera los distintos productos derivados del yeso. Se muestran los cinco tipos aceptados por la especificación n.º 25 de la ANSI/ADA, así como las propiedades que debe reunir cada uno de ellos.

Yeso de impresión (tipo I)

Estos materiales de impresión están compuestos por yeso de París al que se han agregado modificadores para regular el tiempo y la expansión de fraguado. El yeso de impresión ya prácticamente no se utiliza para tomar impresiones dentales porque ha sido sustituido por materiales menos rígidos, como los hidrocoloides y elastómeros (de los que

Tabla 10-5 Propiedades típicas* de los cinco tipos de productos derivados del yeso

			Expansión de fraguado a las 2 horas (%)		Resistencia a la compresión a la hora†	
Tipo	Proporción A/P	Tiempo de fraguado (min)	Mínimo	Máximo	(MPa)	(psi)
I. Yeso, impresión	0,40-0,75	4±1	0,00	0,15	4,0	580
II. Yeso, modelo	0,45-0,50	12±4	0,00	0,30	9,0	1.300
III. Yeso piedra‡	0,28-0,30	12±4	0,00	0,20	20,7	3.000
IV. Yeso dental, alta resistencia§	0,22-0,24	12±4	0,00	0,10	34,5	5.000
V. Yeso piedra, alta resistencia, alta expansión	0,18-0,22	12±4	0,10	0,30	48,3	7.000

*Propiedades requeridas en los cinco productos derivados del yeso recogidas en la especificación n.º 25 de la ANSI/ADA.

†Valores mínimos.

‡Yeso piedra, en ocasiones denominado yeso piedra clase I o hidrocal.

§Yeso piedra, alta resistencia, en ocasiones denominado piedra clase II, densita o yeso mejorado.

Material chroniony prawem autorskim

se habló en el cap. 9). El yeso dental se utiliza principalmente como impresión final *(impresión de lavado)* para la fabricación de prótesis completas.

Yeso para modelos (tipo II)

El yeso para modelos, o yeso tipo II de laboratorio, se utiliza en la actualidad principalmente para rellenar una mufla en la construcción de prótesis, cuando la expansión de fraguado no es crítica y la resistencia es adecuada y está dentro de los límites marcados en la especificación. Suele fabricarse en color blanco, de manera que sea fácil de distinguir de los yesos piedra, por lo general coloreados. El yeso para modelos tipo II es relativamente débil, lo que evidencia una resistencia a la compresión de tan sólo 9 MPa y una resistencia a la tracción de 0,6 MPa.

Yeso piedra dental (tipo III)

El descubrimiento del yeso α en 1930 y su introducción en el campo de la odontología representó un hito. Combinado con la aparición del material de impresión de hidrocoloide, la dureza mejorada del yeso α permitió poder trabajar con troqueles de yeso piedra y se hizo posible el patrón indirecto.

La odontología compartió el mayor avance que se había producido en el yeso en toda la historia. Un investigador de la U.S. Gypsum Corporation averiguó que el molde de yeso empleado para fabricar bases protésicas de goma en un vulcanizador bajo presión de vapor se volvía inusualmente duro durante la noche. El examen mostró que el yeso fraguado, calcinado bajo presión de vapor, daba lugar a la obtención de un sulfato de calcio hemihidratado de mucha mejor calidad. Debido a esta mejora, el producto fue poco después y, desde entonces, patentado como yeso α. A partir de este descubrimiento, el proceso ha sido realizado comercialmente en un autoclave.

El yeso piedra tipo III tiene un resistencia a la compresión mínima a la hora de 20,7 MPa (3.000 psi), pero no supera los 34,5 MPa (5.000 psi). Se ideó para la elaboración de *modelos* en la fabricación de prótesis completas sobre mucosas. Los *troqueles* de escayola piedra son reproducciones de los dientes preparados, sobre o en cuyo interior se fabrican prótesis. Los materiales de los troqueles deben ser muy duros y resistentes, ya que sus márgenes son sometidos a un gran desgaste durante el moldeado de los patrones de cera y a que, durante las pruebas y los ajustes, se inducen tensiones muy elevadas. En los siguientes apartados se habla de este tipo de yeso piedra. Además, puede aceptarse una ligera expansión de fraguado en los modelos que reproducen tejidos blandos, pero no cuando se incluye un diente. Los yesos piedra tipo III son de elección para procesar prótesis, dado que la piedra tiene una resistencia adecuada para ese propósito y la prótesis es más fácil de retirar terminado el proceso.

Independientemente del tipo de yeso piedra utilizado, existen, al menos, dos métodos para la fabricación del modelo. En uno de ellos, se construye un molde para el vaciado envolviendo la impresión con tiras de cera blanda y plana y que se extienden aproximadamente 12 mm más allá de la parte de la impresión correspondiente a los tejidos blandos. En esta parte se crea una base para el modelo. Este proceso recibe el nombre de *encofrado*. Se vacía entonces la mezcla de yeso piedra y agua en la impresión que está siendo vibrada. Se hace fluir la mezcla lentamente siguiendo una dirección determinada, de manera que expulsa el aire conforme va rellenando los huecos de los dientes y no se forman burbujas.

Otro método consiste en rellenar primero la impresión como se ha descrito y echar el resto de la mezcla de yeso piedra y agua en una loseta de vidrio. A continuación, se da la vuelta a la impresión rellenada, se coloca sobre el montículo de yeso y se le da forma a la base con la espátula antes de que fragüe la escayola. Esta técnica no está indicada si el material de la impresión se deforma con facilidad o si la escayola piedra está «líquida». El modelo no debe separarse de la impresión hasta que haya empezado a endurecer. El tiempo mínimo que debe dejarse fraguar varía entre 30 y 60 minutos dependien-

Materiał chroniony prawem autorskim

do de la velocidad de fraguado del yeso para modelos o yeso piedra y del tipo de material utilizado para tomar la impresión. Si el material de impresión es más rígido, como el poliéter, debe dejarse fraguar durante, al menos, 60 minutos para minimizar el riesgo de que se rompan los dientes al retirar el modelo.

PREGUNTA CLAVE

¿En qué situaciones debe utilizarse un yeso tipo V para troqueles en lugar de un yeso tipo IV?

Yeso piedra de alta resistencia (tipo IV)

Los requisitos principales que debe reunir un yeso piedra para troqueles son: resistencia, dureza, resistencia a la abrasión y mínima expansión de fraguado. Para conseguir estas propiedades ha de utilizarse un hemihidrato α del tipo «Densita». Las partículas de este yeso tienen forma cuboidal (fig. 10-9) y su menor área superficial permite obtener esas propiedades sin que se espese excesivamente la mezcla. En la tabla 10-5 se resumen algunas de las propiedades físicas de los yesos piedra tipo IV y se comparan con las de los yesos piedra tipo III.

Es necesario que la superficie de un yeso piedra sea dura porque la preparación cavitaria se rellena con cera que es moldeada hasta igualarla con los márgenes del troquel. Para esto se utiliza un instrumento afilado; por tanto, la escayola piedra debe ser resistente a la abrasión. En el capítulo 12 se describen diversos métodos para incrementar la resistencia al desgaste, entre ellos el uso de soluciones para endurecimiento de yeso o el chapado en plata. Puesto que la superficie se seca más rápidamente, la dureza superficial aumenta más deprisa que la resistencia a la compresión. Esto es una verdadera ventaja para que la superficie resista la abrasión, mientras que el interior es tenaz y está menos sujeto a una fractura accidental. La dureza media de la superficie seca de los yesos piedra tipo IV («yesos piedra para troqueles») es, aproximadamente, 92 (dureza Rockwell);

Fig. 10-9 Partículas de polvo de los yesos piedra tipo IV y V. (×400.) (Por cortesía de B. Giammara y R. Neiman.)

Material chroniony prawem autorskim

la del yeso piedra tipo III es 82. A pesar de que la superficie de la escayola piedra tipo IV es más dura, ha de tenerse cuidado cuando se está modelando el patrón.

PREGUNTA CLAVE

¿Bajo qué condiciones debe utilizarse el yeso piedra tipo V?

Yeso piedra de alta resistencia y expansión (tipo V)

El producto de yeso piedra dental tipo V muestra una resistencia a la compresión incluso mayor que el tipo IV. Esta mejor resistencia se consigue aumentando la proporción A/P más aún que en el tipo IV. Además, la expansión de fraguado se incrementa desde un máximo del 0,10 al 0,30% (v. tabla 10-5). La razón lógica para este incremento en los límites de la expansión de fraguado es que algunas nuevas aleaciones, como los metales de base, tienen una mayor contracción de colado que las aleaciones de metales nobles tradicionales. Por eso, se necesita una mayor expansión en el yeso piedra utilizado para el troquel que compense la contracción de solidificación de la aleación. También está indicado el uso de un yeso piedra tipo V cuando se produce una inadecuada expansión durante la fabricación de coronas coladas. No debe emplearse para elaborar troqueles para incrustaciones, porque su alta expansión puede dar lugar a ajustes excesivos. En el apartado del capítulo 12 que trata sobre los materiales de troqueles se aporta más información acerca del uso de los yesos piedra tipos IV y V, otros materiales para troqueles y revestimientos con aglutinante de yeso.

Yeso sintético

Existe la posibilidad de elaborar hemihidratos α y β a partir de subproductos o productos de deshecho de la producción de ácido fosfórico. Por lo general, el producto sintético es mucho más caro que el obtenido a partir de yeso natural. Pero, cuando la fabricación del primero es correcta, sus propiedades son iguales, o incluso mejores, que las del último. Son muchos los problemas durante el procesado y pocos llegan al final con éxito. No podemos aportar más información acerca de ellos porque los métodos empleados son secreto comercial. En lo que nos concierne, la fuente del hemihidrato no es tan importante como la naturaleza y uso del producto final, que en esencia es el mismo, independientemente de su origen.

DOSIFICACIÓN, MEZCLADO Y CUIDADO DE LOS PRODUCTOS DERIVADOS DEL YESO

Dosificación

Dado que la resistencia de un yeso piedra es directamente proporcional a la proporción A/P, es importante que la cantidad de agua sea lo más baja posible. Pero no ha de ser tan baja como para que la mezcla no pueda fluir en cada detalle de la impresión. Una vez determinada la proporción A/P óptima (utilizando la sugerida por el fabricante como guía), debe usarse esa misma proporción en lo sucesivo. El polvo y el agua deben medirse utilizando una balanza para el polvo y un cilindro graduado para el volumen de agua. El polvo no debe medirse por volumen (usando una cuchara), ya que el polvo varía de un producto a otro y no se empaqueta uniformemente. El polvo se compacta más cuanto más tiempo lleve sin usarse el recipiente en que se guarda. Si se agita el contenedor, el volumen aumenta debido al atrapamiento de aire. Se han popularizado las bolsas prepesadas porque favorecen la exactitud, disminuyen el despilfarro y ahorran tiempo.

Materiał chroniony prawem autorskim

Mezclado

Si la mezcla se hace a mano, la taza debe tener forma parabólica y ser lisa y resistente a la abrasión. La espátula ha de tener la hoja rígida y un mango que permita sostenerla con comodidad. Se debe evitar la incorporación de aire durante la mezcla para evitar la porosidad, que conlleva la aparición de puntos débiles e irregularidades superficiales, como muestra la figura 10-10. El uso de un vibrador automático de alta frecuencia y baja amplitud ayuda a eliminar las burbujas de aire. En la taza se coloca la cantidad medida de agua y sobre ella se echa el polvo medido al mismo tiempo que se inicia el mezclado manual. A continuación, se remueve la mezcla vigorosamente y barriendo periódicamente la superficie interna de la taza con la espátula para asegurar que todo el polvo se ha mojado y se han deshecho todos los aglomerados o grumos. Se sigue mezclando hasta que se obtiene una mezcla homogénea; aproximadamente, un minuto. Si se espatula durante más tiempo disminuye drásticamente el tiempo de trabajo (v. tabla 10-1), especialmente cuando se van a vaciar modelos.

Debe evitarse añadir repetidamente agua y polvo sin medir para conseguir la consistencia adecuada, porque disminuye la resistencia y puede producirse deformación, una de las causas principales de imprecisión en el uso de los productos derivados del yeso.

El método de mezclado preferido consiste en añadir primero el agua medida y agregar después gradualmente el polvo que ya está pesado. El polvo se incorpora durante unos 15 segundos de mezcla con una espátula manual, seguido de 20 a 30 segundos de mezclado mecánico al vacío. De esta manera, el resultado de la mezcla apropiada del

Fig. 10-10 Sección de un modelo de yeso piedra fraguado que no fue mezclado adecuadamente. Las burbujas de aire debilitan la escayola y deterioran su aspecto.

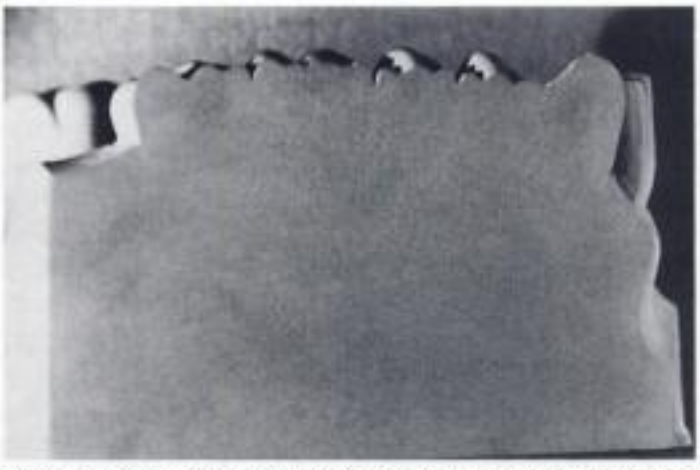


Fig. 10-11 Sección de un modelo de escayola piedra que fue mezclado adecuadamente utilizando las proporciones correctas.

Material chroniony prawem autorskim

yeso piedra es un modelo sólido (fig. 10-11). La resistencia y dureza que se consiguen con esta mezcla mecánica al vacío es, por lo general, mayor que las obtenidas con 1 minuto de mezclado manual.

PREGUNTA CLAVE

¿Existen condiciones especiales de conservación necesarias para mantener la estabilidad dimensional de un modelo de escayola?

Cuidado del modelo

Si al retirar el modelo de la impresión su superficie no es dura y lisa, hay que dudar de su precisión. El modelo ha de ser una reproducción fiel de los tejidos orales, y toda desviación de la exactitud esperada dará lugar a una prótesis mal ajustada. Por ello, ha de manejarse el modelo con cuidado. Una vez concluidas las reacciones de fraguado en el modelo, sus dimensiones permanecen constantes en condiciones normales de temperatura y humedad ambientales. Sin embargo, a veces es necesario sumergir el modelo de yeso en agua, como preparación para otras técnicas. El modelo de yeso es ligeramente soluble en agua. Al sumergir un modelo seco en agua, se produce una expansión imperceptible si el agua está saturada con sulfato de calcio. Si no es así, el yeso puede disolverse. Si el modelo se sumerge en agua corriente, su dimensión lineal disminuye un 0,1% por cada 20 minutos de inmersión. La forma más segura de embeber el modelo es sumergirlo en un baño de agua preparado a propósito en un recipiente en cuyo fondo se van depositando residuos de yeso que proporcionan una solución saturada de sulfato de calcio.

Como se ha apuntado anteriormente, la conservación de yeso para modelos o yeso piedra a temperatura ambiente no da lugar a un cambio dimensional significativo. Sin embargo, si la temperatura aumenta de 90 a 110 °C (194 a 230 °F), se produce una contracción porque se elimina agua de cristalización y el dihidrato se transforma en hemihidrato. A temperatura alta, la contracción del yeso dental es mayor que la del yeso piedra; también pierde resistencia.

Tales contracciones pueden producirse cuando los modelos se guardan a temperaturas más altas que la ambiente, como cuando un modelo de escayola piedra es secado. No es seguro almacenar o calentar un modelo de yeso piedra al aire cuando la temperatura supera los 55 °C (130 °F).

Productos especiales procedentes del yeso

Además de los materiales de yeso estandarizados que se han descrito, existen algunos que se han caracterizado para fines especiales. Por ejemplo, el ortodoncista prefiere yeso dental o yeso piedra blanco para los modelos de estudio y puede incluso tratar la superficie con jabón para darle brillo. Estos productos tienen, por lo general, un tiempo de trabajo más largo para que resulten fáciles de recortar.

El uso de un articulador hace necesario montar los modelos con un producto derivado del yeso, como muestra la figura 10-12. Estos materiales se conocen como yesos dentales o yesos piedra de *montaje*. Son de fraguado rápido y tienen una expansión de fraguado baja. En particular, el yeso de montaje tiene una resistencia baja, lo que hace que se pueda recortar fácilmente, así como separar de las pletinas del articulador sin demasiados problemas.

Desde 1991, han aparecido un sinfín de nuevos yesos piedra dentales, la mayoría de ellos presentados como más rápidos. Uno de ellos es de fraguado extremadamente rápido y está listo para usar en 5 minutos, pero tiene un tiempo de trabajo pequeño. Otro producto cambia de color para indicar cuándo está listo para ser empleado. Una de las últimas tendencias consiste en agregar pequeñas cantidades de plástico o resina; estas sustancias reducen la fragilidad y mejoran la resistencia a la abrasión del yeso durante el moldeado de los patrones de cera.

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 10-12 Articulador dental, aparato que incorpora articulaciones témporo-mandibulares artificiales. Esto permite la orientación de los modelos de manera que simula varias posiciones de la mandíbula. (Por cortesía de C. Muñoz.)

Habitualmente, en la producción de nuevos productos derivados del yeso, la mejora de una propiedad lleva implícito el sacrificio de otra. Por ejemplo, se obtiene un fraguado más rápido a cambio de menos tiempo de trabajo. Se puede aumentar la resistencia al moldeado, pero a cambio de una manipulación más difícil, una disminución en la reproducción de los detalles o la necesidad de encofrar la impresión porque la mezcla es demasiado líquida. Por otra parte, los avances en los materiales y los equipos de prueba han hecho posible utilizar combinaciones de silicona y yeso piedra que reproducen espacios entre líneas de hasta 10 µm o menos. Las especificaciones actuales requieren una precisión de sólo 50 µm.

Existe, en la actualidad, una cantidad suficientemente amplia de productos derivados del yeso que se ajustan a casi todos los requisitos o combinaciones individuales que se deseen.

Cuidado de los productos derivados del yeso

Los yesos son algo sensibles a los cambios en la humedad relativa del ambiente. Incluso la dureza superficial de los modelos de yeso dental o yeso piedra fluctúa ligeramente con dicha humedad. Las superficies de yeso hechas con mezclas más fluidas son afectadas en mayor medida que las hechas con una proporción A/P más baja.

El hemihidrato de yeso toma agua del aire con facilidad. Por ejemplo, si la humedad relativa del aire es mayor del 70%, el yeso incorpora suficiente vapor de agua para iniciar la reacción de fraguado. Probablemente, la primera hidratación produce algunas partículas de yeso sobre la superficie del cristal de hemihidrato. Estos cristales actúan como núcleos de cristalización y la primera manifestación del deterioro del yeso es una disminución en el tiempo de fraguado.

A medida que continúa la acción higroscópica, se forman más partículas de yeso hasta que todo el cristal de hemihidrato queda cubierto. En estas condiciones, el agua penetra la capa de dihidrato con dificultad y el tiempo de fraguado se prolonga indefinidamente. Por tanto, es importante almacenar todos los tipos de productos derivados del yeso en una atmósfera seca. La mejor manera de conseguirlo es guardar el producto en un recipiente metálico a prueba de humedad. Cuando los productos derivados del yeso se almacenan en recipientes cerrados, el tiempo de fraguado suele retardarse sólo ligera-

Material chroniony prawem autorskim

mente, 1 o 2 minutos por año. Si es necesario, esto se puede contrarrestar aumentando un poco el tiempo de mezclado.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué procedimiento debe seguirse si se desconoce si la impresión o el modelo de escayola han sido desinfectados?

CONTROL DE LA INFECCIÓN

Como ya se ha indicado, es cada vez mayor el interés por las medidas de control y transmisión de la infección en el laboratorio dental. La preocupación sobre la posible contaminación cruzada al personal por microorganismos, incluyendo el virus de la hepatitis B y el virus de la inmunodeficiencia humana, a través de las impresiones dentales, ha suscitado el estudio sobre el efecto de las técnicas de desinfección por rociado e inmersión en los materiales de impresión. Este tema ya fue tratado en el capítulo 9. Es importante considerar el efecto de tales agentes en la precisión y calidad superficial de los modelos de escayola resultantes.

Si una impresión no ha sido desinfectada (v. cap. 9), o si el laboratorio no tiene la seguridad de que se haya seguido un protocolo de desinfección apropiado, es necesario desinfectar el modelo de yeso piedra. Han de emplearse soluciones desinfectantes que no influyan negativamente en la calidad del modelo. Como alternativa, puede utilizarse también un yeso piedra que contenga un desinfectante. A pesar de que la adición de un desinfectante puede tener un ligero efecto en algunas propiedades físicas de ciertos productos, la comparación entre los yesos piedra desinfectados y los controles que no lo están es favorable.

La amplia disponibilidad de desinfectantes para los yesos piedra dentales (tipos II a V), con eficacia probada y propiedades físicas intactas, refuerza, sin duda alguna, el método de barrera como control de la infección en el laboratorio dental. Cuando se trata a pacientes con infecciones conocidas, una opción es la esterilización con gas durante toda la noche. Pero no es práctico que los odontólogos y el personal de laboratorio utilicen este procedimiento de una forma rutinaria. Los desinfectantes útiles para los modelos de escayola piedra son: desinfectantes rociados, hipocloritos e iodóforos. Siempre que sea posible, han de seguirse las pautas de desinfección indicadas por el fabricante.

En EE.UU., se ha retirado la incorporación de desinfectantes en los yesos piedra al no haber sido aceptados por la FDA (Food and Drug Administration) de este país.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Bailey JH, Donovan TE, and Preston JD: The dimensional accuracy of improved dental stone, silver-plated, and epoxy resin die materials. J Prosthet Dent 59:307, 1988.

Se observó que los sistemas de troqueles chapados en plata y de resina epóxica eran alternativas aceptables a los yesos piedra dentales mejorados.

Dilts WE, Duncanson MG Jr, and Collard EW: Comparative stability of cast mounting materials. J Okla Dent Assoc 68:11, 1978.

Se citan algunas propiedades de los productos derivados del yeso para montaje, en particular su baja expansión de fraguado.

Donovan T, and Chee WWL: Preliminary investigation of a disinfected gypsum die stone. Int J Prosthodont 2:245, 1989.

Se encontraron dos materiales para troqueles comparables a los productos existentes en casi todas las propiedades físicas probadas. Uno de estos nuevos materiales tenía menores resistencias a la tracción y a la compresión y era deficiente en la reproducción de los detalles.

Jørgensen KD: Studies on the setting of plaster of Paris. Odont T 61:305, 1953.

Se calculó la porosidad del yeso fraguado, en relación con la proporción A/P. Cuanto mayor era esta proporción, mayor era la porosidad.

Kuntze RA: The Chemistry and Technology of Gypsum. Philadelphia, American Society for Testing and Materials, STP 861, 1984.

Se trata de una excelente referencia con respecto a la estructura química básica y a los aspectos tecnológicos del yeso.

Lautenschlager EP, Harcourt JK, Ploszaj LC. Setting reactions of gypsum materials investigated by x-ray diffraction. J Dent Res 48:43-8, 1969.

Este artículo demuestra la conversión del sulfato cálcico hemihidratado al dihidratado, pero sugiere la presencia de hemihidrato residual en el material fraguado.

Material chroniony prawem autorskim

Mahler DB, and Ady AB: Explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. J Dent Res 39:578, 1960.

Se trata del estudio clásico que mejor define el mecanismo de la expansión higroscópica.

Schelb E, Cavozos E, Kaiser DA, and Troendle K: Compatibility of Type IV dental stones with polyether impression materials. J Prosthet Dent 60:540, 1988.

Estudio avanzado sobre la comparibilidad entre el material de impresión y el yeso utilizando poliéteres. Se les pide a los fabricantes que identifiquen los yesos piedra que sean compatibles con sus materiales de impresión.

Schelb E, Mazzocco CV, Jones JD, and Prihoda T: Compatibility of Type IV dental stones with polyvinyl siloxane impression materials. J Prosthet Dent 58:19, 1987.

Antes de usar una escayola piedra dental con un material de impresión, ha de determinarse la compatibilidad de estos dos materiales. Se observan las diferencias en la reproducción de la superficie con diferentes combinaciones.

Material chroniony prawem autorskim

11
Ceras dentales

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Tipos de cera para incrustaciones
Composición
Propiedades deseables
Flujo
Propiedades térmicas
Distorsión de la cera
Manipulación de la cera para incrustaciones
Otras ceras dentales

PALABRAS CLAVE

Cera correctora: Cera termoplástica utilizada para tomar un tipo de impresión dental. Recibe también el nombre de *cera de impresión dental*.

Cera de encofrado: Lámina de cera utilizada para delimitar el perímetro de una impresión y proporcionar una frontera para que se pueda hacer la base del colado a partir de un material de vaciado, como yeso o resina.

Cera de mordida: Forma de cera que se emplea para registrar las superficies oclusales de los dientes como ayuda para establecer las relaciones maxilo-mandibulares.

Cera dental: Éster de bajo peso molecular de ácidos grasos que proceden de compuestos naturales o sintéticos, tales como derivados del petróleo, y que se ablandan hasta llegar al estado plástico a una temperatura relativamente baja.

Cera para incrustaciones: Cera dental especial que puede colocarse en troqueles para modelar patrones directos o indirectos para la técnica de la cera perdida, que se utiliza para colar metales o para la compresión en caliente de la cerámica.

Cera pegajosa: Tipo de cera dental que muestra una adhesión relativamente buena a las superficies limpias y secas cuando se calienta hasta alcanzar la plasticidad.

Cera placa-base: Cera dental suministrada en láminas que se emplea para establecer la forma inicial de la arcada para la fabricación de prótesis completas.

Flujo: Capacidad relativa de una cera de deformarse plásticamente cuando es calentada a una temperatura ligeramente superior a la de la boca.

Memoria elástica: Tendencia de una estructura de cera sólida a volver parcialmente a su forma original cuando se conserva a una temperatura mayor a la que fue enfriada.

Técnica de la cera directa: Método mediante el cual se fabrica un patrón de cera directamente sobre el diente preparado en boca.

Técnica de la cera indirecta: Método por el que se prepara un patrón de cera sobre un troquel.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué el patrón de cera de una incrustación fabricado utilizando la técnica directa da lugar a una incrustación que ajusta peor que el fabricado con la técnica indirecta?

TIPOS DE CERA PARA INCRUSTACIONES

Las **ceras dentales** se suministran en varios colores: azul, verde, amarillo, rojo y marfil. Los colores proporcionan un contraste adecuado con el troquel, que es la réplica exacta de un diente preparado o de una arcada. La cera de color marfil es útil para la presentación de casos estéticos. Si la cera se coloca como carilla en un grosor suficiente, su opacidad es capaz de enmascarar el muñón de escayola piedra coloreado.

Las **ceras para incrustaciones** pueden calentarse a la llama o en agua a 54-60 °C (130-140 °F), lo que permite su **flujo** en estado líquido y su adaptación al diente o troquel preparado. Estas ceras están diseñadas para mantener una manejabilidad uniforme en un amplio rango de temperaturas, lo que facilita una adaptación precisa bajo presión. Se pueden añadir capas y hacer correcciones para obtener un patrón homogéneo. Las ceras para incrustaciones pueden modelarse fácilmente sin desconcharse ni descamarse. El tipo regular o blando se emplea para el trabajo indirecto a temperatura ambiente o a temperaturas más bajas. El tipo más duro o el mediano, que tienen un bajo escurrimiento o flujo, están indicados para ser utilizados en ambientes cálidos.

El primer paso en el colado de una incrustación o una corona por el procedimiento de la cera perdida es la preparación de un patrón de cera dental. Se prepara la cavidad en el diente y se modela el patrón, directamente sobre el diente o bien sobre un muñón o troquel que es la reproducción del diente y la cavidad preparada. Si el patrón se prepara en el diente, el procedimiento recibe el nombre de **técnica de la cera directa.** Si se prepara en un troquel, se denomina **técnica de la cera indirecta.** Debido a que el coeficiente de expansión térmica de la cera es extremadamente alto, comparado con el de otros materiales dentales, un patrón de cera preparado en la boca (método directo) se contraerá sensiblemente al enfriarse a la temperatura ambiente. Un patrón fabricado utilizando el método indirecto no se contraerá tanto, a pesar de que el grado de contracción depende de si se deja que el patrón llegue a la temperatura ambiente antes de retirarlo del troquel. Las técnicas tienen modificaciones, pero para la finalidad de este estudio es suficiente con estas dos clasificaciones.

La especificación n.º 4 de la ANSI/ADA (American National Standards Institute/American Dental Association) divide las ceras para colado de incrustaciones dentales en dos tipos: el tipo I es una *cera mediana* que se utiliza en las técnicas directas; el tipo II es para *ceras blandas* empleadas en las técnicas indirectas. Como se explicará, los dos tipos de cera exigen propiedades algo diferentes.

Siempre que se prepare un patrón, debe ser la reproducción exacta de la estructura dentaria perdida. El patrón de cera es la forma del molde en el que se cuela la aleación fundida. Por ello, el colado no podrá ser más exacto que el patrón de cera, independientemente del cuidado puesto en la realización de los sucesivos procedimientos. Así, el patrón debe estar bien adaptado a la cavidad, ser tallado adecuadamente y será necesario reducir al mínimo la deformación. Antes de adaptar el patrón de cera en el diente o muñón, debe usarse un medio separador para asegurar la retirada completa del patrón de cera sin distorsión. Una vez retirado el patrón de la cavidad preparada, se le reviste de un material de yeso u otro tipo de material refractario conocido como *revestimiento*. Este proceso es denominado *revestimiento del patrón*. Los revestimientos y los procedimientos para colado se estudian en el capítulo 12.

Los patrones de cera se utilizan para el colado de muchas restauraciones complejas que no son incrustaciones ni coronas, pero en este análisis nos limitamos principalmente a la elaboración de restauraciones empleadas en operatoria dental.

Material chroniony prawem autorskim

COMPOSICIÓN

Se conoce una serie de fórmulas de ceras para incrustaciones, algunas de las cuales son bastante complejas. Los componentes principales de una cera para incrustaciones típica son ceras naturales (hidrocarburos de la parafina y series de cera microcristalina, cera de carnauba, cera de candelilla y resinas) y/o ceras sintéticas. Las ceras naturales tienen un origen mineral, vegetal o animal. Las ceras sintéticas son análogos de moléculas de cera natural sintetizados químicamente. Normalmente, las ceras sintéticas son relativamente más homogéneas y puras que las ceras naturales. Se añaden agentes colorantes con fines estéticos. Algunas formulaciones contienen un relleno compatible que controla la expansión y contracción de la cera.

Por lo general, la parafina es el componente principal de las ceras para incrustaciones, en concentraciones del 40 al 60% del peso. La parafina deriva de fracciones del petróleo de alto punto de ebullición. Está compuesta principalmente de una mezcla compleja de hidrocarburos de la serie del metano, junto con cantidades menores de fases amorfas o microcristalinas. Según el peso molecular y la distribución de los componentes, se obtienen ceras de un amplio intervalo de fusión o ablandamiento. El intervalo de fusión se determina por una curva de enfriamiento de tiempo-temperatura, como la que se muestra en la figura 11-1, para una cera de parafina para incrustaciones. La relación tiempo-temperatura durante el enfriamiento indica la solidificación sucesiva de fracciones de peso molecular progresivamente decreciente. Esto es conveniente desde el punto de vista odontológico porque permite modelar la cera por encima de su temperatura de licuefacción. La parafina se obtiene con un amplio rango de temperaturas de fusión. Por ejemplo, la parafina utilizada para la cera tipo I ha de tener un punto de fusión más alto que la parafina usada para la cera tipo II.

La cera de parafina tiende a descamarse al ser recortada y no presenta una superficie lisa y brillante, requisito deseable en una cera para incrustaciones. Por consiguiente, se agregan otras ceras y resinas naturales como agentes modificadores.

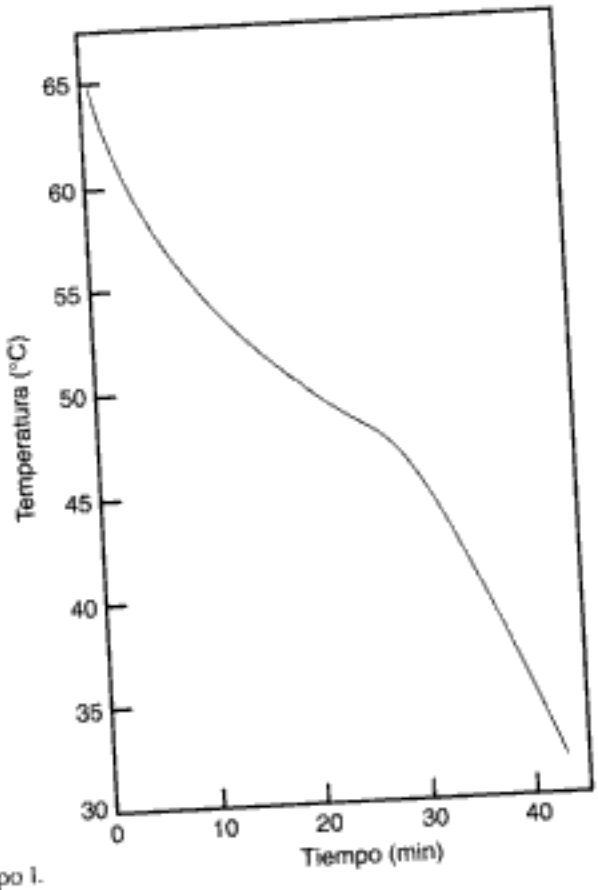


Fig. 11-1 Curva de enfriamiento de tiempo-temperatura de una cera para incrustaciones tipo I.

Material chroniony prawem autorskim

La goma dammara, o resina dammara, es una resina natural que se añade a la parafina para aumentar su facilidad de moldeado y hacerla más resistente al resquebrajamiento y la descamación. Asimismo, aumenta la tenacidad de la cera y mejora la tersura y brillo de su superficie.

La cera de carnauba es un polvo fino que se obtiene de las hojas de ciertas palmas tropicales. Esta cera es bastante dura y su punto de fusión es relativamente alto. Se combina con la parafina para aminorar el escurrimiento a la temperatura bucal. Tiene un olor agradable y contribuye a dar brillo a la superficie de la cera, incluso más que la resina dammara.

Se puede añadir también cera de candelilla a la parafina para reemplazar parcial o totalmente a la cera de carnauba. La candelilla tiene las mismas cualidades generales que la cera de carnauba, pero su punto de fusión es más bajo y no es tan dura como ésta. Parte de la parafina puede reemplazarse por ceresina para modificar la tenacidad y las características de moldeado de la cera.

En las ceras para incrustaciones modernas, parte de la cera de carnauba es sustituida por ciertas ceras sintéticas que son compatibles con la parafina. Se usan al menos dos ceras de este tipo. Una de ellas es un complejo nitrogenado que deriva de ácidos grasos de alto peso molecular; la otra está compuesta de ésteres de ácidos derivados de la cera de montán, un derivado del petróleo. Como compuesto para impresión, se prefiere una cera sintética a una natural, porque su uniformidad es mayor. Debido al alto punto de fusión de las ceras sintéticas, se puede incorporar más parafina para mejorar las cualidades de trabajo generales del producto.

El control de las propiedades de la cera para incrustaciones se efectúa mediante una combinación de factores, entre los que se incluyen: la cantidad de cera de carnauba utilizada, el intervalo de fusión de la cera de hidrocarburo y la presencia de resina.

PROPIEDADES DESEABLES

He aquí un resumen de algunas de las propiedades deseables en una cera para incrustaciones:

1. Cuando la cera se ablanda, debe ser uniforme. En otras palabras, debe estar compuesta de ingredientes que se mezclen unos con otros de forma que no presenten grumos o zonas duras cuando el material se ablanda.
2. El color debe contrastar con el del material del troquel o con el del diente preparado. Es necesario tallar los bordes de la cera cerca del troquel. Por ello, un contraste definido de color facilita la terminación adecuada de los márgenes.
3. Cuando la cera se dobla y se moldea después de ablandarla, no debe haber escamas ni una superficie áspera similar. Estas escamas parecen presentarse en la cera de parafina, y por ello se añaden modificadores.
4. Después de que el patrón de cera ha solidificado, es necesario modelar la anatomía original del diente en la cera y tallar la cera en los márgenes de manera que el patrón se adapte con exactitud a la superficie del troquel. Este último procedimiento a veces requiere que la cera sea tallada hasta convertirla en una capa muy delgada. Si la cera se saca con el instrumento de tallado o si se desconcha mientras se modela, no se obtendrá dicha exactitud.
5. Después de formado el molde, se extrae la cera de él. La eliminación suele llevarse a cabo calentando el molde para que la cera se queme. Si después de esto la cera deja un residuo que forme una cubierta impenetrable sobre las paredes del molde, el colado final de la incrustación puede verse afectado de manera adversa. En consecuencia, la cera debe quemarse hasta convertirse en carbón, que se elimina más tarde por oxidación en forma de gases volátiles. La especificación n.° 4 de la ANSI/ADA exige que la cera fundida, cuando se evapora a 500 °C (932 °F), no deje residuos que sobrepasen el 0,10% del peso original de la muestra.

Material chroniony prawem autorskim

6. El patrón de cera debe ser completamente rígido y de dimensiones estables en todo momento hasta que sea eliminado. El patrón de cera es susceptible de ablandarse a menos que sea manipulado cuidadosamente. También puede relajarse, lo que debe tenerse en consideración cuando se manipule.

La expansión y la contracción de la cera para colados son muy sensibles a la temperatura. Normalmente, la cera blanda se contrae más que la dura. La cera de alta contracción puede producir una deformación significativa del patrón cuando solidifica. Han de evitarse la contracción y la expansión excesivas a causa de la temperatura. Por esta razón, a veces se agrega un relleno orgánico a la formulación de la cera. Estos rellenos deben ser completamente miscibles con los componentes de la cera para incrustaciones durante su fabricación y no deben dejar residuos indeseables después de quemarse.

FLUJO

Idealmente, la cera tipo I para incrustaciones debe presentar una notable plasticidad, o flujo, a una temperatura algo superior a la de la boca. Las temperaturas a las cuales la cera es plástica están indicadas por la curva de enfriamiento de tiempo-temperatura para una cera tipo I característica, como la que muestra la figura 11-1. La interpretación de esta curva es la misma que la de una curva típica de tiempo y temperatura para una aleación de solución sólida. La cera comienza a endurecer alrededor de 58 °C (136 °F), punto en el que la curva comienza a separarse de la línea recta, y es sólida por debajo de 40 °C (104 °F), donde vuelve a enfriarse a velocidad constante.

Cada tipo de cera para colados muestra una curva de flujo característica en función de la temperatura. Cada cera exhibe también un punto abrupto de transición (temperatura) en el que pierde su plasticidad. La cera blanda presenta este punto de transición a una temperatura más baja, mientras que la cera dura lo tiene a una temperatura más alta.

Las ceras para incrustaciones no solidifican en un retículo espacial, como lo hacen los metales. En vez de ello, su estructura es más bien una combinación de zonas estructurales cristalinas y amorfas, que muestran muy poco ordenamiento entre las moléculas. La cera carece de rigidez y puede fluir bajo tensión incluso a temperatura ambiente.

La especificación n.° 4 de la ANSI/ADA establece ciertos requisitos para las propiedades de fluidez de las ceras para incrustaciones a determinadas temperaturas, como se indica en la tabla 11-1. El escurrimiento se mide sometiendo muestras cilíndricas a una carga establecida, a una temperatura prefijada, y midiendo la reducción porcentual de la longitud. El escurrimiento máximo permitido para las ceras tipo I a 37 °C (98 °F) es del 1%. El bajo flujo a esta temperatura permite modelar y retirar el patrón de la cavidad preparada a la temperatura bucal sin distorsión. Además, las ceras tipo I y tipo II deben tener un flujo mínimo del 70% y máximo del 90% a 45 °C (113 °F). Aproximadamente a esta temperatura, se introduce la cera en la cavidad preparada. Si la cera no tiene la suficiente plasticidad, no fluirá hacia todas las zonas de la preparación y no reproducirá los detalles necesarios.

Tabla 11-1 **Requisitos de la especificación n.° 4 de la ANSI/ADA para el flujo de la cera para incrustaciones (en %)**

Tipo de cera	T = 30 °C (Máximo)	T = 37 °C (Máximo)	T = 40 °C (Mínimo)	T = 40 °C (Máximo)	T = 45 °C (Mínimo)	T = 45 °C (Máximo)
I	—	1,0	—	20	70	90
II	1,0	—	50	—	70	90

Material chroniony prawem autorskim

PROPIEDADES TÉRMICAS

Como ya hemos señalado, las ceras para incrustaciones se ablandan con el calor, se introducen en la cavidad preparada en el diente o el troquel y se dejan enfriar. La conductividad térmica de estas ceras es baja y se necesita tiempo para calentarlas uniformemente, así como para enfriarlas a la temperatura corporal o ambiente.

Otra característica térmica de las ceras para incrustaciones es su alto coeficiente de expansión térmica. Como muestra la figura 11-2, la cera se expande hasta el 0,7% con un aumento de temperatura de 20 °C (36 °F) o se contrae hasta un 0,35% al ser enfriada de 37 a 25 °C (99 a 77 °F). El coeficiente lineal medio de expansión térmica por encima de ese intervalo de temperatura es de $350 \times 10^{-6}/°C$.

Una comparación de los coeficientes de expansión térmica de los materiales dentales (v. cap. 3) indica que la cera para incrustaciones se expande y contrae térmicamente por grado de cambio de temperatura más que ningún otro material dental. Esta es una de las desventajas inherentes de las ceras cuando se utilizan en la técnica directa. Esta propiedad es menos significativa cuando la cera se utiliza con la técnica indirecta porque el patrón no está sometido al cambio de la temperatura bucal a la temperatura ambiente.

El cambio dimensional térmico puede verse afectado por el tratamiento previo de la cera. La curva A de la figura 11-2 representa la expansión térmica de una cera para incrustaciones que ha sido enfriada previamente bajo presión. Como puede observarse, la velocidad de expansión aumenta bruscamente por encima de 35 °C (95 °F). La temperatura a la que se produce el cambio de velocidad se conoce como *temperatura de transición vítrea*. Es posible que a esta temperatura algunos componentes de la cera cambien la forma cristalina y la cera sea más plástica a altas temperaturas. No todas las ceras tienen

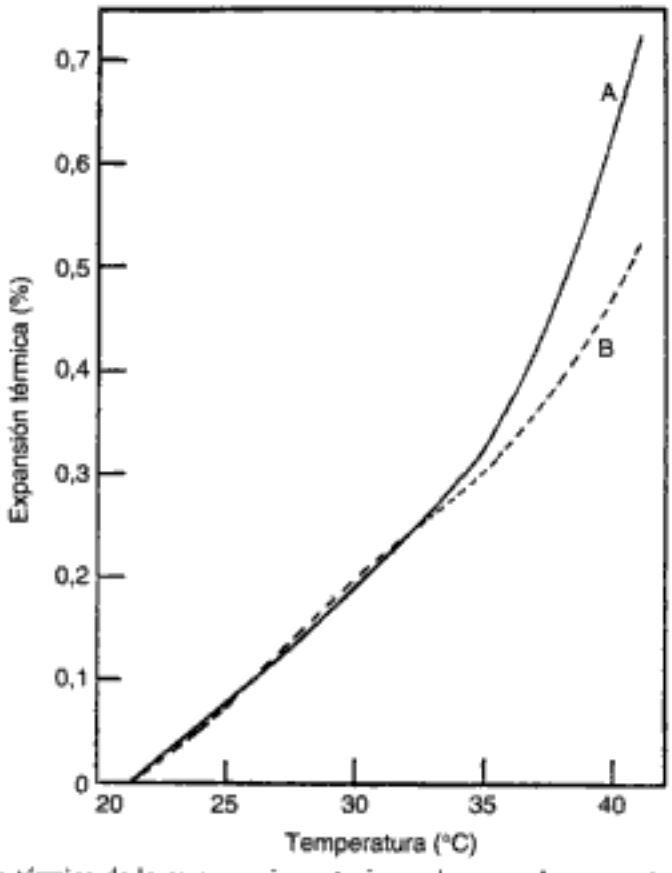


Fig. 11-2 Expansión térmica de la cera para incrustaciones. La **curva A** representa la expansión térmica cuando la cera es enfriada, desde su estado líquido, bajo presión. Cuando esa misma cera se deja enfriar sin presión y es recalentada, se obtiene la **curva B.**

Materiał chroniony prawem autorskim

temperaturas de transición. El punto de transición que se observa en la figura 11-2 es característico de una cera de parafina.

Si la cera se deja enfriar sin someterla a presión, la temperatura de transición no es tan pronunciada cuando se vuelve a calentar, ni tampoco es tan grande el cambio en el coeficiente de expansión térmica, como muestra la curva B de la figura 11-2. Durante el recalentamiento, hay otra explicación para la diferencia de comportamiento de una cera enfriada bajo presión y la misma cera enfriada sin presión. Dicha explicación está relacionada con el comportamiento del aire o los disolventes disueltos o retenidos. Algunas ceras tienen una enorme capacidad de retener gas y disolvente, que a menudo pueden pasar inadvertidos. El gas atrapado dentro de la cera se expande al ser recalentado, lo que origina una pronunciada expansión a medida que la cera se hace lo suficientemente plástica para fluir.

Otros factores, tales como la temperatura del troquel y la técnica con la cual se aplica la presión a la cera conforme va solidificando, también influyen en la cantidad de expansión térmica. Sin embargo, el cambio dimensional térmico de las ceras para incrustaciones no parece un problema serio cuando se utiliza la técnica indirecta, siempre que no se produzcan variaciones notables de temperatura después de retirar el patrón del troquel.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo puede minimizarse la distorsión potencial asociada con la memoria elástica y los cambios de temperatura?

DISTORSIÓN DE LA CERA

Puede considerarse la distorsión de la cera como el problema más importante que se presenta durante la elaboración del patrón y su remoción de la boca o del troquel. Esta deformación se origina por los cambios térmicos y la liberación de las tensiones provocadas por la contracción durante el enfriamiento, las burbujas de aire retenidas, el moldeado, el tallado de remoción, así como por el tiempo y la temperatura de conservación.

Un patrón de cera recién hecho tiende a cambiar de forma y tamaño durante un tiempo. Al enfriarse se contrae y después alcanza el equilibrio, llegando a un estado de estabilidad dimensional. Es imperativo mantener el patrón de cera en el troquel durante varias horas para evitar la distorsión y asegurar unas condiciones de equilibrio.

Las ceras, al igual que otros materiales termoplásticos, tienden a volver parcialmente a su forma original después de haber sido manipuladas. La propiedad responsable de este fenómeno se denomina **memoria elástica.** Una barra de cera para incrustaciones puede ser calentada con un mechero Bunsen, doblada hasta darle forma de herradura y enfriada en esta posición. Si se deja flotando en agua a temperatura ambiente durante varias horas, la herradura se abre, como ilustra la figura 11-3, *A* y *B*. Esta tendencia es más crítica en las ceras para incrustaciones que en otros materiales de impresión, porque las restauraciones metálicas o cerámicas compactadas en caliente resultantes deben ajustar en el tejido dentario duro, que es inflexible.

La memoria elástica de las ceras es evidente también cuando se mide la expansión térmica de una cera sometida a presión mientras se enfría. La expansión aumenta por encima de la temperatura de transición vítrea, más que cuando es enfriada sin presión, como muestra la figura 11-1. Una vez más, este resultado ilustra la tendencia de la cera a volver a su estado normal, libre de tensiones. En la figura 11-3, *A*, cuando la cera se doblaba en forma de herradura, las moléculas internas estaban sometidas a compresión y las externas a tensión. Al irse aliviando las tensiones a la temperatura ambiente, la cera tendía a enderezarse. El posible efecto de almacenar el patrón de cera se muestra en la figura 11-4. Obsérvese que el colado ajusta mejor cuando el patrón se reviste inmediatamente después de su remoción de la cavidad (v. fig. 11-4, *A*).

Material chroniony prawem autorskim

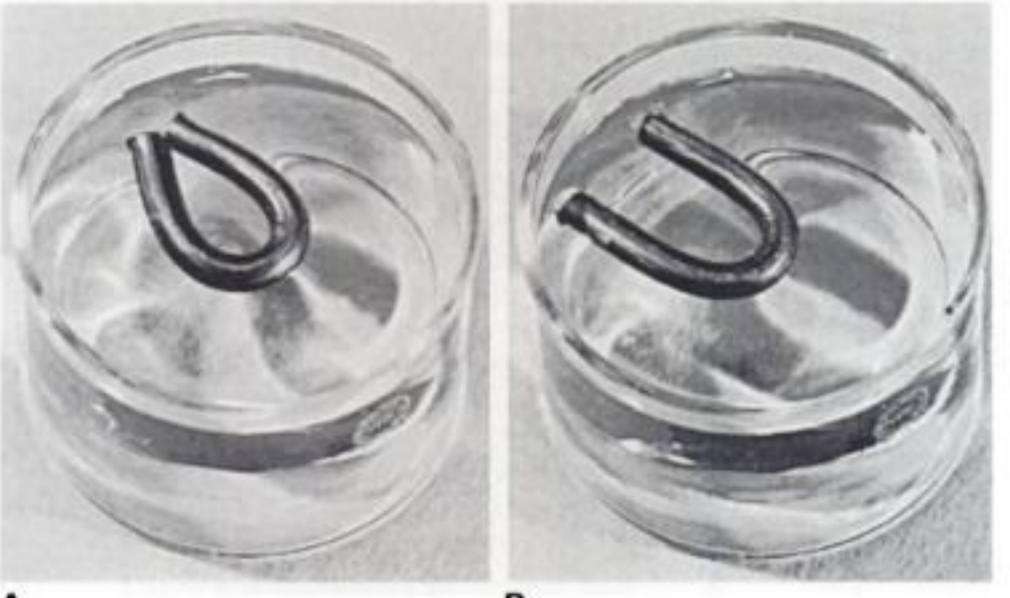


Fig. 11-3 **A,** Una barra de cera para incrustaciones se dobla hasta darle forma de herradura y se deja flotando en agua a temperatura ambiente. **B,** A las 24 horas, esa misma barra de cera tiende a relajarse y se produce una deformación.

Un patrón fabricado con cera dura es menos sensible a la temperatura que el fabricado con cera blanda. La reacción exotérmica que se produce durante el fraguado del revestimiento afecta al patrón selectivamente. Un patrón de cera blanda da lugar a un colado ligeramente más grande y relativamente más rugoso que el de cera dura.

MANIPULACIÓN DE LA CERA PARA INCRUSTACIONES

En el proceso de manipulación de la cera para incrustaciones, se suele preferir el calor seco al uso del baño de agua. Éste puede dar lugar a la inclusión de gotas de agua, que podrían salpicar durante el llameado, embadurnar la superficie durante el pulido y distorsionar el patrón durante los cambios térmicos.

Cuando se calienta la barra de cera con una llama, se debe tener la precaución de no sobrecalentarla. Se la debe hacer girar hasta que se vuelva brillante y retirarla de la llama. El proceso se repite hasta que toda la cera esté caliente. Entonces se amasa y modela dándole la forma aproximada de la cavidad preparada. La cera tipo I presenta una plasticidad adecuada en un intervalo de temperaturas que es tolerado con seguridad

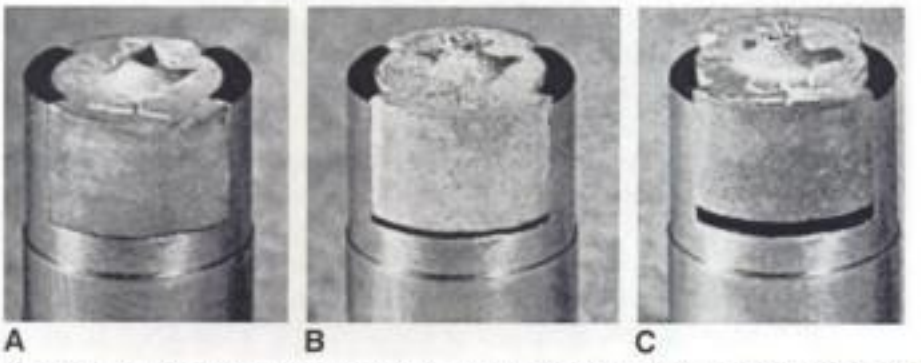


Fig. 11-4 Colados hechos de patrones preparados con cera fundida enfriada bajo presión. **A,** Patrón revestido de inmediato. **B,** Patrón almacenado durante 2 horas antes de revestirlo. **C,** Patrón almacenado durante 12 horas antes de revestirlo.

Materiał chroniony prawem autorskim

por la pulpa. La presión se aplica con los dedos o bien haciendo que el paciente muerda la cera. La cera debe enfriarse gradualmente a la temperatura de la boca, no con agua fría.

Se ha de tener mucho cuidado al retirar el patrón. Debe engancharse con la punta de un explorador y sacarlo cuidadosamente de la cavidad. Un patrón mesio-oclusodistal (MOD) se retira mejor pegándole una grapa u horquilla con seda dental, de manera que cada extremo de la grapa u horquilla se sujete sobre una parte de la caja proximal. Así, el patrón se retira con una mínima distorsión, pasando la seda dental a través de la grapa y tirando de él en una dirección paralela a las paredes axiales. Después de sacarlo, conviene tocarlo lo menos posible con los dedos para evitar cambios de temperatura.

Para elaborar patrones indirectos, se lubrica el troquel, preferiblemente con un lubricante que contenga un agente humectante. Deben retirarse los excesos, porque ello podría impedir la adaptación íntima al troquel. Se debe añadir la cera fundida en capas con una espátula o un instrumento de encerado. También puede pincelarse con ella el muñón. Se llena la cavidad en exceso y luego se modela la cera para darle el contorno adecuado. Al tallar los márgenes, ha de tenerse cuidado de no desgastar ninguna superficie del troquel de escayola piedra. Se puede utilizar seda u otra tela fina en el pulido final del patrón, frotando hacia los márgenes. En teoría, no debe aplicarse presión (v. fig. 11-2). Sin embargo, muchos odontólogos prefieren aplicar presión a la cera con los dedos cuando se está enfriando para contribuir a rellenar la cavidad y evitar la deformación durante el enfriamiento. Los dedos también aceleran dicho enfriamiento. A pesar de que, una vez más, deben evitarse cambios de temperatura, algunos protésicos prefieren volver a fundir repetidamente porciones pequeñas alrededor de los márgenes mientras modelan y examinarlas con un microscopio de poco aumento.

Independientemente del método elegido, el más práctico para evitar cualquier posible distorsión posterior de la cera consiste en revestir el patrón inmediatamente después de retirarlo de la boca o el troquel, como ya se ha indicado. Una vez que el revestimiento ha endurecido, no habrá más deformación en el patrón.

Las cera blandas, que tienen un flujo más alto, dan lugar a colados más grandes que las ceras más duras debido a que las primeras tienen más expansión cuando el revestimiento se calienta durante su fraguado. También ofrecen menos resistencia a la expansión del revestimiento durante el fraguado.

Cada vez es mayor el interés por las cuestiones económicas. Por ello se está dando mayor importancia a los procedimientos de encerado más rápidos. Algunos laboratorios forman parte de un proceso en cadena. Para responder a esta demanda, los laboratorios utilizan en ocasiones ceras «mojadas» que se mantienen fundidas para ser usadas constantemente. A pesar de que se utilizan las ceras estándar para incrustaciones, la tendencia lleva a incluir nuevos tipos de ceras que son más «gomosas», con una naturaleza más amorfa que cristalina. También se emplean recipientes para la cera que pueden mantenerse a diferentes temperaturas. Todavía no se han descrito las características de estas ceras mojadas, ni tampoco están incluidas en ninguna de las especificaciones actuales. Estas ceras serán estandarizadas cuando vayan haciéndose más populares y conociéndose mejor.

Las ceras se oxidan al calentarse; un calentamiento prolongado hace que algunas se evaporen. Además, se oscurecen y precipitan depósitos pegajosos. Por ello, se debe utilizar la temperatura más baja posible, limpiar el recipiente y reemplazar la cera periódicamente.

PREGUNTA CLAVE

¿En qué situaciones deben utilizarse las ceras medianas y duras?

Material chroniony prawem autorskim

OTRAS CERAS DENTALES

Hay ciertos tipos de ceras que se utilizan para propósitos diferentes a los descritos para las ceras para incrustaciones. La composición de cada tipo se ajusta al requisito particular para el cual se elige. Una de las más comunes es la **cera placa-base**.

Como sugiere su nombre, la cera placa-base sirve ante todo para establecer la forma inicial de la arcada en la fabricación de prótesis completas. Se proporciona en láminas rojas o rosas de uno a dos milímetros de espesor y está compuesta de un 75% de parafina o ceresina, con adiciones de cera de abejas y otras resinas o ceras. La especificación n.° 24 de la ANSI/ADA incluye los tipos I, II y III, denominadas también ceras blandas, medianas y duras, respectivamente. La diferencia entre ellas es su porcentaje de fluidez a temperatura ambiente, a la temperatura de la boca y a 45 °C (113 °F). Cuanta mayor dureza tenga la cera, menor será su escurrimiento a una temperatura dada. Estas diferencias de fluidez ofrecen ciertas ventajas para determinadas aplicaciones. El tipo I, una cera blanda, se emplea para fabricar carillas; el tipo II, una cera mediana, se diseña para patrones que se prueban en la boca en condiciones climáticas normales; y el tipo III, una cera dura, se utiliza para pruebas de ajuste en boca en climas tropicales. Las tensiones residuales que aparecen en la cera al contornearla y manipularla hacen que el patrón terminado de la prótesis deba ser enmuflado tan pronto como sea posible después de acabarlo.

Otro grupo de ceras dentales es el formado por las ceras de impresión, también llamadas **ceras de mordida** o **ceras correctoras.** Estas ceras se distorsionan si se retiran de zonas retentivas. Por tanto, su uso se limita a tramos edéntulos de la boca o a las áreas de la superficie oclusal. Aunque las ceras correctoras son bastante blandas a la temperatura bucal, no tienen suficiente cuerpo para registrar los detalles de los tejidos blandos y son rígidas a temperatura ambiente.

Otras ceras incluyen la **cera pegajosa,** bastante adherente cuando se derrite, pero firme y frágil cuando se enfría. Se utiliza para unir y estabilizar temporalmente los componentes de un puente antes de soldarlos, o las piezas de una prótesis rota antes de repararla. La **cera de encofrado** es otro material útil para delimitar una impresión antes de vaciarla con yeso para modelos o yeso piedra. La *cera de moldeado* y la *cera de presentación* se emplean con propósitos demostrativos. Estas ceras contienen materiales sintéticos y poliméricos, así como aditivos tales como rellenos y colorantes.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Baum L, Phillips RW, and Lund MR: Textbook of Operative Dentistry, 2nd ed. Philadelphia, WB Saunders, 1985.

Se describen técnicas para la manipulación de la cera y la fabricación del patrón.

Craig RG, Eick JD, and Peyton FA: Strength properties of waxes at various temperatures and their practical application. J Dent Res 46:300, 1967.

Las propiedades de la cera son controladas por la composición y el intervalo de fusión de ciertos componentes.

Ito M, Yamagishi T, Oshida Y, and Munoz CA: Effect of selected physical properties of waxes on investments and casting shrinkage. J Prosthet Dent 75(2):211-216, 1996.

Este estudio evaluó las propiedades de flujo, resistencia a la flexión y temperatura de ablandamiento de la parafina y las ceras para incrustaciones dentales, así como su relación con la contracción del colado cuando se revestían los patrones con un revestimiento con aglutinante de fosfato. La contracción de colado disminuía conforme aumentaba la fluidez del patrón de cera. Si se emplea una cera de bajo flujo o un patrón denso, el tamaño del anillo de colado debería aumentar.

Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yagasaki H, and Oshida Y: Effect of wax melting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. J Prosthet Dent 87:57-56, 2002.

Se investigó la relación entre las características de la cera y la precisión del colado de una corona tres cuartos utilizando cuatro ceras diferentes: parafina 135, cera con una temperatura de ablandamiento de 37,5 °C (P38); parafina 1080, cera con una temperatura de ablandamiento de 62,5 °C; otra cera con una temperatura de ablandamiento de 41,5 °C; y una cera dura con una temperatura de ablandamiento de 51 °C. Se prepararon dos mezclas de revestimientos aglutinados con fosfato, uno con un 100% de líquido especial y otro con un 75% de líquido especial y un 25% de agua destilada. El P38 mostraba los mejores resultados. La contracción de colado disminuía con el uso de un 100% de líquido especial. El tipo de cera empleado influía en la contracción de colado y esta última era sensible al lugar en el que se realizaban las mediciones dimensionales. La contracción de colado aumentaba cuando se utilizaban ceras con una temperatura de ablandamiento más elevada.

Material chroniony prawem autorskim

Jorgensen KD, and Ono T: Distortion of wax crowns. Scand J Dent Res 92(3):253-256, 1984.

La distorsión de las coronas de cera es suficiente para disminuir el ajuste de la restauración final hasta un grado en que es inaceptable clínicamente. Este estudio sugiere que puede minimizarse la distorsión del patrón de cera simplemente utilizando una técnica de revestimiento patrón/troquel. Sin embargo, ya no se encuentra disponible ningún revestimiento para esta técnica.

Kotsiomiti E, and McCabe JF: Stability of dental waxes following repeated heatings. J Oral Rehabil 22(2):135-143, 1995.

Se examinaron las propiedades de flujo y resistencia de las ceras dentales realizando excesivos y repetidos calentamientos de los materiales. En algunos casos, se observaron reducciones en el flujo y el módulo elástico si la temperatura de calentamiento superaba los 300 °C. La exposición repetida de las ceras dentales a temperaturas superiores a 200 °C puede afectar a su composición y propiedades, y dar lugar a materiales de una calidad inferior.

McMillan LC, and Darvell BW: Rheology of dental waxes. Dent Mater 16(5):337-350, 2000.

Se evaluaron las propiedades reológicas de las ceras utilizando el método modificado de la bola que cae de Stokes. Se vio que las ceras eran seudoplásticas y no desarrollaban un punto límite. La seudoplasticidad seguía una ley de poder cuye exponente dependía de la temperatura en a. Se definió un número de viscosidad estandarizado para caracterizar el comportamiento de flujo de las ceras dentales. La intercambiabilidad del parámetro de seudoplasticidad proporciona igualmente una medida conveniente para la sensibilidad a la tensón de la cera.

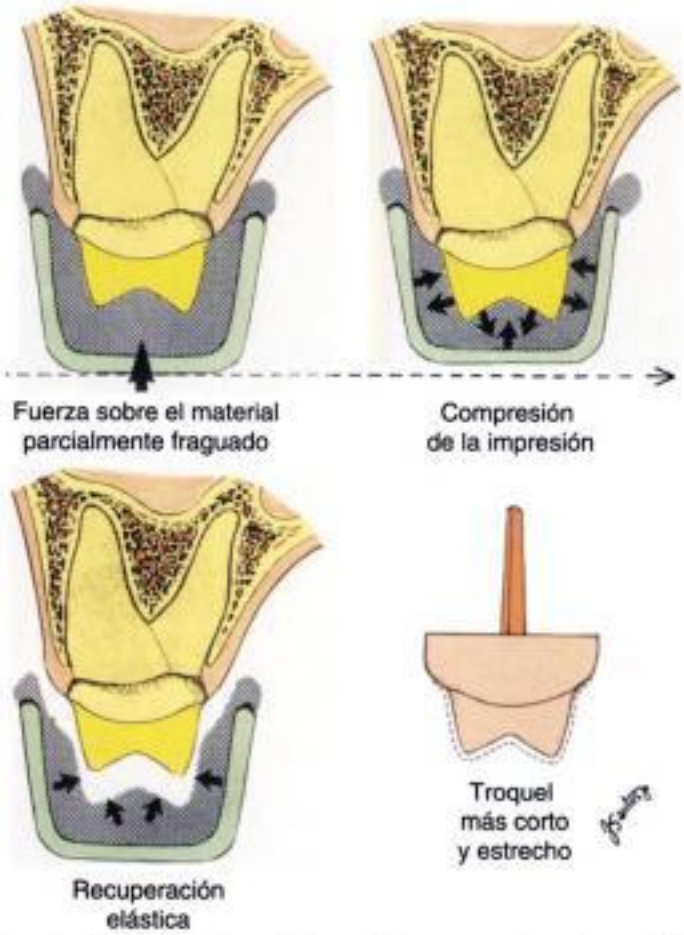
Steinbock AF: An overview of dental waxes. Dental Lab News July:50, 1989.

Excelente revisión de los distintos tipos de ceras, su composición y sus propiedades.

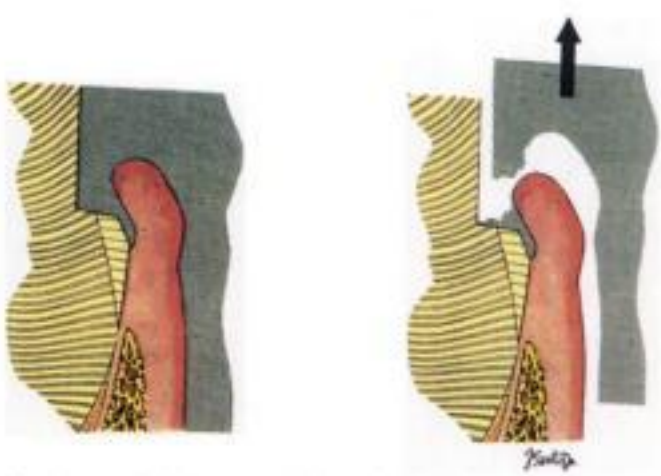
Zeltser C, Lewinstein I, and Grajower R: Fit of crown wax patterns after removal from the die. J Prosthet Dent 53(3):344-346, 1985.

Se determinaron los efectos de los patrones de cera sometidos a carga antes del revestimiento. Cargas repetitivas revelaban que la deformación plástica de la cera era menor después de la segunda carga que después del primer ciclo para una carga específica.

Material chroniony prawem autorskim



10 Superior izquierda, La cubeta de impresión que contiene el material elastomérico se coloca demasiado tarde, cuando éste ha comenzado a ser elástico. **Superior derecha,** Aumento de la presión ejercida al asentar la cubeta para compensar la rigidez del material de impresión. **Inferior izquierda,** Se produce deformación debido a la recuperación de una deformación elástica excesiva. **Inferior derecha,** El troquel obtenido a partir de la impresión inexacta es demasiado estrecho y corto.



11 Izquierda, El material de impresión ha polimerizado dentro del surco gingival. **Derecha,** El material de impresión se ha desgarrado durante su remoción.

Material chroniony prawem autorskim

12
Revestimientos y procedimientos para colado

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Revestimiento con aglutinante de yeso
Revestimiento con aglutinante de fosfato
Revestimiento con aglutinante de silicato de etilo
Evaluación clínica del ajuste del colado
Compensación de la contracción de solidificación
Preparación del troquel maestro
Variables y principios para el diseño óptimo de bebederos
Recubrimiento del anillo de colado
Proceso de revestimiento
Procedimiento de colado
Consideraciones técnicas de los revestimientos con aglutinante de fosfato
Causas de defectos en el colado

PALABRAS CLAVE

Bebedero: Conducto del modelo a través del cual el metal o la cerámica fundidos fluyen a la cavidad del molde.
Combustión: Proceso por el que se calienta un molde revestido para eliminar el patrón de cera o plástico incluido.
Expansión higroscópica: Cantidad de expansión de fraguado que se produce cuando un revestimiento para colado con aglutinante de yeso se sumerge en agua (calentada habitualmente hasta 38 °C [100 °F]).
Extracción: Proceso de remoción del revestimiento de un colado o cerámica prensada con calor.
Patrón de cera con bebederos: Configuración de cera que consta de un patrón de cera y una red de bebederos unida a él.
Refractario: Capaz de soportar la exposición a una temperatura elevada sin sufrir una degradación significativa.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué no deben calentarse los revestimientos con aglutinante de yeso por encima de 700 °C?

Material chroniony prawem autorskim

REVESTIMIENTO CON AGLUTINANTE DE YESO

El principal método de laboratorio para fabricar incrustaciones, restauraciones extracoronarias, coronas y puentes metálicos consiste en colar aleaciones fundidas mediante fuerza centrífuga, bajo presión, o con presión y al vacío, en la cavidad de un molde. Esta cavidad se obtiene después de la eliminación de un patrón de cera o resina mediante un proceso de **combustión**. Para proporcionarle una vía al metal fundido en la cavidad del molde, el patrón de cera o resina dispone de uno o más segmentos cilíndricos de cera unidos al/los punto/s por donde se desea que entre el metal; esta disposición recibe el nombre de **patrón de cera con bebederos.** Un **bebedero** es el conducto del molde de un revestimiento **refractario** a través del cual fluye el metal fundido. Después de hecho el patrón de cera, ya sea directamente sobre un diente preparado o sobre el troquel –que es la réplica del diente–, se une una *base o preforma del bebedero* al patrón de cera con bebederos, y se recubre con el revestimiento. Este proceso se describe más adelante en el apartado del colado, utilizando la figura 12-12 para ilustrar ejemplos de patrones de cera con bebederos sobre una base para los mismos. El material del revestimiento se mezcla igual que un yeso para modelos o yeso piedra, se coloca alrededor del patrón y se deja fraguar. Cuando el revestimiento ha enfriado, se retira la base del bebedero. La cera puede eliminarse calentándola en agua o quemándola en un horno. Este último procedimiento recibe el nombre de *combustión o calentamiento*. Se hace fluir entonces el metal fundido hacia el interior de la cavidad del molde dejada por la cera, a través del *bebedero* o *conductor* creado por la base del perno o preforma del bebedero.

Este capítulo discute los revestimientos y métodos de colado empleados en la fabricación de coronas y puentes pequeños o de **cofias** de cerámica obtenidas mediante prensado en caliente. Por lo general, se utilizan dos tipos de revestimiento –con aglutinante de yeso y con aglutinante de fosfato– dependiendo del intervalo de fusión de la aleación y de las preferencias del clínico. Los materiales basados en yeso son los usados tradicionalmente para los colados convencionales de incrustaciones con aleación de oro, restauraciones extracoronarias, coronas y prótesis parciales fijas (PPF). Los revestimientos con aglutinante de fosfato están diseñados principalmente para aleaciones que van a dar lugar a cofias o estructuras para prótesis ceramometálicas (v. cap. 21) y para algunas aleaciones de metal de base. También pueden utilizarse para cerámicas prensadas. Un tercer tipo lo constituye el revestimiento con aglutinante de silicato de etilo, empleado principalmente para colar prótesis parciales removibles fabricadas con una aleación de metal de base (aleaciones de cobalto o de níquel como metal de base).

La especificación n.º 2 de la ANSI/ADA (American National Standards Institute/American Dental Association) para revestimientos para colados con aleaciones dentales de oro engloba tres tipos de revestimientos. El tipo a emplear depende de si el aparato a fabricar es fijo o removible, así como de la forma de obtener la expansión necesaria que compense la contracción de la aleación de oro fundido durante la solidificación. Los revestimientos tipo I son los utilizados para el colado de incrustaciones o coronas cuando la compensación de la contracción de la aleación de oro se consigue principalmente mediante la expansión térmica del revestimiento. Los revestimientos tipo II se utilizan también para colar incrustaciones, restauraciones extracoronarias o coronas, pero la manera fundamental de compensar la contracción de la aleación durante la solidificación es a través de la **expansión higroscópica** del revestimiento, provocada al sumergir el anillo revestido en un baño de agua. El calentamiento del revestimiento se lleva a cabo a una temperatura más baja que la utilizada en la técnica de combustión a alta temperatura. Los revestimientos tipo III se usan en la fabricación de prótesis parciales con aleaciones de oro. Este capítulo se centra únicamente en los tipos I y II de revestimientos.

Composición

Como ya ha quedado patente, los componentes esenciales de los revestimientos para incrustaciones empleados con las aleaciones para colados de oro convencionales son el he-

Material chroniony prawem autorskim

mihidrato α del yeso, el cuarzo o la cristobalita, que son formas alotrópicas del sílice. La mayoría de los revestimientos actuales contienen el hemihidrato α del yeso porque con él se obtiene una mayor resistencia. Este producto derivado del yeso sirve como aglutinante que mantiene unidos los otros componentes y que proporciona rigidez. La resistencia del revestimiento depende de la cantidad de aglutinante presente. El revestimiento contiene del 25 al 45% de sulfato de calcio hemihidratado. El resto son formas alotrópicas del sílice y sustancias químicas de control.

Yeso

La forma hemihidrato α del yeso es, por lo general, el aglutinante de los revestimientos utilizados en el colado de aleaciones que contienen oro y cuyos intervalos de fusión están por debajo de 1.000 °C (1.800 °F). Cuando este material se calienta a las temperaturas necesarias para la deshidratación completa y son lo suficientemente altas para asegurar un colado completo, se contrae considerablemente y, ocasionalmente, se fractura.

La figura 12-1 muestra las curvas de expansión térmica de tres formas comunes de productos derivados del yeso. Las tres formas se contraen significativamente después de la deshidratación entre 200 y 400 °C (392 a 752 °F). Se produce una ligera expansión entre 400 °C y, aproximadamente, 700 °C (1.292 °F) y, después, una gran contracción. Esta última parece causada por la descomposición y liberación de gases de azufre, como el dióxido de azufre. Esta descomposición no sólo produce contracción, sino que además contamina los colados con los sulfuros de elementos de las aleaciones no nobles, tales como plata y cobre. Está totalmente contraindicado calentar los revestimientos de yeso por encima de 700 °C (1.292 °F). Sin embargo, para los productos derivados del yeso que contengan carbono, la temperatura máxima debe ser de 650 °C (1.202 °F). De esta manera, se obtienen aleaciones con un buen ajuste y no contaminadas.

Por lo general, los colados obtenidos de moldes de yeso puro tienen un tamaño extremadamente pequeño. El hemihidrato α, que requiere menos agua para la mezcla y se contrae menos, es en la actualidad el material de elección como aglutinante.

Sílice

El sílice (SiO_2) se agrega como componente que confiere propiedades refractarias durante el calentamiento del revestimiento. Regula, además, la expansión térmica. Normalmente, el patrón de cera se elimina del molde mediante calor. Durante el calentamiento, se espera que el revestimiento se expanda térmicamente para compensar parcial o totalmente la contracción del colado de la aleación de oro. Como muestra la figura 12-1, el yeso se contrae de forma considerable al ser calentado, independientemente de que se trate de yeso para modelos o yeso piedra fraguado. Si se utilizan formas correctas de sílice en el revestimiento, esta contracción durante el calentamiento se elimina y transforma en una expansión. El sílice existen en, al menos, cuatro formas alotrópicas: cuarzo, tridimita, cristobalita y cuarzo fundido. El cuarzo y la cristobalita son de especial interés en odontología.

Cuando el cuarzo, la tridimita o la cristobalita se calientan, se produce un cambio de la forma cristalina a una temperatura de transición característica de cada forma de sílice. Por ejemplo, cuando el cuarzo se calienta, pasa de una forma «baja», conocida como cuarzo α, a una forma «alta», denominada cuarzo β, a una temperatura de 575 °C (1.067 °F). De manera similar, la cristobalita experimenta una transición análoga entre 200 °C (392 °F) y 270 °C (518 °F) de «baja» (cristobalita α) a «alta» (cristobalita β). Se producen dos inversiones de la tridimita a 117 °C (243 °F) y 163 °C (325 °F), respectivamente. Las formas β-alotrópicas son estables sólo por encima de la temperatura de transición señalada, y, en cada caso, la inversión a la forma α baja se produce al enfriarlas. En forma de polvo, las inversiones se producen más en un intervalo de temperatura que instantáneamente a una temperatura determinada.

Cuando la forma α cambia a la β, la densidad disminuye y ello produce un aumento de volumen, lo que se manifiesta como un rápido incremento de la expansión lineal,

Material chroniony prawem autorskim

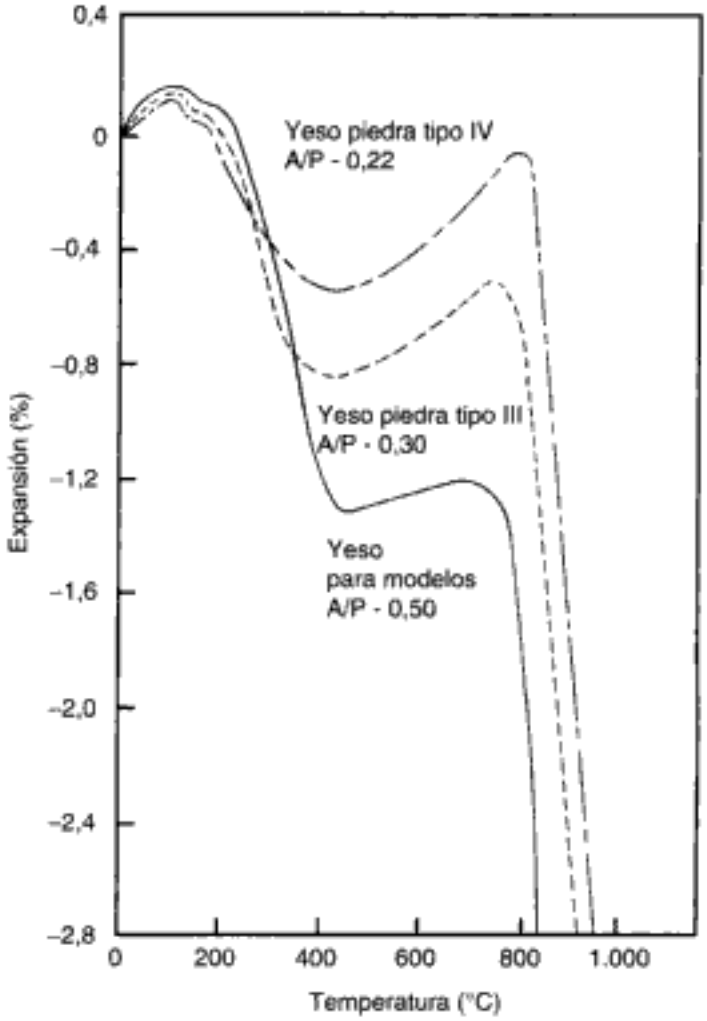


Fig. 12-1 Cambio dimensional de tres tipos de yeso al calentarlos. (Por cortesía de R. Neiman, Whip-Mix Corporation, Louisville, KY.)

como muestra la figura 12-2. En consecuencia, la inclusión de una o más sílices cristalinas contrarresta la contracción del yeso mostrada en la figura 12-1.

El cuarzo fundido es de naturaleza amorfa vítrea y no muestra ninguna inversión a una temperatura inferior a su punto de fusión. Tiene un coeficiente lineal de expansión térmica extremadamente bajo y su uso para revestimientos dentales es muy limitado. Para éstos, pueden emplearse cuarzo, cristobalita o una combinación de ambos. Los dos están disponibles actualmente en su forma pura. La tridimita ya no se considera una impureza de la cristobalita. Según sea el principal tipo de sílice empleado, los revestimientos dentales se clasifican, a menudo, como *revestimientos de cuarzo* o *revestimientos de cristobalita*.

Modificadores

Además del sílice, están presentes algunos agentes modificadores, agentes colorantes y agentes reductores, tales como carbono y cobre en polvo. Los agentes reductores se utilizan en algunos revestimientos para proporcionar una atmósfera no oxidante en el molde cuando se está colando la aleación de oro.

A diferencia de los yesos piedra dentales, a menudo es beneficiosa una expansión de fraguado que ayude a compensar la contracción de la aleación. Algunos de los modificadores añadidos, como el ácido bórico y el cloruro sódico, no sólo regulan la expansión y el tiempo de fraguado, sino que también evitan la mayor parte de la contracción del yeso cuando se calienta por encima de 300 °C (572 °F), como se verá más adelante. En algunos casos, los agentes modificadores se utilizan exclusivamente como *agentes de*

Materiał chroniony prawem autorskim

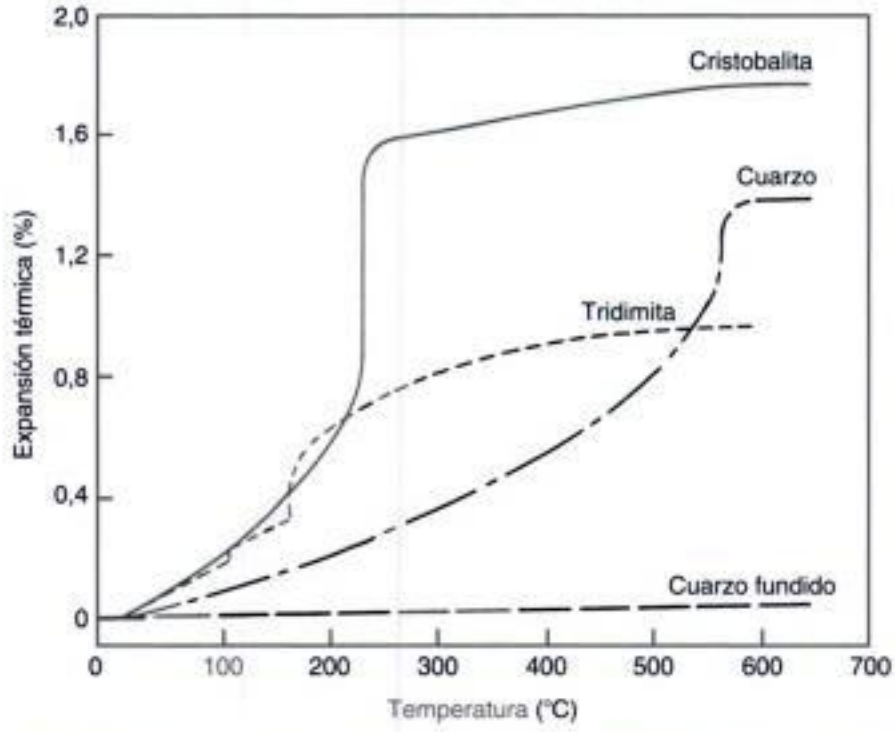


Fig. 12-2 Expansión térmica de cuatro formas de sílice. (Por cortesía de R. Neiman, Whip-Mix Corporation, Louisville, KY.)

equilibrio para regular el tiempo y la expansión de fraguado, como se explicó para los yesos piedra dentales. La figura 12-3 muestra la microestructura de un revestimiento con aglutinante de yeso fraguado.

Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado de un revestimiento se mide de la misma manera que el de un yeso. Además, puede controlarse de la misma forma. Según la especificación n.º 2 de la

Fig. 12-3 Microestructura de la superficie de un revestimiento de cristobalita fraguado. Las partículas grandes e irregulares son de sílice y las partículas con forma de varilla son de cristobalita. (×3.000.) (Por cortesía de R. Earnshaw.)

Materiał chroniony prawem autorskim

ANSI/ADA para revestimientos para colado de incrustaciones dentales, el tiempo de fraguado no debe ser inferior a cinco minutos ni superior a 25 minutos. Por lo general, los revestimientos modernos para incrustaciones fraguan entre 9 y 18 minutos. Debe haber tiempo suficiente para mezclar y revestir el patrón antes de que fragüe el revestimiento.

Expansión normal de fraguado

La mezcla de sílice y yeso calcinado (sulfato de calcio hemihidratado) da lugar a una expansión de fraguado mayor que un producto derivado del yeso utilizado solo. Probablemente, las partículas de sílice interfieren con el entrecruzamiento y la interconexión de los cristales mientras se están formando. Por eso, los cristales empujan hacia fuera durante su crecimiento y aumentan la expansión. Por lo general, en tal caso, la expansión de fraguado resultante es alta. La especificación n.º 2 de la ANSI/ADA para el revestimiento tipo I admite una expansión de fraguado máxima en el aire de sólo un 0,6%. La expansión de fraguado de estos revestimientos modernos es de alrededor de un 0,4%. Puede ser modulada por retardadores y aceleradores, como se describió anteriormente.

El objetivo de la expansión de fraguado es ayudar a aumentar el tamaño del molde para compensar, en parte, la contracción del oro al colarlo. Se plantea la duda de si toda la expansión de fraguado es eficaz en la expansión de la cavidad del molde formado por el patrón de cera. Tradicionalmente, se ha determinado la expansión de fraguado normal de una forma similar a la del yeso dental, esto es, midiendo la expansión como el cambio dimensional lineal que se produce cuando el revestimiento fragua en un recipiente en forma de V. Aquí, la expansión normal de fraguado se produce casi sin restricciones. Sin embargo, esta técnica no mide con exactitud la expansión eficaz o real del revestimiento cuando fragua en las condiciones de uso en la práctica. Por ejemplo, la eficacia de la expansión de fraguado para hacer más grande el molde que contiene el patrón de cera está relacionada con la expansión térmica del patrón, como consecuencia del calor de la reacción que se produce al mismo tiempo que el fraguado del revestimiento. De esta teoría se deduce que la expansión de fraguado sólo es eficaz si el calor exotérmico se transmite al patrón. La cantidad de calor presente depende del contenido en yeso del revestimiento; por tanto, la expansión de fraguado de un revestimiento con un contenido en yeso comparativamente mayor es más eficaz para agrandar el molde que un producto con menor contenido de yeso. Asimismo, las condiciones de manipulación que aumentan el calor exotérmico incrementan también la expansión de fraguado eficaz; por ejemplo, cuanto menor sea la proporción agua/polvo, o cuando más se seque la mezcla para el revestimiento, mayor será la expansión de fraguado eficaz.

Otras variables, además del calor exotérmico de la reacción, influyen también en la expansión de fraguado eficaz. Al ir fraguado el revestimiento, adquiere con el tiempo la suficiente resistencia para producir un cambio dimensional en el patrón de cera y en la cavidad del molde conforme va apareciendo la expansión de fraguado. El núcleo interno del revestimiento adyacente a un patrón de cera mesio-ocluso-distal (MOD) puede realmente empujar las paredes proximales hacia fuera en cierto grado. Si la pared del patrón es delgada, la expansión de fraguado eficaz es, de alguna manera, mayor que la de un patrón con paredes más gruesas, porque el revestimiento puede mover las paredes más finas con más facilidad. Además, cuanto más blanda sea la cera, mayor será la expansión de fraguado eficaz, porque un revestimiento que se está expandiendo mueve más fácilmente una cera más blanda. Si se utiliza una cera más blanda que la cera para incrustaciones tipo II, la expansión de fraguado produce una notable distorsión del patrón.

Expansión higroscópica de fraguado

La teoría de la expansión higroscópica de fraguado se describió previamente con respecto al fraguado de los yesos para modelos y yesos piedra dentales. La expansión de fra-

Materiał chroniony prawem autorskim

guado higroscópica, que es mayor que la normal, difiere de esta última en que se produce cuando el producto derivado del yeso se deja fraguar en contacto con el agua.

Se descubrió cuando se investigaban los cambios dimensionales de un revestimiento dental durante su fraguado. Como muestra la figura 12-4, la expansión de fraguado higroscópica puede ser seis o más veces mayor que la expansión de fraguado normal de un revestimiento dental. De hecho, puede llegar al 5% lineal. La expansión de fraguado higroscópica es una de las formas de expandir el molde de colado para compensar la contracción de una aleación de oro.

Los revestimientos comerciales exhiben cantidades diferentes de expansión higroscópica. Aunque todos los revestimientos parecen estar sujetos a esta expansión, no presenta la misma magnitud en todos los casos. Por esta razón, algunos revestimientos se formulan de una manera especial para proporcionar una expansión higroscópica sustancial cuando el revestimiento fragua en presencia de agua. La especificación n.º 2 de la ANSI/ADA para estos revestimientos tipo II exige una expansión mínima de fraguado en agua del 1,2%, siendo la máxima permitida del 2,2%. Como se discutirá en los siguientes capítulos, existen factores importantes que controlan la expansión higroscópica.

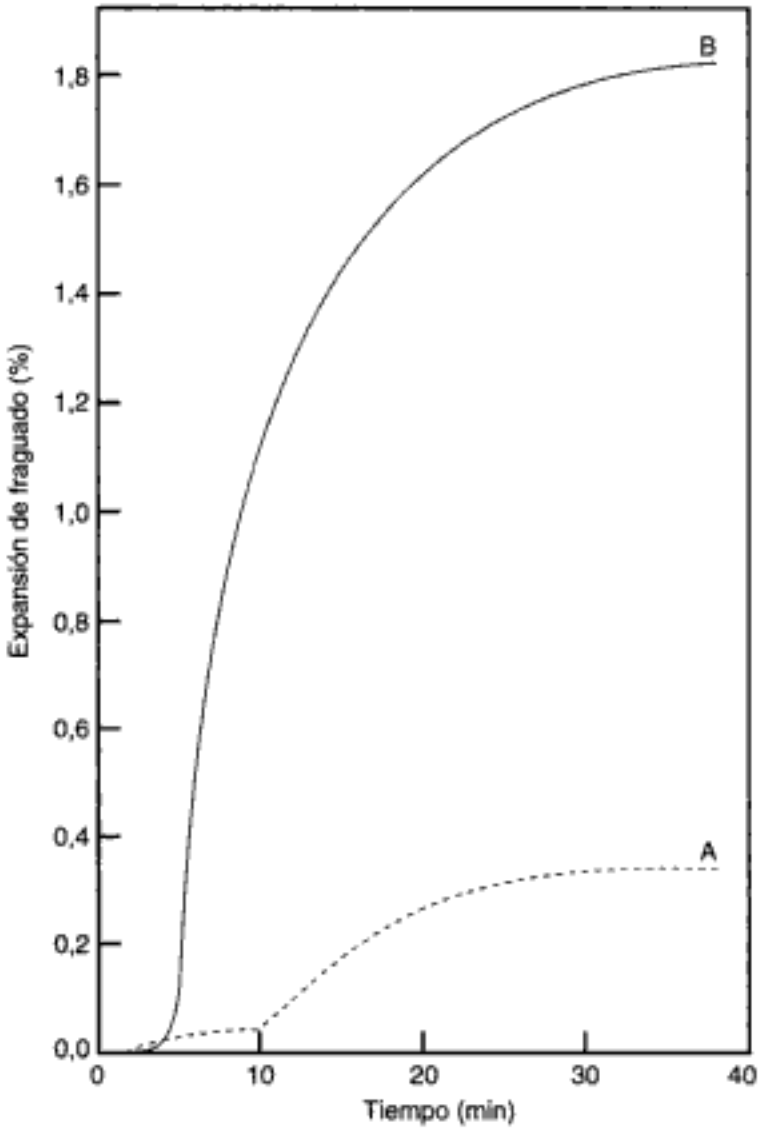


Fig. 12-4 **Curva A,** Expansión de fraguado normal de los revestimientos dentales. **Curva B,** Expansión de fraguado higroscópica. El agua se agrega 5 minutos después de empezar la mezcla; la proporción A/P es 0,30.

Material chroniony prawem autorskim

Efecto de la composición

La magnitud de la expansión higroscópica de fraguado es, en general, proporcional al contenido en sílice del revestimiento. Los demás factores permanecen iguales. Cuanto más pequeño sea el tamaño de las partículas de sílice, mayor será la expansión higroscópica. En general, el hemihidrato α tiene tendencia a producir una mayor expansión higroscópica de fraguado que el hemihidrato β en presencia de sílice, en particular cuando la expansión no tiene restricción. Como ya se indicó en el capítulo 10, la expansión higroscópica del yeso para modelos o del yeso piedra solos es leve.

Un revestimiento dental debe tener bastante aglutinante de hemihidrato con sílice para proporcionar la suficiente resistencia después de la expansión higroscópica. De no ser así, se producirá una contracción durante el secado posterior del revestimiento fraguado. Es necesario al menos un 15% de aglutinante para evitar la contracción de secado.

Efecto de la proporción agua/polvo

Cuanto mayor sea la proporción agua/polvo de la mezcla con agua del revestimiento original, menor será la expansión higroscópica de fraguado. Este efecto es más marcado en algunos revestimientos comercializados que en otros.

Efecto del mezclado con espátula

En la mayoría de los revestimientos, conforme se acorta el tiempo de mezclado, disminuye la expansión higroscópica. Este factor es importante también en el control de la expansión eficaz de fraguado.

Vida media del revestimiento

Cuanta más antigüedad tenga el revestimiento, menor será la expansión higroscópica. En consecuencia, deben adquirirse cantidades pequeñas de revestimiento cada vez.

Efecto del tiempo de inmersión

Se produce una mayor expansión higroscópica de fraguado si la inmersión se realiza antes del fraguado inicial. Cuanto más se retrase la inmersión del revestimiento en el baño de agua –más allá del momento del fraguado inicial del revestimiento– más baja será la expansión higroscópica.

Efecto del encofrado

Las expansiones de fraguado normal e higroscópica se ven limitadas por fuerzas antagónicas, tales como las paredes del recipiente en el que se vacía el revestimiento o las paredes del patrón de cera. Sin embargo, el efecto de encofrado sobre la expansión higroscópica es más pronunciado que el efecto similar sobre la expansión normal. Por tanto, la expansión de fraguado higroscópica eficaz tiende a ser menor con respecto a la prevista cuando se compara con la expansión normal de fraguado.

Cuando se mide el cambio dimensional del propio patrón de cera tras el revestimiento, el incremento de la expansión de fraguado eficaz durante la inmersión del revestimiento en un baño de agua a 37,7 °C (100 °F) es, en apariencia, no sólo el resultado de la expansión higroscópica. Parece, más bien, causada en mayor medida por el calentamiento y expansión del patrón de cera, así como por su ablandamiento a la tem-

Materiał chroniony prawem autorskim

peratura del agua, lo que da lugar a un aumento de la expansión de fraguado eficaz. Este último fenómeno es el resultado de la combinación de la expansión térmica del patrón de cera y del estado más blando de la cera, lo que reduce su efecto de encofrado en la expansión del revestimiento fraguado. Lo justifica el hecho de que la inmersión en agua a temperatura ambiente disminuye la expansión efectiva.

Efecto de la adición de agua

En los párrafos anteriores se asumía que el revestimiento era sumergido en un baño de agua y que podría absorber toda el agua necesaria para controlar la expansión. Sin embargo, se puede controlar la expansión de fraguado higroscópica mediante la cantidad de agua que se añade al revestimiento. Se ha demostrado que la cantidad de expansión higroscópica es directamente proporcional a la cantidad de agua añadida durante el tiempo de fraguado hasta que se produce una expansión máxima. Posteriormente no se observa más expansión, independientemente de la cantidad de agua añadida.

La figura 12-5 ilustra el efecto de algunas de las variables previamente señaladas (proporción agua/polvo, mezclado y vida media) en la expansión higroscópica de fraguado máxima, en relación con la cantidad de agua agregada. Como muestra dicha figura, la magnitud de expansión higroscópica de fraguado por debajo del valor de expansión máxima depende exclusivamente de la cantidad de agua añadida y es independiente de la proporción agua/polvo, de la cantidad de mezcla y de la antigüedad o vida media del revestimiento. Este hallazgo es la base de una técnica para la expansión del molde.

Como se discutió en relación con la expansión higroscópica de los productos derivados del yeso (v. cap. 10), la expansión de fraguado higroscópica es una continuación de la expansión de fraguado habitual debido a que el agua de inmersión reemplaza al agua de hidratación, y evita así el encofrado de los cristales en crecimiento por la tensión superficial del agua en exceso. Debido al efecto diluyente de las partículas de cuarzo, la expansión higroscópica de fraguado de estos revestimientos es mayor que la de los ligantes del yeso cuando se utilizan aisladamente. Este efecto es el mismo que se describió anteriormente para la expansión normal de fraguado.

Se trata de un fenómeno puramente físico. El ligante del hemihidrato no es necesario para la expansión porque el revestimiento con otros aglutinantes muestra una expansión similar cuando se dejan fraguar sumergidos en agua. De hecho, la expansión se detecta

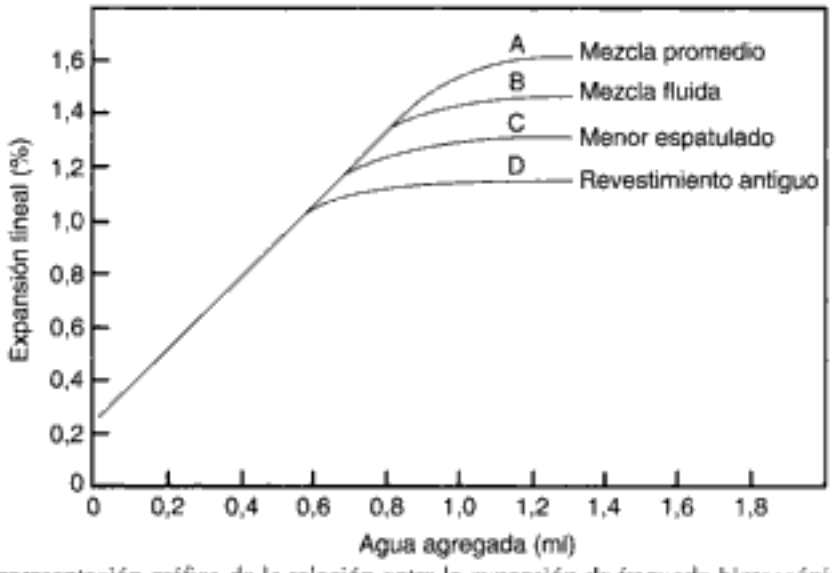


Fig. 12-5 Representación gráfica de la relación entre la expansión de fraguado higroscópica lineal y la cantidad de agua agregada, influida por ciertos factores de la manipulación. (De Asgar K, Mahler DB y Peyton FA: Hygroscopic technique for inlay casting using controlled water additions. *J Prosthet Dent* 5:711, 1955.)

Material chroniony prawem autorskim

cuando se echa el agua en un recipiente que contenga sólo partículas pequeñas y lisas de cuarzo. El agua penetra entre las partículas por capilaridad y hace que éstas se separen, produciendo una expansión. El efecto no permanece cuando el agua se evapora, a menos que haya un aglutinante.

Cualquier polvo insoluble en agua que sea humectable puede mezclarse con el hemihidrato de yeso, lo que da lugar a una expansión higroscópica. En consecuencia, el cuarzo no es una variable a tener en cuenta. La influencia de todos los factores descritos previamente está relacionada con la teoría presentada. Cuanto mayor sea la cantidad de sílice del relleno inerte, con más facilidad difundirá el agua añadida a través del material fraguado y mayor será la expansión, por la misma razón que se esgrimía para la expansión normal de fraguado del revestimiento. La proporción agua/polvo influye en la expansión higroscópica de fraguado por la misma razón que lo hace en la expansión normal. Una vez que comienza el fraguado, cuanto más tarde se agregue el agua al revestimiento, menor será la expansión higroscópica de fraguado; esto se debe a que parte de la cristalización ha comenzado ya de una manera «normal». Algunos de los cristales se entremezclan, e inhiben un crecimiento posterior de los mismos después de añadir agua. De la misma manera, cuanto menos agua se agregue, menor será la expansión, es decir, menos se contrarrestará la tensión superficial.

Finalmente, el término *higroscópico*, en un sentido estricto, es erróneo. A pesar de que el agua añadida penetraría en el material fraguado por capilaridad, el efecto no está relacionado con la higroscopia. Además, en teoría, la expansión de fraguado higroscópica es un fenómeno tan común como el que se produce durante la expansión de fraguado normal. Sin embargo, se ha aceptado el uso general del término a pesar de que es inexacto desde el punto de vista teórico.

Expansión térmica

Como se observó en un apartado anterior, la expansión térmica de un revestimiento con aglutinante de yeso está directamente relacionada con la cantidad de sílice presente y con el tipo de sílice empleado. Es necesaria una cantidad considerable de cuarzo para contrarrestar la contracción del yeso durante su calentamiento. Incluso aumentando hasta un 60% el contenido en cuarzo del revestimiento, y actuando el aglutinante de hemihidrato como equilibrador, no se elimina la contracción inicial del yeso.

Se equilibra por completo la contracción del yeso cuando el contenido en cuarzo aumenta al 75% (fig. 12-6). Si se presenta una cantidad suficiente de expansión de fraguado, es probable que el colado fabricado a 700 °C (1.292 °F) ajuste razonablemente bien en el troquel. El tamaño de las partículas de cuarzo, el tipo de aglutinante de yeso y la proporción polvo/agua resultante necesaria para obtener una mezcla manipulable influyen en las curvas de expansión térmica de los revestimientos de cuarzo.

La figura 12-7 demuestra de forma notable el efecto de la cristobalita, comparado con el del cuarzo. Durante la inversión de la cristobalita, se produce una expansión mucho mayor. Debido a ello, se elimina con facilidad la contracción normal del yeso durante el calentamiento. Además, la expansión se produce a una temperatura menor por la baja temperatura de inversión de la cristobalita en comparación con la del cuarzo. Como puede observarse en la figura 12-7, se obtiene un ajuste razonablemente bueno de los colados cuando la aleación de oro se cuela en el molde a temperaturas de 500 °C (932 °F) y superiores. Las curvas de expansión térmica de un revestimiento orientan sobre la forma de sílice presente. Como se aprecia en las figuras 12-6 y 12-7, los revestimientos que contienen cristobalita se expanden antes y en mayor cuantía que los que contienen cuarzo. Algunos de los revestimientos modernos suelen contener cuarzo y cristobalita.

La cantidad deseable de expansión térmica de un revestimiento dental depende de su uso. Si se va a utilizar la expansión higroscópica para compensar la contracción

Material chroniony prawem autorskim

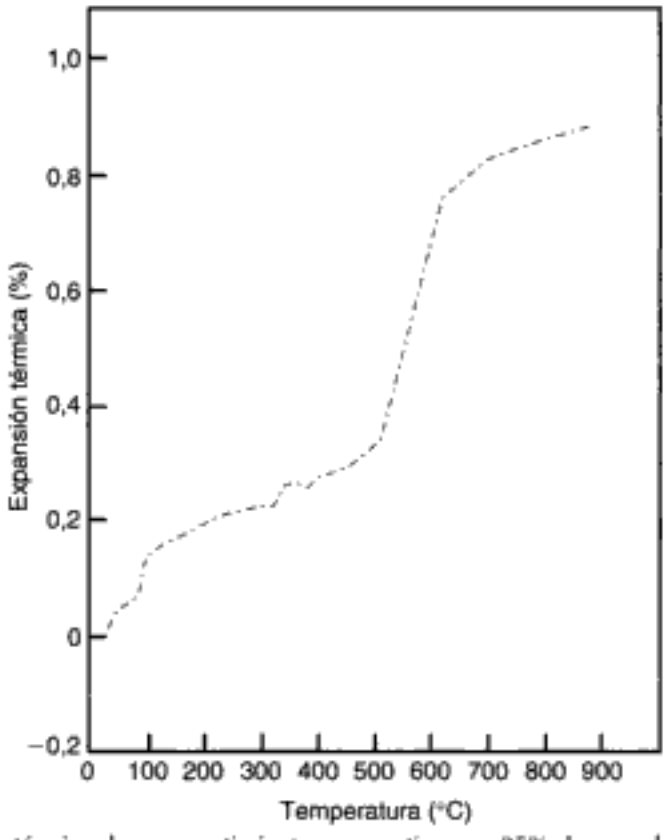


Fig. 12-6 Expansión térmica de un revestimiento que contiene un 25% de yeso de París y un 75% de cuarzo. (Por cortesía de G.C. Paffenbarger.)

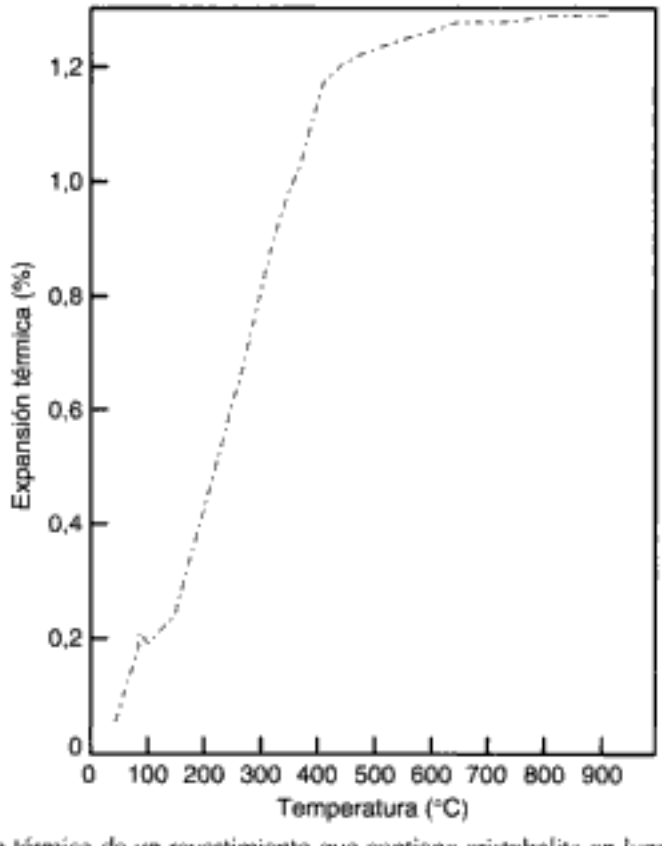


Fig. 12-7 Expansión térmica de un revestimiento que contiene cristobalita en lugar de cuarzo. (Por cortesía de G.C. Paffenbarger.)

Materiał chroniony prawem autorskim

de la aleación de oro, como en los revestimientos tipo II, la especificación n.º 2 de la ANSI/ADA establece que la expansión térmica se encuentre entre el 0 y el 0,6% a 500 °C (932 °F). Sin embargo, para los revestimientos tipo I, que basan la compensación principalmente en la expansión térmica, ésta no debe ser menor del 1% ni mayor del 1,6%. Además, esta especificación establece unos valores mínimos y máximos para el fraguado o expansión higroscópica combinados, sea cual fuere el caso, y su respectiva expansión térmica.

Otra característica deseable de un revestimiento para incrustaciones es que su máxima expansión térmica se alcance a una temperatura no superior a 700 °C (1.292 °F). Por ello, cuando se emplea una técnica de expansión térmica, la temperatura máxima del molde para colar una aleación de oro debe ser menor de 700 °C. Como ya se ha indicado, y se mostrará más adelante, las aleaciones de oro se contaminan cuando la temperatura del molde es superior.

Efecto de la proporción agua/polvo

La cantidad de expansión térmica tiene relación con la cantidad de sólidos presentes. Por tanto, parece que cuanto más agua se utilice para mezclar el revestimiento, menor será la expansión térmica durante el calentamiento posterior. Las curvas de la figura 12-8 muestran este efecto. A pesar de que las variaciones en la proporción agua/polvo mostradas son bastante extremas, las curvas indican que es imperativo medir el agua y el polvo con precisión si se quiere conseguir una compensación apropiada.

Efecto de los modificadores químicos

La desventaja de un revestimiento que contiene suficiente sílice para evitar la contracción durante el calentamiento es que el sílice en tales cantidades puede debilitar mucho el revestimiento. La incorporación de pequeñas cantidades de cloruros de sodio, potasio o litio al revestimiento elimina la contracción provocada por el yeso y aumenta la expansión sin una cantidad de sílice excesiva.

El ácido bórico tiene un efecto similar. También endurece el revestimiento fraguado. Sin embargo, aparentemente se desintegra al calentar el revestimiento y puede hacer que la superficie del colado se torne rugosa. Los sílices no evitan la contracción del yeso, sino que la contrarrestan. En cambio, los cloruros sí reducen la contracción del yeso a temperaturas inferiores a 700 °C (1.292 °F).

Contracción térmica

Cuando un revestimiento a 700 °C se enfría, su curva de contracción sigue la curva de expansión durante la inversión del cuarzo β o la cristobalita β a su forma α estable a temperatura ambiente. En realidad, el revestimiento se contrae a una dimensión menor de la original. Esta contracción no guarda relación con ninguna propiedad del sílice. Sucede debido a la contracción del yeso cuando se calienta por primera vez.

Si el revestimiento se vuelve a calentar, se expande térmicamente hasta el mismo valor máximo alcanzado cuando se calentó por primera vez. Sin embargo, en la práctica el revestimiento no debe calentarse por segunda vez porque pueden producirse grietas internas.

Resistencia

La resistencia del revestimiento debe ser la adecuada para evitar la fractura o astillamiento del molde al calentarlo y colar la aleación de oro. A pesar de que es necesaria una

Materiał chroniony prawem autorskim

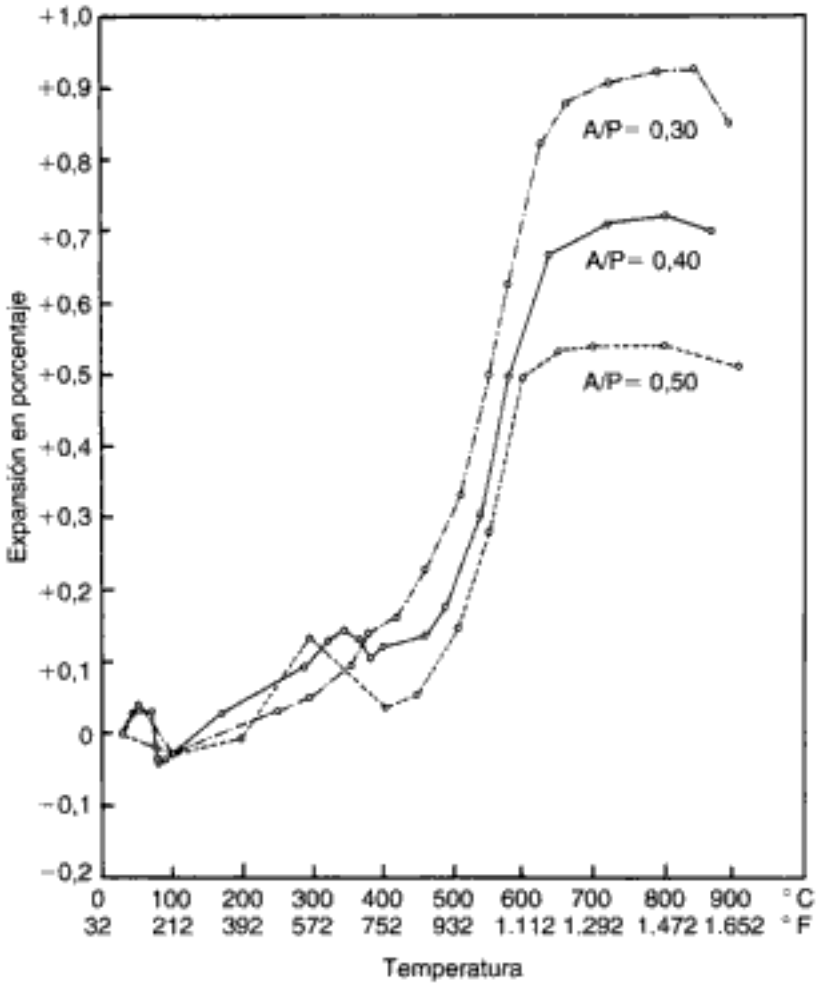


Fig. 12-8 Efecto de la proporción agua/polvo en la expansión térmica de un revestimiento que contiene un 20% de yeso de París y un 80% de cuarzo. (Por cortesía de G.C. Paffenbarger.)

resistencia mínima para evitar la fractura del molde del revestimiento durante el colado, se ha sugerido que la resistencia a la compresión no debe ser excesivamente alta. En estudios sobre el ajuste de colados fabricados con diferentes técnicas, se observó que todos los colados para troqueles MOD del National Institute of Standards and Technology exhibían un patrón constante de distorsión. La deformación resulta, aparentemente, de una limitación direccional del revestimiento a la contracción térmica del colado conforme la aleación se va enfriando a temperatura ambiente.

Aunque la contracción térmica total del revestimiento es parecida a la que se produce en la aleación de oro al pasar de la temperatura del colado a la temperatura ambiente, la contracción del revestimiento es bastante constante hasta que se enfría por debajo de 550 °C (1.022 °F). Por ello, cuando la aleación está aún caliente y es débil, el revestimiento resiste la contracción de la misma por su resistencia y dimensión constante. Esto puede dar lugar a distorsión e incluso a fractura del colado si la resistencia de la aleación al calor es baja. Aunque no tenga trascendencia con los revestimientos con aglutinante de yeso, puede ser importante con otros tipos de revestimientos (v. discusión posterior).

Por tanto, se plantea la teoría de que la resistencia a la compresión del molde de un revestimiento puede ser un factor fundamental a considerar, además de la expansión, cuando se evalúa la estabilidad dimensional de los colados dentales. En condiciones ideales, el revestimiento ha de tener una expansión suficiente que compense toda la contracción térmica de la aleación. Sin embargo, después del calentamiento del molde, la

Material chroniony prawem autorskim

resistencia no tiene por qué ser mayor que la requerida para resistir el impacto del metal al entrar en el molde.

La resistencia de un revestimiento se mide habitualmente bajo tensiones de compresión. La resistencia a la compresión aumenta según la cantidad y tipo de aglutinante de yeso presente. Por ejemplo, el uso de hemihidrato α en lugar de yeso para modelos aumenta la resistencia del revestimiento a la compresión. El uso de modificadores químicos, como se describió en el apartado anterior, ayuda también a incrementar la resistencia debido a que se usa más aglutinante, sin una reducción marcada de la expansión térmica.

Según la especificación n.º 2 de la ANSI/ADA, la resistencia a la compresión de los revestimientos para incrustaciones no debe ser menor de 2,4 MPa (350 psi) al evaluarla 2 horas después del fraguado. Cualquier revestimiento que cumpla este requisito debe poseer la resistencia adecuada para el colado de una incrustación. Sin embargo, cuando se hacen colados grandes y complicados, se requiere una resistencia mayor, como la necesaria para el revestimiento tipo III para una prótesis parcial.

La proporción agua/polvo influye en la resistencia del revestimiento de la misma manera que en cualquier otro producto derivado del yeso; cuanta más agua se emplee en la mezcla, menor será la resistencia a la compresión. Calentar el revestimiento hasta 700 °C (1.292 °F) aumenta o disminuye la resistencia un 65%, dependiendo de su composición. La mayor disminución de la resistencia bajo la acción del calor se observa en los revestimientos que contienen cloruro sódico. Cuando el revestimiento se enfría a temperatura ambiente, su resistencia decrece de manera considerable, debido presumiblemente a las pequeñas grietas que se forman durante el enfriamiento.

Otros aspectos de los revestimientos de yeso

Finura. La finura del revestimiento influye en su tiempo de fraguado, en la rugosidad superficial del colado y en otras propiedades. Se apuntó anteriormente que un sílice fino da lugar a una mayor expansión higroscópica que un sílice más grueso. Es preferible un tamaño de partículas más pequeño que uno más grande porque, cuanto más fino sea el revestimiento, menores serán las irregularidades en la superficie del colado.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las dos medidas que deben tomarse para minimizar la porosidad de los colados dentales?

Porosidad

Durante el proceso de colado, se empuja el metal fundido hacia el molde con presión. Conforme el metal entra en el molde, el aire ha de ser expulsado. Si el aire no se elimina por completo, una presión negativa impide que la aleación de oro rellene completamente el molde. La forma común de ventilar el molde es a través de los poros del revestimiento. Por ello es importante no cubrir el extremo del patrón de cera con más de 6 mm de revestimiento; esto permite una interconexión suficiente de la red porosa, y hace que el gas que hay dentro de la cavidad del molde escape mientras se está rellenando con el metal fundido.

Por lo general, cuantos más cristales haya en el revestimiento fraguado, menor será su porosidad. Se deduce, por tanto, que cuanto menor sea el contenido en hemihidrato y mayor la cantidad de agua calculada para la mezcla, más poroso se volverá.

Material chroniony prawem autorskim

Otro factor a tener en cuenta es el tamaño de partícula del revestimiento. Cuanto más uniforme sea el tamaño de la partícula, mayor será la porosidad. Este factor es más importante que el tamaño de partícula. Una mezcla de partículas finas y grandes exhibe una menor porosidad que un revestimiento constituido por un tamaño de partícula uniforme.

Almacenamiento

Se pueden aplicar al almacenamiento de un revestimiento las mismas precauciones que para conservar yeso para modelos o yeso piedra. En condiciones de alta humedad relativa, el tiempo de fraguado cambia. La expansión de fraguado y la expansión higroscópica pueden alterarse y producir un efecto adverso en todo el proceso de colado. Por tanto, debe almacenarse el revestimiento en recipientes herméticos y a prueba de humedad. Durante su uso, el recipiente debe abrirse durante el menor tiempo posible. Todos los revestimientos constan de una serie de componentes, cada uno de los cuales posee un peso específico diferente. Estos componentes tienden a separarse al ir sedimentando, según su peso específico, bajo la vibración normal presente en el laboratorio dental. En ciertas condiciones, esta separación influye en el tiempo de fraguado y en otras propiedades del revestimiento. Por esta razón, y debido al peligro de una contaminación accidental por humedad, es recomendable adquirir revestimientos ya empaquetados en cantidades relativamente pequeñas.

La selección de un revestimiento depende de las preferencias del que lo adquiere. Algunos revestimientos se formulan para incrustaciones y coronas coladas, tomando la expansión térmica como factor principal para compensar la contracción del colado. Otros se diseñan para su uso con la expansión higroscópica de fraguado. En consecuencia, la elección depende en parte de las técnicas específicas para las que esté diseñado el revestimiento. Se pueden hacer colados aceptables para las diferentes preparaciones dentales cavitarias características con varios revestimientos y diversas técnicas.

Como se observó previamente, debe pesarse el revestimiento y medirse el agua según la proporción de la mezcla del revestimiento. Sólo así esperamos controlar el fraguado o la expansión térmica en relación con la compensación necesaria para la contracción del colado y otras propiedades importantes. Algunos fabricantes dentales suministran su revestimiento en bolsas premedidas, con lo cual sólo es necesario medir el agua que se ha calculado.

REVESTIMIENTO CON AGLUTINANTE DE FOSFATO

El gran aumento en el uso de prótesis ceramometálicas y de cerámica prensada con calor ha supuesto un incremento en el empleo de revestimientos con aglutinante de fosfato o silicato. A pesar de que estos revestimientos son, hasta cierto punto, más difíciles de separar de los colados que los revestimientos de yeso, este problema ha sido resuelto recientemente y los revestimientos con aglutinante de fosfato proporcionan resultados satisfactorios con las aleaciones de oro convencionales.

Los revestimientos de fosfato tienen en la actualidad una popularidad incluso mayor que los que tienen yeso como aglutinante. El tremendo incremento en el uso de prótesis ceramometálicas precisa del uso de aleaciones de oro de mayor punto de fusión que no se cuelan bien en los revestimientos de yeso. De la misma manera, la tendencia actual es utilizar aleaciones de metal de base más económicas, la mayoría de las cuales necesitan revestimientos de fosfato. Las aleaciones de titanio y titanio puro comercializadas requieren revestimientos especialmente formulados para minimizar la interacción del metal fundido con el revestimiento.

Material chroniony prawem autorskim

Composición

Estos revestimientos, como los de yeso, están formados por rellenos refractarios y un aglutinante. El relleno es sílice en forma de cristobalita, cuarzo, o una mezcla de los dos, en una concentración aproximada del 80%. La finalidad del relleno es proporcionar una resistencia al choque térmico de una temperatura elevada (propiedad refractaria) y una alta expansión térmica. El tamaño de partícula varía desde dimensiones inferiores a la micra hasta el de una arena fina. La sensación arenosa del revestimiento no guarda relación, necesariamente, con la tersura del colado ni influye en la facilidad de retirar el colado del revestimiento.

El aglutinante consta de óxido de magnesio (básico) y un fosfato de naturaleza ácida. En un principio se empleó el ácido fosfórico, pero el fosfato de monoamoníaco lo ha reemplazado puesto que este último puede incorporarse al polvo del revestimiento.

Las nuevas aleaciones que contienen oro y otras aleaciones utilizadas para las restauraciones ceramometálicas tienen unos intervalos de temperatura de fusión más altos. De ello deriva que su contracción durante la solidificación también sea mayor. Para ello, se necesita una mayor expansión del revestimiento. Afortunadamente, con los revestimientos de fosfato pueden utilizarse suspensiones de sílice coloidal en lugar de agua.

Las suspensiones líquidas de sílice coloidal pueden congelarse, lo que impide su uso. Para evitarlo, deben almacenarse, junto con el polvo del revestimiento, en un ambiente libre de heladas. Se pueden comprar suspensiones estables en congelador. Aunque se solidifican y congelan a bajas temperaturas, vuelven a ser útiles cuando son descongeladas y agitadas. Algunos revestimientos de fosfato se diseñan para ser usados con agua para colar muchas aleaciones. Para las aleaciones de metal de base como componente predominante, se requiere un 33% de dilución de sílice coloidal.

A menudo se agrega carbono al polvo para obtener colados limpios y facilitar la **extracción** del colado del molde. Esta adición está indicada cuando la aleación del colado es oro, pero no existe acuerdo con respecto a los efectos del carbono en los revestimientos de fosfato empleados para colar aleaciones de plata-paladio, paladio-plata o metal de base. Se cree que el carbono hace más frágiles las aleaciones, a pesar de que los revestimientos se calientan a temperaturas que funden el carbono. La prueba más reciente indica que el paladio reacciona con el carbono a temperaturas superiores a los 1.504 °C (2.740 °F). Por eso, si la temperatura del colado de una aleación con alto contenido en paladio supera su punto crítico, se debe utilizar un revestimiento de fosfato sin carbono. Tampoco debe emplearse un crisol de carbono para colar la aleación. En general, incluso las aleaciones de oro utilizadas con porcelana no deben ser prefundidas ni fundidas en bloques de carbón vegetal debido a que los elementos traza -que proporcionan una alta resistencia- se eliminan o reducen por debajo del valor deseado.

Reacciones de fraguado

La reacción química para el sistema aglutinante que hace que el revestimiento fragüe o endurezca suele ser lo siguiente:

$$NH_4H_2PO_4 + MgO + 5H_2O \rightarrow NH_4MgPO_4 \cdot 6H_2O \quad (1)$$

Sin embargo, los fosfatos son bastante complejos y la reacción no es tan simple como aquí se expresa. Una explicación es que el fosfato de amonio magnésico formado es polimérico. A pesar de que las cantidades estequiométricas son moléculas iguales de magnesio y fosfato de monoamoníaco, suele haber magnesio en exceso, parte del cual no reacciona nunca. Lo que se forma, en consecuencia, es un agregado multimolecular principalmente coloidal $(NH_4MgPO_4 \cdot 6H_2O)_n$ alrededor del MgO en exceso y los rellenos.

Material chroniony prawem autorskim

El calentamiento del aglutinante del revestimiento fraguado da lugar a reacciones térmicas que siguen la siguiente secuencia:

$$
\begin{array}{ll}
MgO + NH_4H_2PO_4 + H_2O & \\
\downarrow & \text{Temperatura ambiente} \\
(NH_4MgPO_4 \cdot 6H_2O)_n & \\
MgO & \\
NH_4H_2PO_4 & \text{Partículas tipo coloidal} \\
H_2O & \\
\downarrow & \text{Fraguado prolongado a 25 °C} \\
 & \text{o deshidratación a 50 °C} \\
(NH_4MgPO_4 \cdot 6H_2O)_n & \\
\downarrow & \text{Deshidratado a 160 °C} \\
(NH_4MgPO_4 \cdot H_2O)_n & \\
\downarrow & \text{Calentado entre 300-650 °C} \\
(Mg_2P_2O_7)_{n'} & \\
\downarrow & \text{Fase polimérica no cristalina} \\
Mg_2P_2O_7 & \\
\downarrow & \text{Calentado por encima de 1.040 °C} \\
Mg_3(P_2O_4)_2 & \qquad (2)
\end{array}
$$

Los productos finales son $Mg_2P_2O_7$ cristalino y algo de MgO en exceso, junto con cuarzo sin cambiar, cristobalita o ambos. Se puede formar algo de $Mg_3(P_2O_4)_2$ si se sobrecalienta el revestimiento bruscamente o cuando el metal fundido contacta con las superficies de la cavidad del molde.

Expansión térmica y de fraguado

En teoría, la reacción conlleva una contracción, como en los productos derivados del yeso, pero en la práctica hay una ligera expansión que puede aumentar considerablemente utilizando una solución de sílice coloidal en lugar de agua. Esta sustitución les proporciona a los revestimientos de fosfato una ventaja inusual, y es que se pueden controlar las expansiones desde una contracción hasta una expansión significativa. La figura 12-9 muestra el efecto de la concentración de un líquido típico, normalmente sílice coloidal en suspensión acuosa, en el aumento de la expansión térmica y de fraguado.

La figura 12-10 ilustra la expansión térmica de un revestimiento de fosfato típico cuando se mezcla con agua, comparado con el mismo revestimiento cuando se mezcla con su líquido especial acompañante. Cuando los revestimientos de fosfato se mezclan con agua, muestran una contracción dentro del mismo intervalo de temperaturas que los revestimientos con aglutinante de yeso (200 a 400 °C [392 a 752 °F]). Cuando se reemplaza el agua por una solución de sílice coloidal, esta contracción prácticamente se elimina. Algunos técnicos que utilizan el revestimiento con aglutinante de fosfato prefieren reducir la expansión aumentando la proporción líquido/polvo (L/P) a disminuir la concentración del líquido especial, o bien utilizando ambos métodos combinados.

Se asocia la contracción térmica temprana de los revestimientos de fosfato con la descomposición del aglutinante, fosfato de amoníaco y magnesio, acompañado por la formación de amoníaco, que se percibe por su olor. En los revestimientos de yeso, la contracción se produce por la transformación del sulfato cálcico de la forma hexagonal a la configuración rómbica. No obstante, parte de la contracción queda enmascarada por la expansión del relleno refractario, especialmente en el caso de la cristobalita.

Material chroniony prawem autorskim

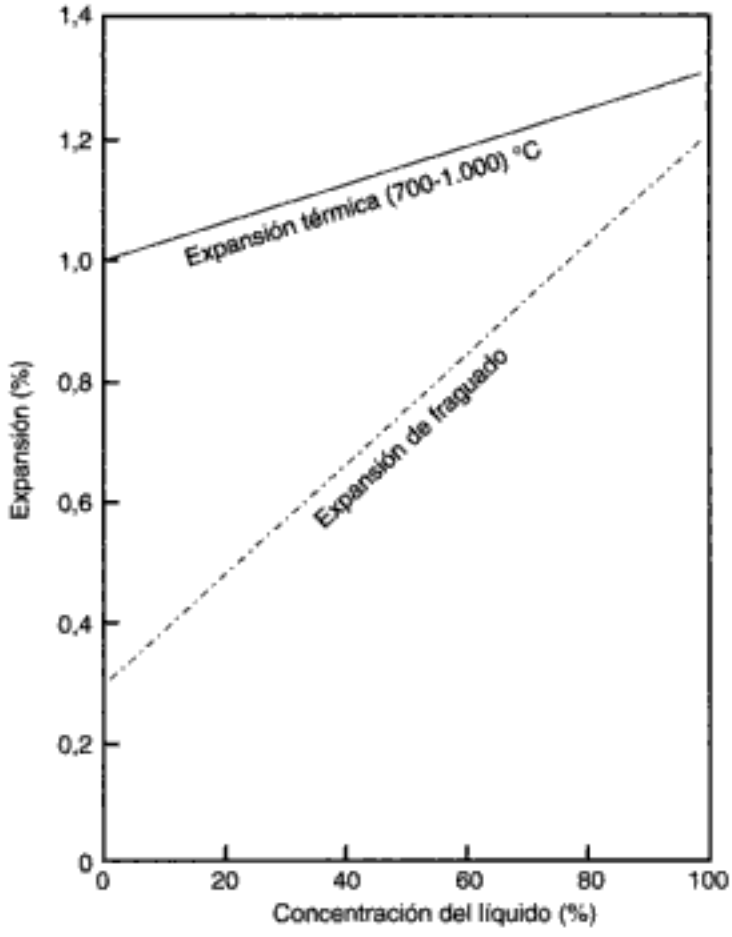


Fig. 12-9 Influencia de la concentración de líquido en la expansión de fraguado y térmica de un revestimiento con aglutinante de fosfato. (Por cortesía de R. Neiman, Whip-Mix Corporation, Louisville, KY.)

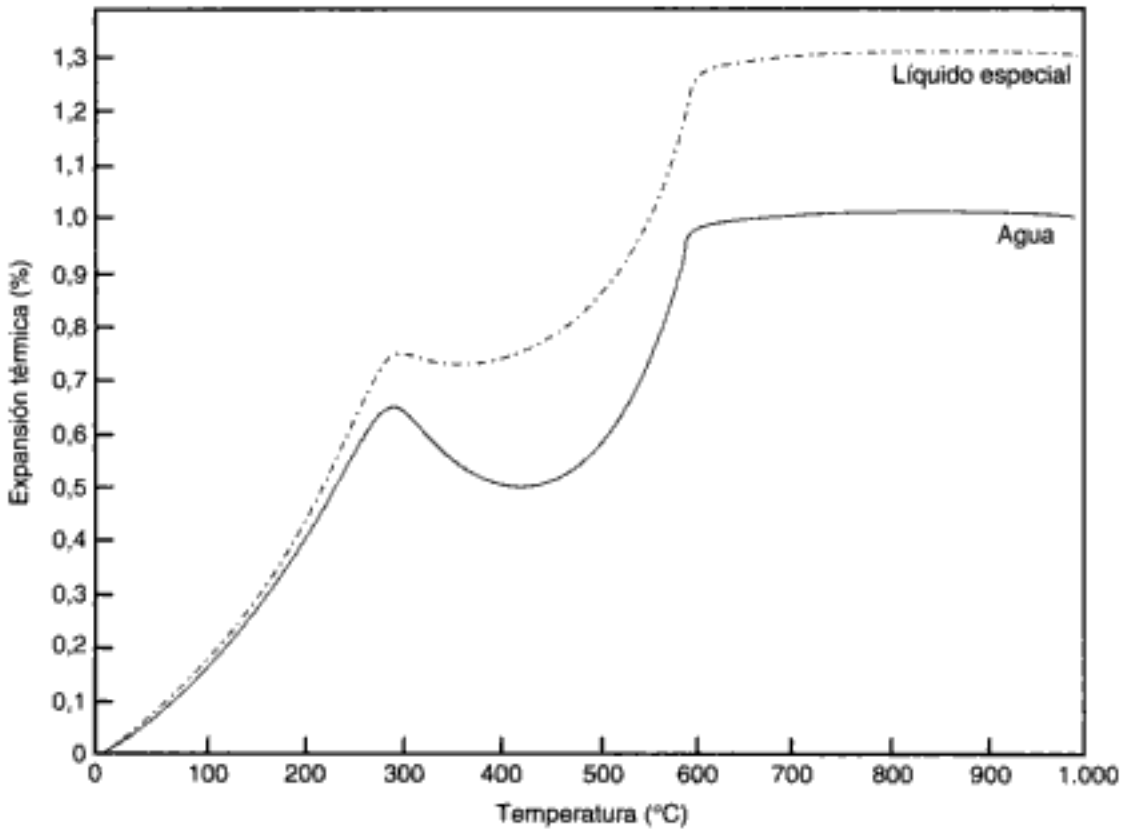


Fig. 12-10 Expansión térmica de un revestimiento con aglutinante de fosfato mezclado con agua, comparado con el líquido especial. (Por cortesía de R. Neiman, Whip-Mix Corporation, Louisville, KY.)

Material chroniony prawem autorskim

Tiempo de trabajo y de fraguado

A diferencia de los revestimientos de yeso, la temperatura influye mucho en los revestimientos de fosfato. Cuanto más caliente esté la mezcla, más rápido fraguará. La propia reacción de fraguado genera calor, y esto acelera la velocidad de fraguado. Un incremento en el tiempo y eficacia del mezclado, que viene determinado por el tipo de mezclado y la velocidad de mezclado, dará lugar a un fraguado más rápido y a un gran aumento de la temperatura. En general, cuanto más eficaz sea la mezcla, mejor será el colado en cuanto a su tersura y precisión. La técnica ideal consiste en mezclar durante el mayor tiempo posible, siempre y cuando dé tiempo a revestirlo. El mezclado mecánico al vacío es el método de elección.

Una tercera variable que tiene un efecto considerable en el tiempo de trabajo y fraguado es la proporción L/P, que varía considerablemente dependiendo de las preferencias del operador. Un aumento en la proporción L/P aumenta el tiempo de trabajo. Este tiempo puede ser muy corto (2 minutos o menos) si se mezcla el revestimiento siguiendo la proporción L/P que establece el fabricante, a alta velocidad (1.750 rpm) durante el tiempo recomendado y si el laboratorio está templado y el líquido no ha sido enfriado.

Propiedades diversas

Hace tiempo se consideraba que la restauración ceramometálica que utilizaba una aleación de oro colada en un revestimiento con aglutinante de fosfato era inferior a la colada en un revestimiento con aglutinante de yeso, con respecto a la reproducción de los detalles y a la obtención de una superficie lisa. El aumento en la proporción líquido especial/polvo empleada para la mezcla hace que la superficie sea más lisa, pero puede llevar a que el tamaño de los colados extracoronales sea mayor. Sin embargo, la técnica ha mejorado, y tal vez también el revestimiento, y esto permite fabricar colados con menos imperfecciones superficiales cuando se hacen con un revestimiento con aglutinante de fosfato con una aleación de oro de bajo punto de fusión, una aleación de oro de alto punto de fusión o una aleación de metal de base. En la actualidad, el revestimiento con aglutinante de fosfato permite obtener una superficie tan lisa como la que se consigue con el de yeso. Pero su capacidad para mejorar esta propiedad del colado depende de la aleación y del procedimiento utilizado para el colado.

REVESTIMIENTO CON AGLUTINANTE DE SILICATO DE ETILO

El revestimiento con aglutinante de silicato de etilo está perdiendo popularidad debido a que los procesos relacionados con su uso son más complicados y más largos. Pero aún se utiliza para fabricar aleaciones de prótesis parciales con metal de base de alto punto de fusión. En este caso, el aglutinante es un gel de sílice que se convierte en sílice (cristobalita) al calentarse. Se emplean varios métodos para producir los aglutinantes de sílice o gel de ácido silícico. Cuando baja el pH del silicato sódico al añadirle un ácido a una sal ácida, se forma un gel de ácido silícico adhesivo. Si se agrega óxido de magnesio, aumenta la resistencia del gel. Una suspensión acuosa de sílice coloidal puede transformarse también en gel añadiendo un acelerador, como el cloruro de amoníaco.

Otra técnica para la formación del aglutinante se basa en el silicato de etilo. Primero se obtiene un ácido silícico coloidal mediante la hidrólisis del silicato de etilo en presencia de ácido clorhídrico, alcohol etílico y agua. La reacción, en su forma más sencilla, es:

$$Si(OC_2H_5)_4 + 4H_2O \rightarrow Si(OH)_4 + 4C_2H_5OH \quad (3)$$

Se utiliza una forma polimerizada del silicato de etilo. Por ello, se espera obtener un sol coloidal de ácidos polisilícicos en lugar del ácido silícico más simple mostrado en la reacción.

Material chroniony prawem autorskim

A continuación, se mezcla el sol con el cuarzo o la cristobalita, al que se ha agregado una pequeña cantidad de un fino polvo de magnesio para alcalinizar la mezcla. Se forma un gel de ácido polisilícico, que va acompañado de una contracción de fraguado. Este gel blando se seca a una temperatura inferior a 168 °C (334 °F). Durante el secado, el gel pierde alcohol y agua para formar un gel duro y concentrado. Como es deducible, con el secado se produce una contracción volumétrica, lo que reduce el tamaño del molde. Esta contracción recibe el nombre de *contracción verde*, y sucede junto con la contracción de fraguado.

Este proceso de gelación suele ser muy lento. Se puede recurrir a un método alternativo y más rápido para obtener el gel de sílice. Se pueden añadir ciertos tipos de aminas a la solución de silicato de etilo, con lo que la hidrólisis y la gelación se producen simultáneamente. Con un revestimiento de este tipo, el molde aumenta de tamaño antes de que el colado compense no sólo la contracción del colado del metal, sino también la contracción verde y la contracción de fraguado del revestimiento.

Estos revestimientos se diseñan para reducir la capa de gel de sílice alrededor de las partículas. Tienen una gradación del tamaño de partícula especial y se manipulan de una manera diferente. El polvo se agrega al líquido de silicato de etilo hidrolizado, se mezcla rápidamente y se vibra en un molde al que se le añade un cuello para aumentar la altura. Se coloca el molde en la plataforma de un vibrador especial que proporciona una acción denominada de apelmazamiento. Esto da lugar a que las partículas más pesadas se concentren en el fondo en poco tiempo, mientras que el líquido sobrante y algunas de las partículas pequeñas se quedan en la parte superior. En unos 30 minutos, el acelerador del polvo endurece la parte del fondo. El agua y las partículas pequeñas de la superficie son eliminadas. De esta manera, la proporción L/P de la parte compactada en el fondo del molde disminuye mucho y la contracción de fraguado se reduce al 0,1%.

El modelo restante es algo frágil porque hay bastante poco aglutinante que está formado principalmente por sílice. Se fabrica el patrón de cera sobre el modelo y se reviste de una forma similar a otros revestimientos. Sin embargo, el proceso para un revestimiento con aglutinante de silicato de etilo es un poco más complicado que para uno de fosfato puesto que hay que tener mucho cuidado en su manejo y combustión, porque se está liberando alcohol inflamable. Si se calienta el revestimiento con aglutinante de fosfato a una temperatura suficientemente elevada, parte del sílice se transforma en cuarzo y da lugar a más expansión. Este tipo de revestimiento puede calentarse entre 1.090 y 1.180 °C (2.000 y 2.150 °F) y es compatible con las aleaciones que tienen el punto de fusión más alto. Su baja expansión de fraguado disminuye la distorsión.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué es tan importante el ajuste marginal de coronas coladas sobre un diente preparado para el éxito clínico a largo plazo de las prótesis metálicas?

EVALUACIÓN CLÍNICA DEL AJUSTE DEL COLADO

A pesar de que puedan fabricarse colados dentales de cualquier tamaño (desde la base de una prótesis hasta la incrustación más pequeña), enfatizamos en este capítulo los procedimientos empleados para la construcción de una restauración pequeña, ya sea una incrustación, una restauración extracoronaria, una corona o un perno endodóncico. Los principios fundamentales son los mismos, independientemente del tamaño del colado, y las técnicas difieren únicamente en el diseño del bebedero, el tipo de revestimiento y la técnica para colar la aleación.

El objetivo del proceso de colado es obtener un duplicado metálico de la estructura dentaria perdida con la mayor exactitud posible. No se conocen los límites de tolerancia

Material chroniony prawem autorskim

para el ajuste y adaptación marginal de una restauración colada. En un estudio clínico, se pidió a diez dentistas experimentados que evaluaran la adaptación marginal de un grupo de incrustaciones, utilizando un explorador y radiografías. Se dio una puntuación a las restauraciones y, a continuación, se midieron microscópicamente los rebordes marginales de algunas zonas. Para las restauraciones «aceptables», el espacio marginal era de 21 µm en la superficie oclusal y de 74 µm en el área gingival, que no es tan accesible a la exploración visual. No existía acuerdo entre estos diez dentistas sobre los espacios marginales aceptables en algunas zonas examinadas con el explorador o las radiografías. La dificultad para detectar pequeñas discrepancias en los márgenes de las restauraciones cementadas se debe a que se utilizan exploradores con un radio de curvatura relativamente grande en la punta comparado con la anchura de los espacios marginales examinados. Como muestra la figura 12-11, la punta de este explorador nuevo no puede «detectar» un espacio marginal de 60 µm, anchura equivalente al diámetro de un cabello humano, cuando sigue un trayecto perpendicular a dicho espacio. Si la punta del explorador entra claramente en el hueco, el ajuste de la corona, incrustación o restauración extracoronaria no será clínicamente aceptable. La lámina plantea la cuestión de si es fácil detectar un espacio del tamaño de un pelo deslizando un explorador por los márgenes de la restauración, particularmente en las zonas interdentales que deben sondarse formando un pequeño ángulo con la superficie.

Es obvio, por tanto, que la exactitud de la incrustación o corona debe ser mayor que la que pueda detectarse visualmente o mediante los métodos convencionales de evaluación clínica. En los márgenes de las restauraciones cementadas siempre hay una fina línea de cemento, aunque no pueda verse con facilidad. Con excepción de los cementos de resina, los cementos dentales actuales son algo solubles y pueden deteriorarse en la cavidad oral. Por ello, cuanto menos preciso sea el ajuste del colado y mayor la cantidad de cemento expuesto, habrá más posibilidades de que éste se degrade. De hecho, no todas las restauraciones garantizan un alto grado de exactitud en la adaptación marginal de 25 µm o menos. Sin embargo, es lógico que cuanto mejor sea el ajuste del colado, menor será la tendencia a filtración y a recidiva de caries.

Si consideramos que el patrón de cera es satisfactorio, el proceso consiste entonces en agrandar el molde de manera uniforme lo suficiente para compensar la contracción de la aleación de oro del colado. En teoría, si se conoce la contracción de la cera y de la aleación de oro, se puede expandir el molde en la misma medida, con lo que queda resuelto el problema. Desafortunadamente, existen variables en el comportamiento de estos materiales, concretamente la cera, que no se pueden controlar tan exactamente. Nunca se ha

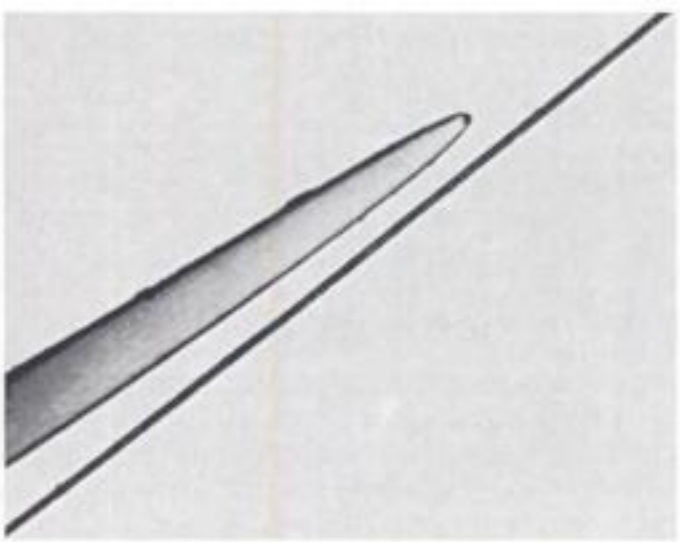


Fig. 12-11 Corte transversal de la punta de un explorador nuevo **(superior)** y un pelo de 60 µm. (×25.) (De McLean JW y Van Frauhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131:107, 1971.)

Material chroniony prawem autorskim

definido claramente la posible exactitud dimensional global con las técnicas actuales. Es por eso por lo que se desconocen tanto el margen de exactitud permitido en la adaptación del colado como el obtenido durante el proceso de colado. En su análisis final, el procedimiento de colado es, en parte, empírico y depende de la práctica rutinaria. Han de seguirse de una manera inflexible los procedimientos habituales.

El proceso consta de muchos pasos, de los que se conoce un número considerable de aspectos. Además, ciertas variaciones en la técnica aquí descrita dan lugar a resultados igualmente satisfactorios. Sin embargo, cualquier técnica ha de atenerse a determinados principios fundamentales que son comunes para todos ellos. Éstos son los fundamentos puestos de relieve en este capítulo.

COMPENSACIÓN DE LA CONTRACCIÓN DE SOLIDIFICACIÓN

Las contracciones inherentes a los colados dentales pueden compensarse mediante uno de los siguientes métodos, o ambos:

- Expansión de fraguado o higroscópica del revestimiento.
- Expansión térmica del revestimiento.

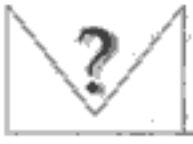
Estas dos técnicas se utilizan en la actualidad y se denominan comúnmente como *método de la expansión higroscópica* (calentamiento ligero) y *método de la expansión térmica* (alta temperatura). Como lo indican sus nombres, el método de alta temperatura requiere que la expansión térmica del revestimiento se produzca entre la temperatura ambiente y una temperatura alta (de 650 a 700 °C para los revestimientos con aglutinante de yeso y por encima de 1.050 °C para los revestimientos con aglutinante de fosfato).

A pesar de estas diferencias, los procedimientos globales de revestimiento y colado son bastante parecidos y, por tanto, serán descritos simultáneamente. Si no se especifica lo contrario, ha de asumirse que los procesos mencionados son comunes para las técnicas de alta temperatura y calentamiento moderado. Deben seguirse las recomendaciones del fabricante para obtener los mejores resultados con la aleación que se esté utilizando.

Sistema de colado sin anillo

Está comercializado un sistema sin anillo que proporciona la máxima expansión del revestimiento. El sistema recibe el nombre de *PowerCast Ringless System* (Whip-Mix Corporation, Louisville, KY). Está formado por anillos y preformas de tres tamaños, formas y bebederos de cera preformados, polvo de revestimiento y un líquido de revestimiento especial. Los anillos de plástico biselados permiten retirar el molde del revestimiento cuando el material ha fraguado. Este sistema está diseñado para el colado de aleaciones que precisan mayor expansión del molde que las aleaciones de oro tradicionales.

PREGUNTA CLAVE



¿Qué métodos pueden emplearse para incrementar la resistencia a la abrasión de los troqueles maestros?

PREPARACIÓN DEL TROQUEL MAESTRO

Los materiales para troqueles utilizados con más frecuencia son yesos piedra mejorados tipo IV (yeso piedra, alta resistencia) y tipo V (yeso piedra, alta resistencia, alta expansión). Estos materiales son relativamente baratos, fáciles de usar y, por lo general, compatibles con todos los materiales de impresión. Los yesos piedra tipo IV certificados tienen una expansión de fraguado del 0,1% o menor, mientras que los yesos piedra tipo V más duros se expanden hasta un 0,3% según la especificación n.° 25 de la ANSI/ADA. Esta mayor expansión es útil para compensar la contracción de solidificación, relativamente grande, de las aleaciones de metal de base.

Material chroniony prawem autorskim

La principal desventaja de los troqueles de yeso tipo IV es su susceptibilidad a la abrasión durante el moldeado del patrón de cera. Algunas veces, los troqueles de yeso se modifican: 1) para hacerlos más resistentes a la abrasión, 2) para cambiar las dimensiones de los troqueles, 3) para incrementar las propiedades refractarias de los troqueles o 4) para conseguir una combinación de estos efectos. Se utilizan varios métodos para incrementar la resistencia al desgaste, que incluyen chaparlos en plata, cubrir su superficie con cianoacrilato y añadir un endurecedor del troquel al yeso. Pero cada una de estas técnicas puede aumentar ligeramente las dimensiones del troquel, y reducir así su precisión (tabla 12-1).

Métodos para alterar las dimensiones del troquel

Para reducir la expansión de fraguado del yeso piedra tipo IV a menos del 0,1% y, por tanto, disminuir el diámetro del troquel, se añaden un acelerador (sulfato de potasio) y un retardador (bórax) al agua medida. Para obtener espacio para el cemento, los clínicos suelen emplear un *espaciador de troqueles* con el troquel de escayola piedra. Los espaciadores de muñones más comunes son resinas. Aunque se venden con este propósito líquidos especiales para pincelar, se utilizan también pintura de modelaje, barniz de uñas coloreado y polímeros termoplásticos disueltos en solventes volátiles. Estos espaciadores se aplican en varias capas a 0,5 mm de la línea de terminación de la preparación para que quepa el cemento y asegurar un asentamiento completo de un colado o cofia con un ajuste, de no ser así, perfecto.

Combinación de yeso piedra para troquel-revestimiento

Otra técnica emplea materiales para el troquel y el medio de revestimiento con una composición comparable. Se mezcla un material con aglutinante de yeso comercializado, denominado *Divestment* (Whip-Mix Corporation, Louisville, KY) con un líquido de sílice coloidal. De esta mezcla se obtiene el troquel, y el patrón de cera se fabrica sobre él. A continuación, los dos elementos (troquel y patrón) se revisten con una mezcla de Divestment y agua, eliminando así la posibilidad de distorsión del patrón al retirarlo del troquel o durante el fraguado del revestimiento. Cuando se calienta a 677 °C, la expansión de fraguado del material es del 0,9% y su expansión térmica del 0,6%. Puesto que el Divestment es un material con aglutinante de yeso, no se recomienda para las aleaciones de alto punto de fusión utilizadas para restauraciones ceramometálicas. Sin embargo, es una técnica de gran exactitud para ser usada con las aleaciones convencionales de oro, especialmente para preparaciones extracoronales. El revestimiento con aglutinante de fosfato para el Divestment se utiliza de la misma manera que el material de Divestment y puede emplearse con aleaciones de alto punto de fusión. Los materiales para revestir troqueles con aglutinante de fosfato y que están formulados para fabricar prótesis cerámicas pueden utilizarse también para colar aleaciones de alto punto de fusión.

Tabla 12-1 **Cambio dimensional de los troqueles fabricados a partir de una impresión de silicona, comparado con un troquel estandarizado**

	Cambio dimensional (%)	
Material	**Oclusal**	**Cervical**
Yeso piedra tipo IV	0,06	0,00
Yeso piedra tipo IV más endurecedor de yeso A	0,16	0,08
Yeso piedra tipo IV más endurecedor de yeso B	0,10	0,10
Resina epóxica rellena de sílice	−0,15	−0,26
Resina epóxica rellena de aluminio	−0,14	−0,19
Troquel de plata electroformado	−0,10	−0,20

Con la autorización de Toreskog S, Phillips RW y Schnell RJ: *J Prosthet Dent* 16:119, 1966.

Material chroniony prawem autorskim

Otros materiales para el troquel

Con los materiales de impresión rígidos, tales como el compuesto, puede condensarse amalgama en la impresión para formar el troquel. También se dispone de otros materiales para troqueles que nos son de yeso, tales como acrílico, poliéster y resinas epóxicas. La compatibilidad de estos materiales con los materiales de impresión es limitada; estos últimos suelen ser elastómeros no acuosos en lugar de hidrocoloide o compuesto. La compatibilidad es específica y concierne sólo a la marca comercial, más que a los tipos químicos de materiales de impresión. Más aún, en el caso de las resinas acrílicas autopolimerizables con relleno, la contracción de polimerización es excesiva (0,6% lineal para un material). Por tanto, no puede utilizarse una resina acrílica si se busca la precisión en el troquel. Esto mismo puede aplicarse a los materiales de resina de poliéster.

Se puede confiar en algunos materiales para troqueles de resinas epóxicas con respecto al cambio dimensional del 0,1 al 0,2% durante la polimerización (v. tabla 12-1). Aunque los troqueles de resinas epóxicas son, generalmente, más pequeños en comparación con el diente preparado, en especial en sentido axial, son utilizados con éxito por algunos laboratorios dentales comerciales, presumiblemente por su superior resistencia a la abrasión.

En algunos casos, el tamaño del troquel de resina no debería reducirse tanto como aumenta el del troquel de yeso piedra. Sin embargo, esta cuestión debe tenerse en consideración porque podría ser necesario ajustar la técnica de revestimiento y colado. Una corona colada fabricada sobre un troquel de resina ligeramente más pequeño podría no ajustar completamente sobre el diente si se compara con una fabricada sobre un troquel de yeso piedra, que es ligeramente más grande.

Los yesos piedra de alta resistencia (tipos IV y V) parecen ser los mejores materiales para troqueles. Teniendo cuidado, se puede evitar la abrasión durante el moldeado del patrón de cera. Sin embargo, cuando se fabrica una corona de metal-cerámica con una cofia de lámina de metal (como Captek), el metal se bruñe sobre el troquel. Este proceso precisa de la aplicación de una presión alta y localizada para adaptar íntimamente la lámina de metal a la superficie del troquel. Los troqueles de yeso se dañan con facilidad, por lo que se prefiere un material menos frágil, como resina o metal.

En los últimos años, se han sintetizado yesos piedra para troqueles con resinas para obtener las ventajas de los dos materiales. Estos yesos piedra modificados mantienen la baja expansión del yeso, pero tienen también la mayor tenacidad y resistencia al moldeado proporcionadas por las resinas.

Troqueles electroformados

Los troqueles metálicos obtenidos a partir de un material de impresión galvanizado presentan una resistencia moderadamente elevada, una dureza adecuada y una excelente resistencia a la abrasión. Cuando se utiliza un material de impresión elastomérico no acuoso, se consigue una reproducción del detalle de una línea de 4 µm o menos de ancho en un troquel galvanizado.

La popularidad de los troqueles de compuesto chapado en cobre comenzó a principios de los años 30. En años posteriores, los troqueles chapados en plata se hicieron más populares. Se emplean algunas modificaciones de la técnica de fabricación, pero la siguiente descripción es característica.

El primer paso consiste en tratar la superficie del material de impresión de forma que conduzca la electricidad. Este proceso recibe el nombre de *metalización*. En este procedimiento, una fina capa de metal, como polvo de plata, se deposita en la superficie del material de impresión. Esta capa de metal determina, en gran medida, las características superficiales del troquel terminado. Están disponibles varios agentes metalizantes, entre ellos polvo de bronce y suspensiones acuosas de polvo de plata y grafito en polvo. Estos agentes se depositan sobre la superficie de la impresión con un cepillo de pelo de camello.

El baño electrolítico contiene, principalmente, una solución de cianuro de plata. Debe tenerse la precaución de no añadir ácidos a la solución de cianuro, porque puede liberarse vapor de cianuro, el gas de la «cámara de la muerte». Si se desea una mayor re-

Materiał chroniony prawem autorskim

producción de los detalles superficiales, se puede emplear la deposición química de plata procedente de una solución de nitrato de plata.

En el proceso de chapado con plata, cuanto mayor sea la concentración de plata del baño, más deprisa se depositará. El contenido ácido incrementa el *poder de dispersión*, término que se refiere a la penetración de una corriente eléctrica en una estructura cóncava, como por ejemplo la impresión para una corona de recubrimiento total. Las impresiones de los dientes suelen tener paredes cuya profundidad es significativa con respecto a la superficie oclusal. Por tanto, es deseable un poder de dispersión apreciable. Se crea un contacto eléctrico con la superficie metalizada de la impresión, que es el cátodo del baño electrolítico. Como ánodo se utiliza una placa de plata. Se aplica una corriente directa durante alrededor de 10 horas.

Las impresiones de hidrocoloide son muy difíciles de galvanizar y el procedimiento no es viable para su uso en odontología. Los troqueles galvanizados fabricados a partir de impresiones de polisulfuro son aceptables clínicamente cuando se utiliza un baño de cianuro de plata, aunque sean un poco más imprecisos que un troquel de yeso piedra fabricado de manera adecuada.

Las impresiones de polisulfuro se limpian concienzudamente y se secan. A continuación se metalizan con un polvo de plata fino. Aunque puedan utilizarse otros agentes metalizantes, el polvo de plata da lugar a una superficie superior sobre el troquel electroformado. Se emplea un ánodo de plata pura de un tamaño que debe, al menos, duplicar el área a chapar. El galvanizado se lleva a cabo durante alrededor de 10 horas, utilizando 5 a 10 mA/cm^2 de superficie del cátodo.

Se rellena a continuación la impresión que contiene la superficie del troquel electroformado con yeso piedra. Cuando la escayola endurece, se encajona mecánicamente en el interior rugoso del armazón externo del metal electroformado. Se retira entonces el material de impresión para proporcionar un troquel con una mayor dureza superficial y resistencia a la abrasión que uno de yeso. Se preparan el modelo y el troquel de la manera habitual y se recortan los bordes del troquel con un disco de acabado.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué defectos pueden presentarse en el colado cuando: 1) la preforma del bebedero tiene un diámetro demasiado pequeño, 2) la preforma del bebedero está unida a las zonas más delgadas sin ensanchamiento, 3) los bebederos están orientados hacia las zonas delgadas del patrón de cera o 4) los bebederos tienen una longitud inadecuada para colocar el patrón de cera hasta a 6 mm del final del anillo revestido?

VARIABLES Y PRINCIPIOS PARA EL DISEÑO ÓPTIMO DE BEBEDEROS

El objetivo de la *preforma de un bebedero*, o entrada en el revestimiento, es proporcionar un canal a través del cual el metal fundido llegue al molde de un anillo revestido después de haber eliminado la cera. Con restauraciones o prótesis grandes, tales como estructuras de prótesis parciales removibles y fijas, los bebederos se hacen de cera.

El diámetro y longitud de la preforma del bebedero (denominada también simplemente perno o bebedero) depende en gran medida del tipo y tamaño de patrón, del tipo de máquina empleada para el colado y de los cambios dimensionales de la mufla o anillo en que se hará el colado. Los pernos prefabricados están disponibles en un amplio rango de espesores y diámetros (tabla 12-2).

Eliminación del patrón de cera

La preforma del bebedero debe unirse al patrón de cera colocando este último sobre el modelo maestro, teniendo en cuenta que se ha de sacar el patrón directamente en línea con su vía de inserción en el troquel. Debería evitarse cualquier movimiento que pueda distorsionar el patrón de cera mientras se retira.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 12-2 Numeración americana de los calibres y diámetros de alambre (Brown y Sharpe)

Número de calibre de Brown y Sharpe	Diámetro	
	Milímetros	Pulgadas
6	4,115	0,1620
8	3,264	0,1285
10	2,588	0,1019
12	2,053	0,0808
14	1,628	0,0641
16	1,291	0,0508
18	1,024	0,0403

Reimpresa con la autorización del *Handbook of Chemistry and Physics*, 58.ª ed. Boca Raton, FL, Copyright CRC Press, Inc, 1977-1978, p F-16.

La selección del espesor y el diseño de la preforma del bebedero es, con frecuencia, empírica, pero la técnica correcta durante el proceso de colado se basa en estos cinco principios generales.

Diámetro del bebedero

Debe seleccionarse una preforma del bebedero que tenga, aproximadamente, el mismo tamaño que la zona más ancha del patrón de cera. Si el patrón es pequeño, el perno debe ser también pequeño, puesto que unir un bebedero grande a un patrón pequeño y delicado puede dar lugar a deformación. Por otra parte, si el diámetro del bebedero es demasiado pequeño, esta zona solidificará antes que el propio colado y se producirá una porosidad de contracción localizada (porosidad «por rechupado»). Los bebederos con reservorio ayudan a solucionar este problema (fig. 12-12).

Posición del bebedero

La posición de la unión del bebedero es, a menudo, una decisión individual, basada en el tamaño y la forma del patrón de cera. Algunos odontólogos prefieren colocarlo en la superficie oclusal, mientras que otros eligen las paredes proximales o justo debajo de una cúspide no funcional para minimizar el posterior desgaste de la anatomía oclusal y las áreas de contacto. Como se indicó anteriormente, la zona ideal para el bebedero es el punto de mayor volumen del patrón para evitar la distorsión de las áreas delgadas de la cera durante la unión del patrón y para permitir el flujo completo de la aleación a la cavidad del molde.

Unión del bebedero

La conexión del bebedero al patrón de cera suele estar ensanchada, en el caso de aleaciones de oro de alta densidad. Pero esta técnica se restringe a menudo en las aleaciones de densidad baja. El ensanchamiento de la preforma del bebedero actúa, en muchos aspectos, de la misma manera que un reservorio, facilitando la entrada de la aleación líquida a la zona del patrón. Si es posible, el bebedero debe unirse a la parte del patrón con las áreas transversales más grandes. Es mejor que el metal fundido fluya desde una sección gruesa hacia las zonas delgadas circundantes (p. ej., los márgenes) que al contrario. Este diseño minimiza el riesgo de turbulencias. Además, la orientación del bebe-

Materiał chroniony prawem autorskim

dero debe minimizar el riesgo de que el metal fluya hacia áreas planas del revestimiento o sobre zonas pequeñas, como las líneas ángulo.

El bebedero debe ser lo suficientemente largo para colocar el patrón de forma adecuada en el anillo de colado a 6 mm del extremo abierto del cilindro y, al mismo tiempo, suficientemente corto para que el metal fundido no solidifique antes de que rellene el molde. El tipo de bebedero utilizado influye en la técnica de combustión empleada. Se utilizan más los bebederos de cera que los de plástico. Se recomienda utilizar una técnica de combustión en dos fases siempre que de los patrones o los bebederos de plástico dependa la eliminación completa del carbono. Ello se debe a que los bebederos de plástico se ablandan a temperaturas superiores al punto de fusión de las ceras para incrustaciones. Los bebederos pueden disponerse sobre los patrones de forma *directa* o *indirecta*. En el caso de los bebederos directos, la preforma proporciona una conexión directa entre la zona del patrón y la base del bebedero o área de la *preforma del crisol* (v. parte derecha de la fig. 12-12). Es frecuente utilizar bebederos indirectos para muchas unidades individuales y prótesis parciales fijas. Pero muchas elementos unitarios pueden unirse al patrón con múltiples bebederos directos.

Se debe añadir un *reservorio* a la red de bebederos para evitar una porosidad de contracción localizada (fig. 12-13). Cuando el metal fundido rellena el anillo de colado calentado, la zona del patrón debe solidificar primero y el reservorio a lo último. Debido a su gran masa de aleación y a su posición en el centro de calor del anillo, el reservorio permanece fundido para abastecer de aleación líquida al molde conforme va solidificando. La contracción de solidificación resultante se produce en la barra del reservorio y no en la prótesis, suponiendo que el volumen de la barra del reservorio sea mayor que el de los patrones y que los bebederos unidos a esos patrones tengan diámetros adecuados y estén colocados en la posición correcta.

Dirección del bebedero

El bebedero debe estar dirigido lejos de cualquier parte fina o delicada del patrón, debido a que el metal fundido puede erosionar o fracturar el revestimiento en esta zona y hacer fracasar el colado. El bebedero no debe unirse en ángulo recto a ninguna superficie plana amplia. Esta orientación lleva a turbulencias en la cavidad del molde y a una gran porosidad en esa zona (fig. 12-14, *A*). Cuando el bebedero se coloca en este mismo patrón formando un ángulo de 45 grados con la zona proximal, se obtiene un colado satisfactorio (fig. 12-14, *B*).

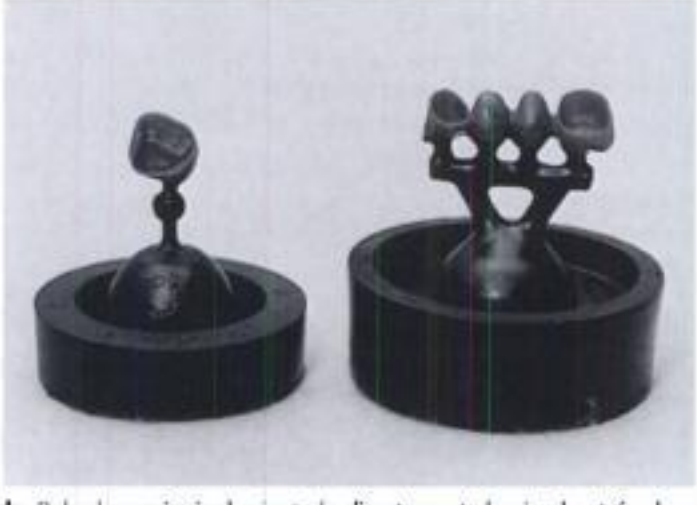


Fig. 12-12 Izquierda, Bebedero principal orientado directamente hacia el patrón de cera. Obsérvese el reservorio esférico del bebedero vertical. Derecha, Bebedero directo diseñado que muestra un reservorio horizontal con forma de barra que se coloca cerca del centro de calor del anillo de revestimiento.

Materiał chroniony prawem autorskim

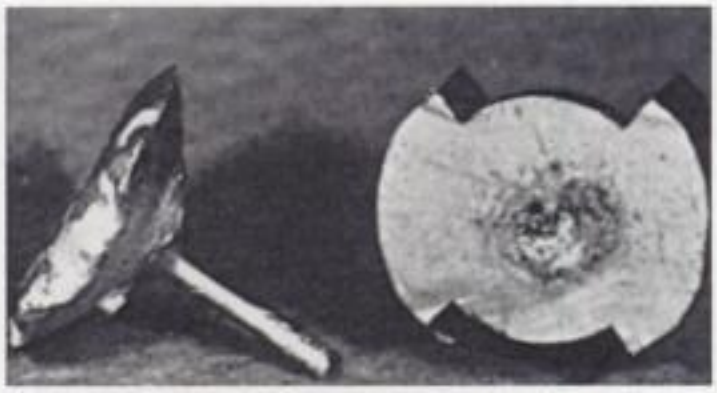


Fig. 12-13 Contracción localizada producida por utilizar un bebedero con un diámetro inadecuado.

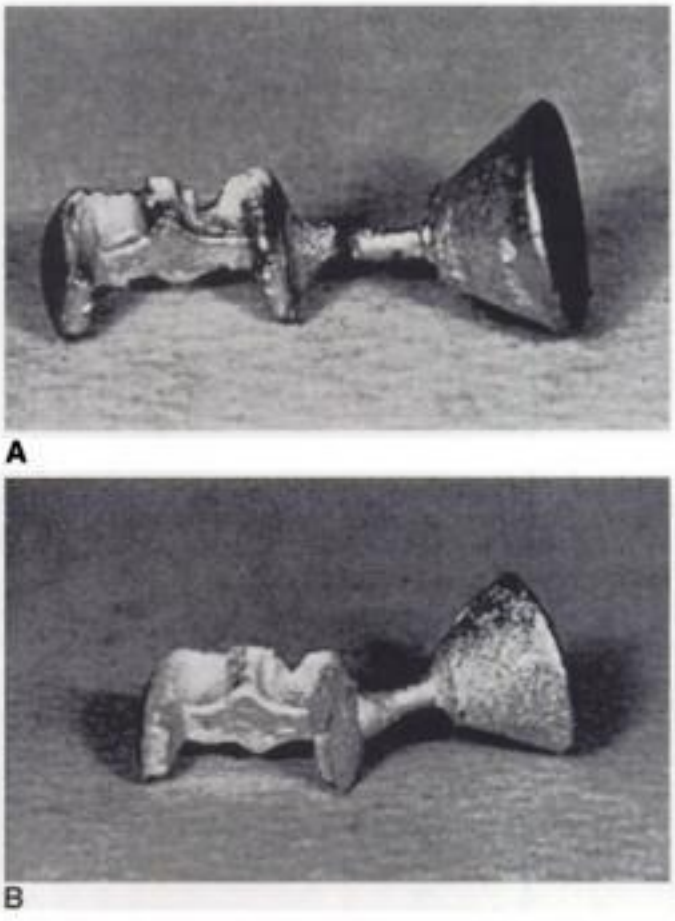


Fig. 12-14 **A,** El bebedero separado muestra una severa porosidad en el punto de unión debido a la turbulencia provocada por una angulación inadecuada del bebedero. **B,** Se obtiene un buen colado si se coloca el bebedero con una angulación de unos 45° con respecto a la pared proximal.

Longitud del bebedero

La longitud del bebedero depende de la longitud del anillo de colado. Si el bebedero es demasiado corto, el patrón de cera puede quedar tan alejado del extremo del cilindro de colado que sea difícil eliminar los gases para que el metal llene la totalidad del anillo. Cuando estos gases no se eliminan por completo, se produce una porosidad. Por tanto, debe ajustarse la longitud del colado de forma que la parte superior del patrón de cera esté a un máximo de 6 mm del extremo abierto del anillo para los revestimientos con aglutinante de yeso (fig. 12-15). Con los revestimientos con aglutinante de fosfato de mayor resistencia, se puede colocar el patrón de cera a 3 o 4 mm de la parte superior del revestimiento. Para reproducir el colado con exactitud, el patrón debe colocarse tan cer-

Material chroniony prawem autorskim

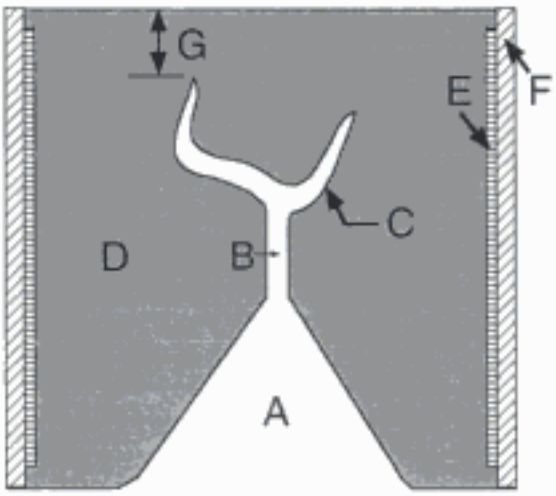


Fig. 12-15 Representación esquemática de un molde para colados dentales: **A,** preforma del crisol; **B,** bebedero; **C,** cavidad formada por el patrón de cera después de la combustión; **D,** revestimiento; **E,** recubrimiento; **F,** anillo de colado; **G,** espesor de revestimiento máximo recomendado de unos seis milímetros entre el extremo de la cavidad del molde y el final del anillo revestido para proporcionar vías de escape suficientes para el gas durante el colado.

ca como sea posible del centro del anillo. Sin embargo, la posición del patrón de cera para el colado con presión al vacío puede ser diferente.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cómo se produce una expansión de fraguado no uniforme? ¿Cómo puede minimizarse una excesiva expansión longitudinal?

RECUBRIMIENTO DEL ANILLO DE COLADO

Con el uso de anillos sólidos de metal o muflas de colado debe favorecerse la expansión del revestimiento. En realidad, el molde disminuye de tamaño en lugar de hacerse más grande debido a la presión inversa resultante del encofrado de la expansión de fraguado. Puede superarse este efecto utilizando un anillo dividido o un anillo de goma flexible que permita la expansión de fraguado del revestimiento.

Sin embargo, la técnica más utilizada para obtener la expansión de fraguado es la que aplica un recubrimiento a las paredes del anillo. Tradicionalmente, el material de elección ha sido el asbesto, pero ya no se utiliza por su potencial carcinogénico, que lo convierte en un riesgo para la salud. Se han sintetizado dos tipos de materiales para recubrir el anillo que no son asbesto: un recubrimiento cerámico de silicato de aluminio y uno de celulosa (papel).

Para asegurar una expansión uniforme, el odontólogo o el técnico cortan el recubrimiento para que ajuste en el diámetro interno del colado sin que sobre. Éste ha de estar seco y se fija en posición con cera pegajosa. Ya puede utilizarse tanto seco como mojado. En la técnica del recubrimiento mojado, el anillo recubierto se sumerge en agua durante un tiempo y se exprime el agua sobrante. No debe retorcerse el recubrimiento porque puede llevar a que se eliminen cantidades variables de agua y a una expansión no uniforme. Aunque un recubrimiento de cerámica no pueda absorber agua como uno de celulosa, su red de fibras puede retener agua en su superficie.

El recubrimiento permite que se produzca una mayor expansión de fraguado normal en el revestimiento, pero además, el agua absorbida produce una expansión semi-higroscópica al ir penetrando en el revestimiento durante el fraguado, como muestra la figura 12-16 para los revestimientos de yeso. El uso de un recubrimiento *(C)* aumenta la expansión de fraguado normal, si se compara con la situación en la que no se emplea ningún recubrimiento. El uso de un material de recubrimiento más grueso o de dos capas de recubrimiento *(D)* proporciona una expansión semi-higroscópica incluso mayor y permite una expansión de fraguado normal con menos restricciones. Como se aprecia

Material chroniony prawem autorskim

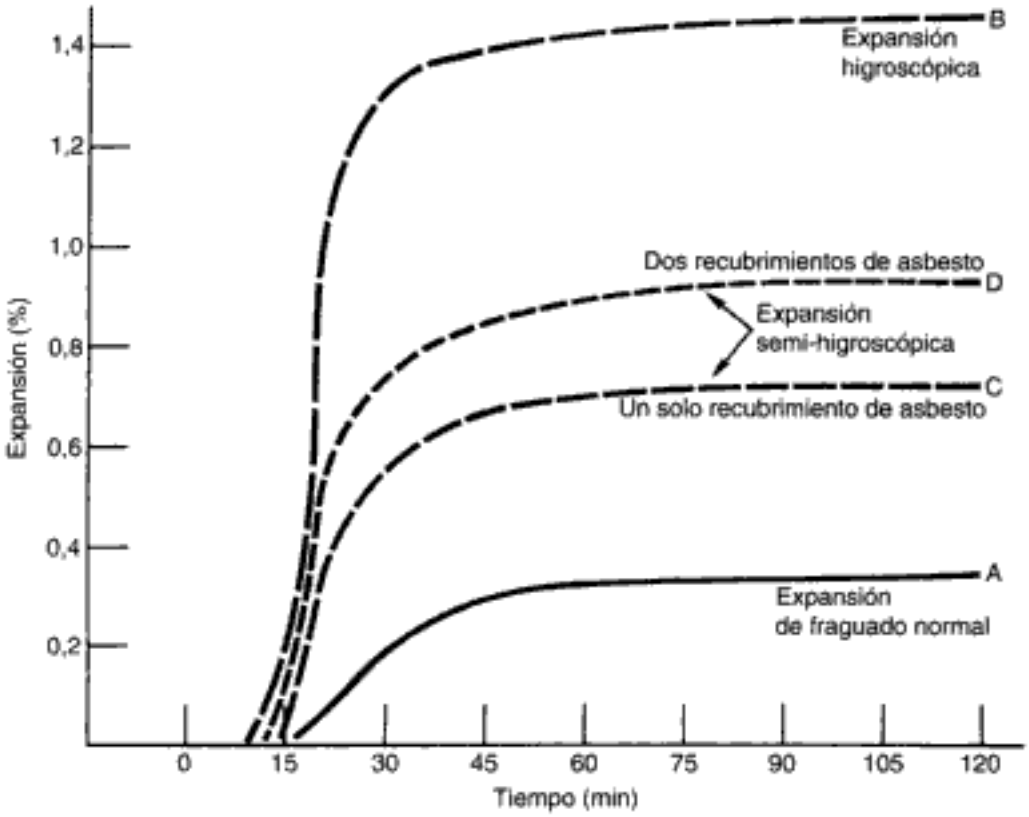


Fig. 12-16 Expansión de fraguado normal **(A)** e higroscópica **(B)** de un revestimiento, comparadas con la expansión algo restringida del anillo para una incrustación que contiene un recubrimiento **(C)** y dos recubrimientos **(D).** (Por cortesía de R. Neiman, Whip-Mix Corporation, Louisville, KY.)

en la figura 12-16, pueden utilizarse dos capas de recubrimiento para aumentar la expansión ligeramente, si se compara con la obtenida con una sola capa. En cualquier caso, el espesor del recubrimiento no debe ser inferior a 1 mm.

Debido a que los recubrimientos de celulosa son productos de papel, se consumen durante el proceso de combustión y ha de encontrarse una técnica que asegure el revestimiento del anillo. Sin embargo, no existe acuerdo acerca de la longitud adecuada del recubrimiento. Si éste es un poco más corto que el propio anillo, el revestimiento se encofra en uno o los dos extremos del anillo. Se restringen, por tanto, la expansión de fraguado longitudinal y la expansión higroscópica, si se compara con un extremo en el que el recubrimiento se enrasa con los bordes del anillo.

La expansión del revestimiento es siempre mayor en sentido longitudinal –no restringido– que en sentido lateral, esto es, hacia el anillo. Por tanto, es deseable reducir la expansión en sentido longitudinal. Colocar un recubrimiento más corto, a unos 3,25 mm de los extremos del anillo, tiende a producir una expansión más uniforme y a disminuir la probabilidad de distorsión del patrón de cera y del molde.

PROCESO DE REVESTIMIENTO

Debe limpiarse el patrón de cera para eliminar cualquier resto, grasa o aceites. Se utiliza un limpiador del patrón de cera comercializado o un detergente sintético diluido. Se elimina cualquier exceso de líquido y se deja secar el patrón al aire mientras se prepara el revestimiento. La fina película de limpiador dejada sobre el patrón reduce la tensión superficial de la cera y permite una mejor «humectación» del revestimiento, lo que asegura que se cubran por completo las zonas más complejas del patrón.

Mientras se seca al aire el limpiador del patrón de cera, se dispensa la cantidad adecuada de agua destilada (revestimientos de yeso) o de líquido especial de sílice coloidal (revestimientos de fosfato). Se vierte el agua en una taza de mezcla limpia y seca y se le

Materiał chroniony prawem autorskim

va añadiendo el polvo gradualmente, con el mismo cuidado y precaución para minimizar el atrapamiento de aire que cuando se hacía la mezcla de yesos piedra dentales. La mezcla se lleva a cabo con cuidado hasta que se moja todo el polvo; de otra manera, el polvo puede salir de la taza inadvertidamente. A pesar de que pueda hacerse la mezcla de forma manual, es mucho más frecuente mezclar todos los revestimientos para colados mecánicamente al vacío.

Mezclado al vacío

El mezclado mecánico al vacío elimina las burbujas de aire creadas durante la mezcla, así como gases potencialmente dañinos producidos por la reacción química de los revestimientos de calor elevado. Una vez completada la mezcla, el patrón puede ser revestido a mano o al vacío. Para el revestimiento a mano, se pincela todo el patrón (por dentro y por fuera) con una fina capa de revestimiento. Se coloca el anillo de colado sobre la peana o preforma del crisol, y el resto del revestimiento se vibra lentamente en el interior del anillo. Con el revestido al vacío, el mismo equipamiento utilizado para mezclar el revestimiento se emplea para revestir el patrón al vacío.

Es notable que la porosidad del revestimiento disminuye al hacerlo al vacío. El resultado es que la textura superficial del colado es un poco más lisa y la reproducción de los detalles es mejor. También aumenta la resistencia a la tracción de los revestimientos mezclados al vacío. En un estudio, se observó que el 95% de los colados fabricados en moldes revestidos al vacío no presentaban nódulos, mientras que sólo el 17% de los colados fabricados en moldes revestidos a mano estaban completamente libres de defectos. Es muy importante que no haya imperfecciones superficiales porque incluso el pequeño nódulo de un colado puede dañar un margen de esmalte frágil cuando se evalúa el ajuste del colado en la cavidad preparada. Siempre ha de examinarse el colado terminado con magnificación para descubrir estos defectos antes de ajustarlo en el troquel.

Incluso haciendo el mezclado al vacío, pueden formarse burbujas de aire durante la mezcla que quedarán atrapadas en superficies lisas o cóncavas que no estén orientadas adecuadamente para la evacuación de aire. Inclinar ligeramente el anillo ayuda a que estas burbujas puedan ascender a la superficie. Debe evitarse una vibración excesiva, porque eso puede hacer que sedimenten sólidos en el revestimiento y se acumulen, libres de agua, adyacentes al patrón de cera, y produzcan una rugosidad en su superficie. El exceso de vibración puede desplazar también pequeños patrones de la preforma del bebedero, y dar lugar a un colado inexacto.

Si se emplea la técnica higroscópica, el anillo de colado rellenado se coloca inmediatamente en un baño de agua a 37 °C con la peana o preforma del crisol hacia abajo. Para la expansión térmica o técnica de alta temperatura, el anillo revestido puede dejarse fraguar, sin tocarlo, durante el tiempo recomendado por el fabricante.

Compensación de la contracción

Algunas veces puede ser deseable cambiar las dimensiones del molde para una corona de recubrimiento total comparada con una incrustación pequeña. Varios factores influyen en el tamaño del molde. Como se discutió previamente, dos recubrimientos permiten una mayor expansión de fraguado y térmica que una sola capa. También pueden controlarse las expansiones higroscópica de fraguado y térmica de los revestimientos, hasta cierto punto, modificando la proporción L/P del revestimiento. Cuanto menor sea la proporción L/P, mayor será la capacidad de expansión del revestimiento. Por el contrario, mezclas más líquidas reducen la expansión. Sin embargo, el efecto de pequeños ajustes de la proporción L/P es insignificante en algunos revestimientos.

Existe un límite hasta el que puede variarse la proporción L/P. Si la mezcla es demasiado espesa, no puede aplicarse al patrón sin que se produzca una tendencia a su distorsión y a la formación de vacíos de aire durante el revestimiento. Por otra parte, si la mezcla es demasiado fluida, se puede obtener un colado con la superficie rugosa.

Material chroniony prawem autorskim

Otro problema que puede presentarse es una expansión excesiva del molde cuando se utiliza la técnica de la expansión térmica con un revestimiento de cristobalita. Como se apuntó en el capítulo 11, se puede producir una expansión térmica del 1,3%. Si se añade a tal expansión térmica una expansión de fraguado eficaz del 0,3 al 0,4%, se obtiene una expansión lineal total tan alta como el 1,7%, mayor que la contracción media de colado de una aleación de oro. Como resultado, una corona colada puede ser demasiado grande.

Además de controlar la expansión higroscópica mediante la proporción L/P, el odontólogo puede regular la expansión reduciendo el tiempo de inmersión del revestimiento mientras fragua o controlando la cantidad de agua que se añade durante el proceso de fraguado. Cuanto más se retrase la inmersión del revestimiento en el baño de agua, menor será la expansión higroscópica.

La técnica moderna de revestimiento higroscópico proporciona, por lo general, una expansión correcta para la mayoría de los tipos de patrones. Sin embargo, en algunos de ellos hay que variar la expansión. El aumento de la temperatura de combustión y del baño de agua incrementan la expansión, y viceversa.

En una de las técnicas, la compensación de la contracción se controla añadiendo agua durante el fraguado del revestimiento. Se conoce este método como *técnica de adición controlada de agua*.

Técnica de adición controlada de agua

El aumento de la expansión higroscópica lineal es directamente proporcional a la cantidad de agua agregada, hasta que se llega a una expansión máxima. La composición de los revestimientos que se utilizan con la técnica controlada de adición de agua asegura una expansión máxima durante la inmersión en agua. La cantidad de expansión higroscópica necesaria para la compensación se obtiene entonces añadiendo sólo el agua suficiente para proporcionar la expansión deseada.

En lugar del habitual anillo de metal recubierto de asbesto, se emplea un anillo de goma blando y flexible. El patrón se reviste como siempre. Se añade, a continuación, una cantidad específica de agua en la parte superior del revestimiento del anillo de goma y se deja fraguar de la forma habitual a temperatura ambiente. Pero la técnica de adición controlada de agua casi no se utiliza porque el método de expansión higroscópica descrito previamente proporciona una expansión adecuada en la mayoría de los casos.

PROCEDIMIENTO DE COLADO

Una vez que el revestimiento ha fraguado durante un tiempo adecuado –aproximadamente una hora para la mayoría de los revestimientos con aglutinante de yeso y fosfato–, está listo para el calentamiento. Los procedimientos para estos dos tipos de revestimientos son similares, por lo que la siguiente explicación se centra en los revestimientos de yeso. Se retiran cuidadosamente la peana o preforma del crisol y cualquier preforma del bebedero de metal. Se limpia con un cepillo cualquier resto de la zona de entrada (apertura con forma de embudo en el extremo del anillo). Si el proceso de combustión no se realiza inmediatamente después que el de revestimiento, ha de colocarse el anillo revestido en un humidificador con una humedad del 100%. Si fuera posible, no debería secarse completamente el revestimiento. La rehidratación del revestimiento fraguado que ha permanecido almacenado durante mucho tiempo podría no recuperar toda el agua perdida.

Eliminación y calentamiento de la cera

El anillo revestido se coloca en un horno a temperatura ambiente y se calienta hasta la temperatura máxima prescrita. Para los revestimientos con aglutinante de yeso, esta temperatura puede ser de 500 °C para la *técnica higroscópica* o de 700 °C para la *técnica de expansión térmica*. Con los revestimientos con aglutinante de fosfato, la temperatura máxima de fraguado puede oscilar entre 700 y 1.030 °C, dependiendo del tipo de alea-

Material chroniony prawem autorskim

ción seleccionado. La temperatura de fraguado es más crítica para los revestimientos con aglutinante de yeso que de fosfato, porque los revestimientos de yeso son más propensos a su descomposición. Durante el calentamiento, parte de la cera fundida es absorbida por el revestimiento y se produce carbono residual por la ignición de la cera líquida que queda atrapada en el revestimiento poroso. Se recomienda también comenzar el calentamiento cuando el molde está aún mojado. El agua atrapada en los poros del revestimiento reduce la absorción de la cera y, cuando el agua se evapora, arrastra la cera del molde. Se facilita el proceso colocando el anillo con el agujero del bebedero hacia abajo, sobre una ranura en una bandeja de cerámica en el horno de combustión. Cuando se emplea la técnica de alta temperatura, la temperatura del molde genera suficiente calor para convertir el carbono en monóxido o dióxido de carbono. Los gases pueden escapar entonces a través de los poros del revestimiento calentado.

Técnica higroscópica mediante calentamiento ligero

Esta técnica obtiene su expansión de compensación de tres fuentes: 1) el baño de agua a 37 °C expande el patrón de cera, 2) el agua templada que entra en el molde del revestimiento por su parte superior añade algo de expansión higroscópica y 3) la expansión térmica a 500 °C proporciona la expansión térmica necesaria. Esta técnica de calentamiento ligero ofrece las ventajas de una menor degradación de revestimiento, una superficie más fría para colados más lisos y la comodidad de colocar el molde directamente en el horno a 500 °C. Este último beneficio hace posible mantener uno o más hornos a la temperatura de combustión, de forma que pueden colocarse en su interior cuando están preparados. Esto es especialmente útil en laboratorios grandes, donde los moldes se preparan para el calentamiento en momentos diferentes. No obstante, ha de tenerse la precaución de dejar un tiempo suficiente de calentamiento, debido a que la cera se oxida (elimina) más lentamente a una temperatura más baja. Los moldes deben permanecer en el horno durante al menos 60 minutos, y pueden mantenerse más de cinco horas con poco deterioro. Dado que la temperatura del horno disminuye cada vez que se coloca un molde, debe dejarse un tiempo extra para asegurar la completa eliminación de la cera cuando los moldes se colocan a intervalos. A pesar de que el molde se mantiene a esta temperatura durante 60 a 90 minutos, se puede retener suficiente carbono fino residual para reducir la ventilación del molde. Debido a este potencial de ventilación reducida, la porosidad por rechupado es un riesgo mayor en la técnica mediante calentamiento ligero que en la técnica a alta temperatura, puesto que los revestimientos que suelen emplearse con la primera técnica son más densos.

La técnica higroscópica estandarizada se diseñó para aleaciones con un alto contenido en oro; las aleaciones nobles más nuevas necesitan una expansión ligeramente mayor. Esta expansión añadida puede obtenerse haciendo uno o más de los siguientes cambios:

1. Aumentando la temperatura del baño de agua a 40 °C.
2. Utilizando dos capas de recubrimiento.
3. Incrementando la temperatura de calentamiento a 600-650 °C.

Técnica de expansión térmica a alta temperatura

Esta técnica depende casi por completo de utilizar un calentamiento a alta temperatura para obtener la expansión requerida, a la vez que se elimina el patrón de cera. Se produce una expansión adicional por el calentamiento ligero del revestimiento de yeso al fraguar, expandiendo así el patrón de cera. El agua que entra en el revestimiento procedente del recubrimiento húmedo añade una pequeña cantidad de expansión higroscópica a la expansión normal de fraguado.

Revestimientos de yeso

Estos revestimientos colados son relativamente frágiles y han de ser protegidos durante su calentamiento con un anillo de metal. Los moldes se colocan en un horno que está a

Material chroniony prawem autorskim

temperatura ambiente y que va siendo calentado lentamente hasta 650-700 °C en 60 minutos, manteniéndose a esta temperatura durante 15 a 30 minutos.

La velocidad de calentamiento influye algo en la tersura y, en algunos casos, en las dimensiones globales del revestimiento. Inicialmente, el calentamiento rápido hace aparecer humo, que puede hacer que las paredes del molde se descascarillen o astillen. A menudo, si se colocan demasiados patrones en un mismo plano dentro del revestimiento, puede separarse una sección completa del mismo, porque la cera en expansión crea una presión excesiva en un área muy amplia.

Una velocidad de calentamiento demasiado rápida puede producir también la fractura del revestimiento. En este caso, la parte externa del revestimiento se expande mucho más que las partes centrales. En consecuencia, la capa externa empieza a expandirse térmicamente, creándose una fuerza de compresión en dicha capa que contrarresta las fuerzas de tracción de las partes medias del molde. Esta distribución de fuerzas hace que el frágil revestimiento se agriete desde el interior hacia el exterior en forma de fracturas radiales. Estas fisuras, a su vez, dan lugar a un colado con crestas o rebabas similares a las mostradas en la figura 12-17. Esta situación tiende a presentarse con el revestimiento de cristobalita. La temperatura de inversión comparativamente baja de la cristobalita, y su rápida velocidad de expansión durante la inversión, hace especialmente importante calentar el revestimiento lentamente.

El agrietamiento del revestimiento dental y la contaminación y fragilidad resultantes del colado de la aleación de oro ocurren con mucha más frecuencia de la que se cree. Los mecanismos de esta rotura del revestimiento y de la contaminación de la aleación están relacionados con una reacción química entre el carbono residual y el aglutinante de sulfato de calcio. El sulfato de calcio, por sí mismo, no se descompone a no ser que se caliente por encima de 1.000 °C. Sin embargo, la reducción del sulfato cálcico por carbono se produce rápidamente a partir de 700 °C según las siguientes reacciones:

$$CaSO_4 + 4C \rightarrow CaS + 4CO$$
$$3CaSO_4 + CaS \rightarrow 4CaO + 4SO_2 \quad (4)$$

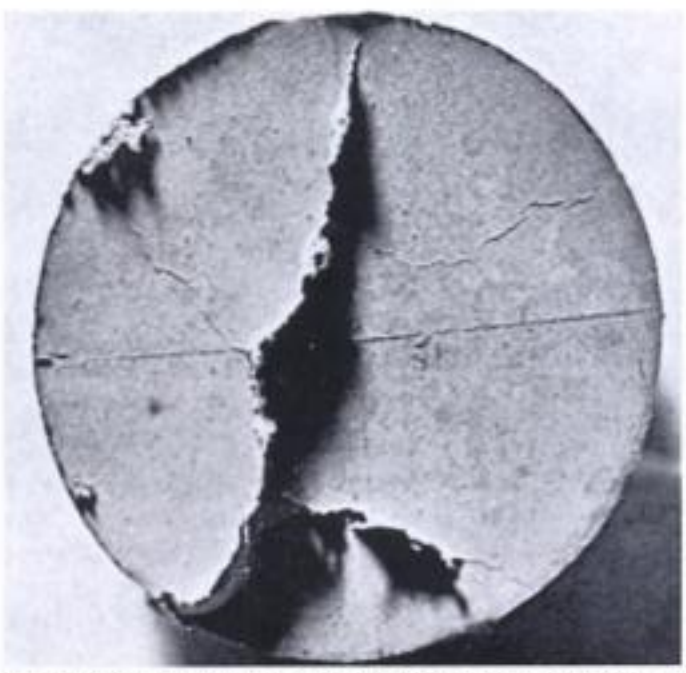


Fig. 12-17 Crestas o rebabas de la superficie de un colado que se forman como resultado de fracturas en el revestimiento antes de colar el metal.

Materiał chroniony prawem autorskim

Esta reacción tiene lugar siempre que los revestimientos de yeso se calienten por encima de 700 °C en presencia de carbono. El dióxido de azufre es un producto de esta reacción que contamina los colados de oro y los hace extremadamente frágiles. Este hecho subraya la necesidad de eliminar la cera por completo y de evitar temperaturas de calentamiento superiores a 700 °C, en particular si el revestimiento contiene carbono. Además, se generan gases de azufre cuando el revestimiento de yeso se calienta por encima de 700 °C.

Cuando se alcanza la temperatura de colado, éste debe hacerse de inmediato. Mantener una alta temperatura durante una cantidad de tiempo considerable puede dar lugar a la contaminación del colado con azufre y a que la superficie se vuelva rugosa debido a la desintegración del revestimiento. Para evitar este problema, algunos protésicos utilizan hornos con elementos de calor en sus cuatro lados, con lo que reducen el tiempo de combustión.

A pesar de todas estas precauciones y razones para usar una técnica lenta de calentamiento, el deseo de obtener unos resultados rápidos ha llevado a mejorar las formulaciones de los revestimientos. Actualmente se dispone de unos pocos revestimientos de yeso, algunos con un gran contenido en cristobalita, que se utilizan con un procedimiento de calentamiento mucho más rápido. Con algunos de ellos, se sugiere colocar el molde en un horno a 315 °C durante 30 minutos y calentarlo a continuación muy rápidamente hasta la temperatura de calentamiento final. Además, se pueden colocar unos pocos revestimientos directamente en un horno a la temperatura final de calentamiento, mantenerlos así durante 30 minutos y colarlos. Debido al diseño del horno, a la proximidad del molde del elemento calentador y a que el aire de la mufla influye en el tamaño y la tersura, han de examinarse cuidadosamente estos factores antes de hacer un colado de esta manera.

Revestimientos de fosfato

Mucho de lo comentado acerca de los revestimientos de yeso se aplica también a los revestimientos de fosfato. Sin embargo, existen algunas diferencias porque el mecanismo de fraguado y las reacciones al calentarse son bastante diferentes.

Los revestimientos de fosfato obtienen su expansión de las siguientes fuentes:

1. Expansión del patrón de cera: es considerable debido a que la reacción de fraguado aumenta la temperatura significativamente.
2. Expansión de fraguado: es habitualmente mayor que en los revestimientos de yeso, en particular porque se utilizan líquidos especiales para incrementar dicha expansión.
3. Expansión térmica: es mayor cuando se utilizan temperaturas superiores que con los revestimientos de yeso.

Se necesita una expansión total del 2% o más en las aleaciones utilizadas para fabricar prótesis ceramometálicas puesto que estas aleaciones de oro, paladio o metal de base requieren temperaturas de fundido y solidificación más altas.

Aunque los revestimientos de fosfato sean, por lo general, mucho más duros y resistentes que los de yeso, son bastante frágiles y están sujetos a la misma expansión desigual de las secciones adyacentes cuando se produce un cambio de fase durante el calentamiento.

Las temperaturas de calentamiento habituales de los revestimientos con aglutinante de fosfato oscilan entre 750 y 1.030 °C. Se necesitan temperaturas más altas para las aleaciones de metales de base. La velocidad de calentamiento suele ser lenta hasta los 315 °C y bastante alta a partir de esta temperatura. El proceso se completa manteniendo la temperatura más alta durante 30 minutos. En la mayoría de los hornos de combustión actuales pueden programarse las temperaturas de calentamiento y de mantenimiento.

Todo el procedimiento llevado a cabo con los revestimientos de fosfato es muy largo y cada vez se busca más el ahorro de tiempo. De nuevo, los fabricantes de revestimientos intentan responder a esta demanda, sintetizando algunos revestimientos que se pueden calentar en dos etapas con más rapidez, colocar directamente en el horno a la temperatura

Material chroniony prawem autorskim

más elevada, mantener a esta temperatura durante 20 a 30 minutos y después colar. Para ahorrar más tiempo, los fabricantes han eliminado también el uso del anillo de metal y del recubrimiento. El anillo de metal ha sido sustituido por un anillo de plástico que está biselado, de forma que cuando el revestimiento ha fraguado, puede ser empujado hacia el exterior del anillo, mantenido a una temperatura específica para asegurar un fraguado completo y colocado directamente en el interior del horno caliente. Obviamente, la expansión que se produce utilizando este método es diferente a la que se obtiene con un anillo recubierto. También han de tenerse en consideración los cambios globales en el ajuste. La expansión buscada debe ajustarse modificando la concentración del líquido.

Tiempo permisible para el colado

El revestimiento se contrae térmicamente al enfriarse. Cuando se utiliza la expansión térmica o la técnica de alta temperatura, el revestimiento pierde calor después de sacar el anillo caliente del horno, y el molde se contrae. Debido al recubrimiento y a la baja conductividad térmica del revestimiento, pasa un tiempo antes de que se aprecie algún cambio en la temperatura del molde. En condiciones normales de colado, pasa más o menos un minuto sin una pérdida apreciable en las dimensiones.

En la técnica de colado mediante calentamiento ligero, el gradiente de temperatura entre el molde del revestimiento y el ambiente no es tan grande como cuando se emplea la técnica de alta temperatura. Además, la expansión térmica del revestimiento no es tan importante para la compensación de la contracción. Sin embargo, la temperatura de combustión se encuentra más en la parte de más pendiente de la curva de expansión térmica que en una porción plana, como en la técnica de alta temperatura. Por tanto, en la técnica de colado de calentamiento ligero, debe colarse la aleación tan pronto como se saque el anillo del horno; de no ser así, las dimensiones deseables del colado podrían variar.

Equipamiento para colado

Las aleaciones se funden de una de las siguientes maneras, dependiendo de los tipos disponibles de máquinas de colado:

1. La aleación se funde en un crisol separado, con la llama de un soplete, y se cuela en el molde mediante fuerza centrífuga (fig. 12-18).
2. La aleación se cuela eléctricamente con el calor de una resistencia o en un horno de inducción. Después se cuela en el molde centrífugamente mediante la acción de un motor o un resorte. La figura 12-19 muestra una máquina de colado representativa de este tipo.
3. La aleación se funde por inducción de calor y después se cuela en el molde centrífugamente mediante la acción de un motor o un resorte. La figura 12-20 muestra una máquina de colado representativa de este tipo.
4. La aleación se funde en un arco de vacío y se cuela mediante presión en una atmósfera de argón.

Además de estos cuatro métodos de fundición, el metal fundido puede ser colado por presión de aire, al vacío, o de las dos maneras. En los siguientes apartados se describe el procedimiento general para cada uno de ellos, con algunas ventajas y desventajas. Sin embargo, es importante seguir escrupulosamente las recomendaciones del fabricante para cada uno de estos aparatos.

Máquina de colado mediante fusión con llama y centrifugado

El muelle de la máquina de colado gira primero de dos a cinco veces (dependiendo de la máquina de que se trate y de la velocidad de rotación de colado deseada). Se funde la aleación mediante la llama de un soplete en un crisol de cerámica esmaltada que está unido al «brazo partido» de la máquina de colado. La llama del soplete está compuesta por una mezcla de propano y aire, gas natural y aire, acetileno y aire o acetileno y oxí-

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 12-18 Aparato centrífugo de colado con giro de resorte.

geno. La configuración del brazo partido acelera la velocidad inicial de rotación del crisol y el anillo de colado, aumentando así la velocidad lineal de la aleación líquida cuando entra y atraviesa el molde. Una vez que el metal ha alcanzado la temperatura de colado y el anillo de colado calentado está en posición, la máquina se pone en marcha y el resorte desencadena la rotación.

Fig. 12-19 Máquina para colado de giro de resorte para fundición que funciona con resistencia eléctrica.

Materiał chroniony prawem autorskim

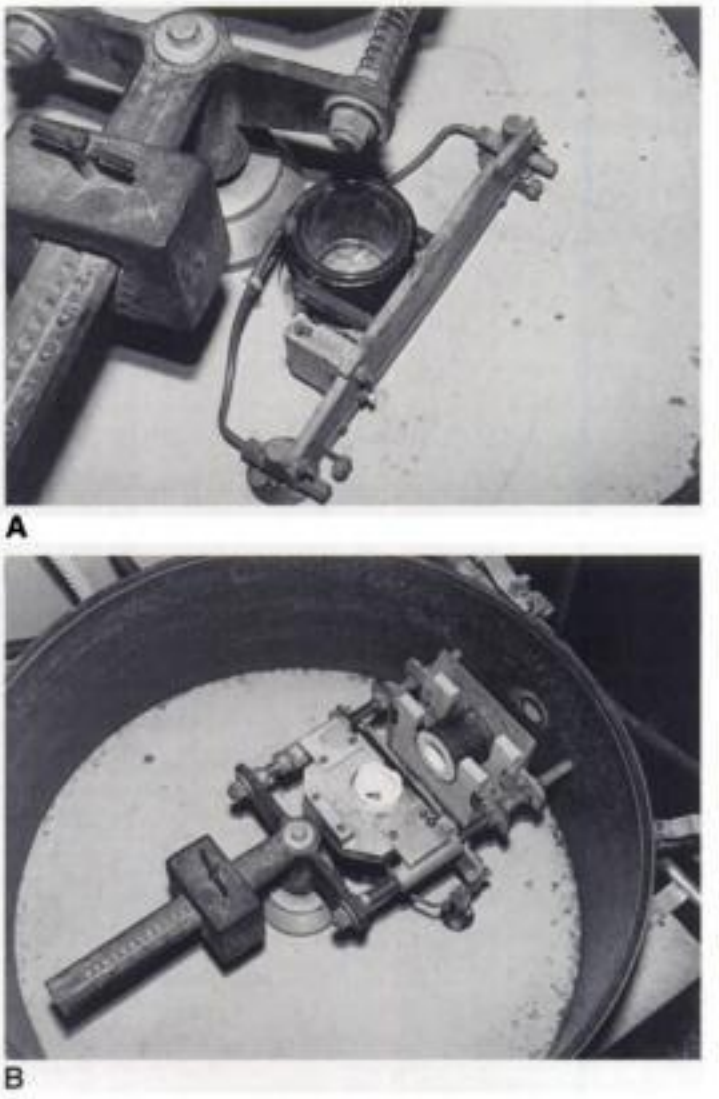


Fig. 12-20 Máquina de colado mediante fusión por inducción. **A,** Resorte de inducción enfriado con agua. **B,** Crisol vertical **(área blanca)** colocado dentro del resorte de inducción.

Conforme el metal rellena el molde, se desarrolla un gradiente de presión hidrostática en toda la longitud del colado. El gradiente de presión de la parte externa del colado al fondo es bastante escarpado y tiene forma parabólica, llegando a un valor cero en el fondo. Normalmente, el gradiente de presión en el momento previo a la solidificación llega a 0,21-0,28 MPa (30 a 40 psi) en la superficie del colado. Debido a este gradiente de presión, existe otro también en la velocidad de transmisión del calor, de manera que la mayor velocidad de transmisión de calor al molde se produce en el extremo de mayor gradiente de presión (es decir, la punta del colado). Puesto que este extremo es, con frecuencia, el borde agudo del margen de una corona, hay que confirmar que la solidificación progresa desde este fino borde hasta la superficie del botón.

Máquina de colado mediante calentamiento con resistencia eléctrica

En este dispositivo, la corriente pasa a través de una resistencia conductora del calor. El fundido automático de la aleación se produce en un crisol de grafito o cerámico. Esto es una ventaja, sobre todo para las aleaciones de prótesis ceramometálicas, que llevan metales de base en cantidades insignificantes, que tienden a oxidarse o sobrecalentarse. Otra ventaja es que el crisol del horno se coloca, ya candente, contra el anillo de colado. Por tanto, el botón de aleación permanece fundido durante un tiempo ligeramente más largo, haciendo así que la solidificación se complete desde el extremo del colado hasta

Materiał chroniony prawem autorskim

la superficie del botón. No debe utilizarse un crisol de carbono para fundir las aleaciones que tienen un alto contenido en paladio, aleaciones de paladio-plata, aleaciones de cromo-níquel o aleaciones de metal de base cobalto-cromo. La figura 12-19 muestra un ejemplo de la máquina de colado con resistencia eléctrica.

Máquina de fusión por inducción

Con esta unidad, la aleación se funde mediante un campo de inducción que se forma dentro de un crisol rodeado de un tubo de metal enfriado con agua (v. fig. 12-20). El horno de inducción eléctrico es un transformador en el que una corriente alterna fluye a través de la espiral dominante y genera un campo magnético variable en la parte de la aleación que se fundirá en el crisol. Cuando la aleación ha alcanzado la temperatura de colado al aire o al vacío, es empujada al interior del molde por fuerza centrífuga, por presión de aire y al vacío. Este dispositivo se ha hecho popular en joyería, pero no se ha utilizado tanto como las otras dos técnicas para los colados de aleaciones nobles. Se utiliza más para colar aleaciones de metal de base.

Prácticamente no existen diferencias en la precisión del colado obtenido con cualquiera de estos tres tipos de máquinas. La elección depende del acceso a un equipo especializado y de la preferencia personal.

Máquina de fusión mediante arco de corriente continua

El arco de corriente continua se produce entre dos electrodos: la aleación y el electrodo de tungsteno enfriado con agua. La temperatura en el arco supera los 4.000 °C y la aleación se funde con gran rapidez. Este método presenta un alto riesgo de sobrecalentar la aleación, y si el calentamiento se prolonga durante unos pocos segundos pueden producirse daños.

Máquina de colado mediante vacío o presión

En este método, la aleación fundida se calienta hasta la temperatura de colado, penetra en el molde evacuado por gravedad o vacío y se somete a una presión adicional para empujar la aleación al interior del molde. Para el titanio y las aleaciones de titanio, se necesitan máquinas de colado de presión de argón calentado mediante arco de vacío.

Crisoles para el colado

En general, hay disponibles cuatro tipos de crisoles para el colado: de arcilla, carbono, cuarzo y zirconio-alúmina. Los crisoles de arcilla son apropiados para muchas de las aleaciones para coronas y puentes, como las nobles y muy nobles. Los crisoles de carbono pueden emplearse no sólo para aleaciones de coronas y puentes de alta nobleza, sino también para las aleaciones ceramometálicas de oro de alto punto de fusión.

Los crisoles hechos de alúmina, cuarzo o sílice están recomendados para las aleaciones de alto punto de fusión de cualquier tipo. Están muy indicados para aleaciones que tienen una temperatura de fusión elevada o que son sensibles a la contaminación por carbono. En esta categoría se incluyen las aleaciones para coronas y puentes con un alto contenido en paladio, como las aleaciones de plata-paladio para cofias ceramometálicas y cualquiera de las aleaciones de níquel o cobalto como metal de base.

Fusión por llama de aleaciones de metales nobles

Este tipo de aleación se funde mejor colocándola en la superficie lateral interna del crisol. En esta posición, el operador observa mejor el progreso del fundido. Además, los gases de la llama tienen más facilidad para reflejarse en la superficie de la aleación en lugar de ser absorbidos.

Materiał chroniony prawem autorskim

El combustible utilizado en la mayoría de los casos es una mezcla de gas natural o artificial y aire, aunque también se emplean aire-oxígeno y acetileno. Influyen mucho en la temperatura de la llama de aire-gas la naturaleza del gas y las proporciones de gas y aire de la mezcla. Debe tenerse mucho cuidado en obtener una llama en forma de brocha no luminosa, con las diferentes zonas de combustión claramente diferenciadas. Se obtienen dos tipos de llama con un soplete de colado, como muestra la figura 12-21. La fuente de aire para la llama inferior (v. fig. 12-21) es excesiva, lo que da lugar a una combustión incompleta y una temperatura más baja. Este tipo de llama suele gustar más al principiante, porque el sonido estridente que acompaña a su ajuste «suena» a caliente. La llama superior de la figura indica el ajuste apropiado para una eficacia y una temperatura máximas.

Las zonas cónicas de la figura 12-21 permiten identificar las partes de la llama. El cono largo inicial que emana directamente de la boquilla es la zona en la que el aire y el gas se mezclan antes de la combustión. No hay calor en esta zona. El siguiente cono, que es verde y rodea inmediatamente al cono interno, se conoce como zona de combustión. Aquí, el gas y el aire están parcialmente quemados. Esta zona es oxidante y debe mantenerse siempre alejada de la aleación fundida durante la fusión.

La siguiente zona, débilmente azul y localizada justo a continuación de la zona de combustión verde, es la *zona reductora*. Es la parte más caliente de la llama y debe mantenerse siempre sobre la aleación durante el proceso de fundido. El cono externo *(zona oxidante)* es la zona en la que se produce la combustión con el oxígeno del aire. Esta porción de la llama no debe emplearse, bajo ninguna circunstancia, para fundir la aleación. No sólo su temperatura es más baja que la de la zona reductora, sino que también oxida la aleación.

Con un poco de práctica, el odontólogo puede detectar con facilidad si es la zona adecuada la que está en contacto con el metal, observando el estado de la superficie de la aleación. Si es la zona reductora la que está en contacto, la superficie de la aleación de oro está brillante, similar a un espejo, como indica la figura 12-22, *A*. Cuando la parte oxidante de la llama está en contacto con la aleación, hay una película deslustrada de «sarro» sobre la superficie, como se observa en la figura 12-22, *B*. Aunque se tenga cuidado de no sobrecalentar la aleación, generalmente suele calentarse por debajo de la temperatura adecuada cuando se utiliza la llama de aire-gas. La aleación se presenta primero como esponjosa y después aparecen pequeños glóbulos de aleación fundida. La aleación fundida adquiere pronto una forma esferoidal, como indica la figura 12-22, *A*. A la temperatura de colado apropiada, la aleación fundida tiene un color naranja claro y tiende a girar o seguir la llama cuando se mueve levemente. En este punto, la aleación está entre unos 38 a 66 °C por encima de su temperatura líquida. Cuando se alcanza la

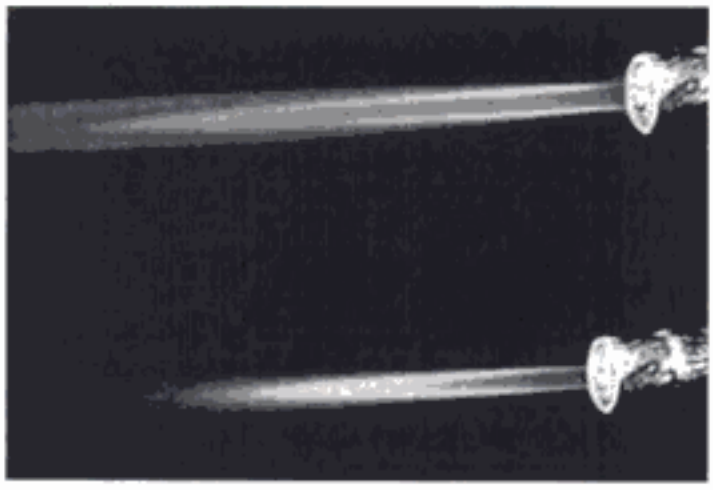


Fig. 12-21 Dos tipos de llama no luminosa que muestran las zonas de combustión. La llama superior debe utilizarse para fundir la aleación de metal noble. La llama inferior se produce por un exceso de aire en la mezcla.

Material chroniony prawem autorskim

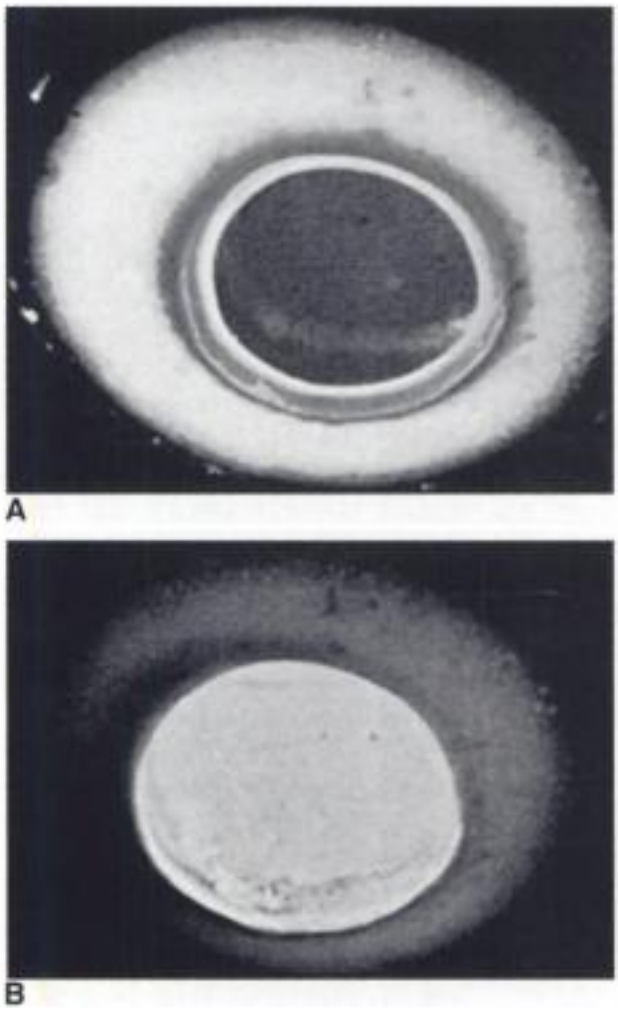


Fig. 12-22 **A,** Una superficie similar a un espejo en el metal indica una buena fusión. **B,** Una superficie nublada indica la oxidación superficial por haber colocado mal la llama del soplete.

temperatura adecuada, el colado debe hacerse inmediatamente. Como ya se ha indicado, existen varios dispositivos que funden la aleación eléctricamente.

Es recomendable utilizar un fundente para las aleaciones de oro para coronas y puentes, que ayuda a minimizar la porosidad. Cuando se usa apropiadamente, el fundente incrementa la fluidez de la aleación, y la película de fundente formada sobre la superficie de la aleación fundida ayuda a evitar la oxidación. Se emplean mucho los fundentes reductores que contienen carbón vegetal en polvo, pero el molde puede llevar pequeñas cantidades de carbono que provocarán defectos en la crítica zona del margen. Aunque estos fundentes reductores son excelentes para limpiar aleaciones antiguas, se puede preparar un fundente mejor mezclando partes iguales de polvo de bórax fundido molido con polvo de ácido bórico. El ácido bórico ayuda a mantener el polvo de bórax en la superficie de la aleación. El fundente se añade cuando la aleación está totalmente fundida y puede utilizarse con aleaciones tanto antiguas como nuevas. Si no están contaminados, botones y bebederos antiguos de la misma aleación pueden volver a colarse.

Limpieza del colado

Consideremos primero las aleaciones para coronas y puentes de oro. Cuando el colado ha solidificado, se retira el anillo y se enfría en agua tan pronto como el botón muestre una incandescencia rojo mate. Se obtienen dos ventajas: 1) la aleación de metal noble está en una situación en la que ha sido endurecida por calor y después enfriada, lo que permite que sea sometida a bruñido, pulido y procedimientos similares y 2) cuando el agua entra en contacto con el revestimiento caliente, sobreviene una violenta reacción que da lugar a un revestimiento blando y granulado que es retirado con facilidad.

Materiał chroniony prawem autorskim

A menudo, la superficie del colado aparece oscurecida por óxidos y pigmentaciones. Tal superficie puede ser eliminada por un proceso conocido como *decapado o baño con ácido*. Consiste en calentar el colado decolorado en un ácido. Una de las mejores soluciones desoxidantes para los revestimientos con aglutinante de yeso es la de ácido clorhídrico al 50%. El ácido clorhídrico ayuda en la remoción de cualquier resto de revestimiento, así como de la capa de óxido. El inconveniente de este ácido es que los vapores que despide tienden a corroer los muebles y elementos metálicos del laboratorio. Además, estos vapores suponen un riesgo para la salud y deberían eliminarse mediante un extractor de humos. Sin embargo, el proceso de baño con ácido puede realizarse ultrasónicamente guardando la prótesis en un recipiente de teflón cerrado. A este respecto, el ácido sulfúrico resulta más útil. Los aparatos de ultrasonidos son útiles para limpiar el colado, así como las soluciones decapantes que contienen sales ácidas. También puede limpiarse la superficie de los colados con dispositivos abrasivos.

El mejor método de baño con ácido es colocar el colado en un tubo de ensayo o bandeja y verter el ácido sobre él. Puede ser necesario calentar el ácido, pero debe evitarse su ebullición porque se forma mucho vapor ácido. Una vez hecho el decapado, se elimina el ácido y se saca el colado. Hay que renovar frecuentemente la solución ácida porque tiende a contaminarse después de haberla utilizado varias veces.

Bajo ningún concepto debe sujetarse el colado con pinzas de acero, de manera que el colado y las pinzas entren en contacto con la solución ácida, porque el colado podría contaminarse. La solución ácida suele contener pequeñas cantidades de cobre disuelto, procedente de colados anteriores. Cuando las pinzas de acero se ponen en contacto con este electrólito, se forma una pequeña pila galvánica y el cobre se deposita sobre el colado en el punto en que lo sostienen las pinzas. Esta deposición de cobre se extiende por toda la aleación y es una fuente de futura decoloración de la zona.

Es una práctica común calentar el colado y, a continuación, ir dejando caer sobre él la solución ácida. Las desventajas de este método son que un margen que sea fino puede fundirse en llama o que el colado puede distorsionarse por el repentino choque térmico cuando se sumerge en el ácido.

Las aleaciones ceramometálicas de oro y paladio y las de metal de base son enfriadas en el laboratorio a la temperatura ambiente antes de retirar el colado del revestimiento. Normalmente, los colados de estas aleaciones no son decapados. Cuando se les somete al baño con ácido –como se recomienda para algunas aleaciones ceramometálicas–, es únicamente para eliminar selectivamente óxidos superficiales específicos.

Fusión de metales de base

A pesar de que pueda utilizarse el fundido con soplete en algunos casos, la mayor parte de los metales de base de Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Co-Cr, Co-Ni-Cr, Ti puro comercializado y Ti-Al-V requieren equipos de colado especiales, tales como máquinas de fundido por inducción, dispositivos de fundido al vacío o unidades de fusión por arco. Los procedimientos necesarios están diseñados para minimizar el riesgo de una oxidación excesiva o de una interacción entre las aleaciones fundidas y los revestimientos para colado recomendados. La descripción de estos métodos está más allá del propósito de este libro; se remite al lector a manuales que contienen instrucciones especializadas desarrolladas por los fabricantes de estos productos.

CONSIDERACIONES TÉCNICAS DE LOS REVESTIMIENTOS CON AGLUTINANTE DE FOSFATO

El proceso de revestimiento de un patrón de cera en un revestimiento con aglutinante de fosfato es, en esencia, el mismo que para un revestimiento con aglutinante de yeso. Como ya se ha indicado, el tiempo de trabajo varía dependiendo de la proporción L/P, la concentración del líquido especial, la temperatura, el tiempo de mezclado, la velocidad de mezclado y la destreza y experiencia del operador.

Material chroniony prawem autorskim

Como con cualquier revestimiento que tenga una expansión térmica elevada, en particular cuando se producen cambios importantes en la expansión o la contracción, es necesario utilizar una velocidad de calentamiento lenta durante la combustión para prevenir fracturas o astillados. Algunos hornos proporcionan velocidades lentas de calentamiento. Para los que no, se aconseja realizar el calentamiento en dos fases, manteniendo una temperatura de 200 a 300 °C al menos 30 minutos antes de completarlo. Las recomendaciones para la velocidad de calentamiento varían, por lo que deben seguirse las instrucciones del revestimiento específico utilizado.

Aunque los revestimientos con aglutinante de fosfato parecen fuertes, están sujetos a un número de influencias desestabilizadoras durante la combustión. Al principio, la cera se ablanda y después se expande mucho más que el revestimiento. Cuando se reviste, es deseable dejar de 3 a 6 mm de revestimiento alrededor de cada patrón y escalonar los patrones, si se colocan varios en el mismo anillo. Varios patrones colocados en un plano pueden ejercer una presión tremenda y fracturar casi cualquier revestimiento, pero particularmente el de los materiales con aglutinante de fosfato. La rápida expansión del revestimiento de cristobalita a unos 300 °C precisa un lento calentamiento para prevenir la fractura. Cuando la temperatura llega a 400 °C, la velocidad de calentamiento puede aumentar sin peligro. Después del calentamiento, por lo general a una temperatura final de 700 a 1.030 °C, dependiendo del punto de fusión de la aleación, se hace el colado. Como se indicó anteriormente, la permeabilidad del revestimiento de fosfato es baja comparada con la de un revestimiento con aglutinante de yeso. Por tanto, la presión de colado ha de ser mayor que para un molde de yeso.

La recuperación y limpieza del colado son más difíciles cuando se utiliza un revestimiento con aglutinante de fosfato porque estos materiales no contienen los productos blandos derivados del yeso. Además, las partículas suelen incluir gránulos grandes de cuarzo. En algunos casos, como en las aleaciones que contienen oro, los revestimientos se adhieren con gran tenacidad, tanto que es necesario limpiarlos con ultrasonidos. Ni el ligante del fosfato ni el sílice refractario son solubles en ácido clorhídrico o sulfúrico. El ácido fluorhídrico frío disuelve bastante bien el sílice refractario sin dañar las aleaciones de oro o plata-paladio, pero debe utilizarse con cuidado con otras aleaciones. De hecho, el ácido fluorhídrico no debe emplearse, ni siquiera diluido, a menos que se disponga de las soluciones neutralizantes necesarias y el odontólogo esté familiarizado con las técnicas correctas de manipulación. Sin embargo, cuando un tejido ha sido dañado, no puede recuperarse con estas soluciones. Se pueden utilizar con seguridad soluciones como No-San.

Las aleaciones de metal de base requieren un ligero pulido con chorro de arena, por lo general con alúmina fina. Las prótesis parciales de cromo suelen ser arenadas para eliminar el revestimiento. No debe utilizarse ácido para limpiar aleaciones de metal de base.

Debe elegirse el revestimiento con aglutinante de fosfato apropiado según la composición de la aleación que vaya a utilizarse. Los revestimientos que contienen carbono están indicadas para aleaciones de oro para colar coronas y puentes, así como para aleaciones ceramometálicas. Sin embargo, si la aleación es sensible al carbono (como lo son las de plata-paladio, alto contenido en paladio, paladio-plata, níquel-cromo-berilio, níquel-cromo y cromo-cobalto) ha de usarse un revestimiento sin carbono.

CAUSAS DE DEFECTOS EN EL COLADO

Un colado mal hecho da lugar a muchos problemas y a una considerable pérdida de tiempo. En casi todos los casos, pueden evitarse estos defectos si los procesos se llevan a cabo siguiendo ciertas reglas y principios fundamentales. Rara vez, el defecto en un colado puede atribuirse a factores que no sean la negligencia o desconocimiento del operador. Con las técnicas actuales, los fallos en los colados suelen ser la excepción, no la regla.

Materiał chroniony prawem autorskim

Los defectos en los colados pueden clasificarse en cuatro grandes grupos: 1) distorsión, 2) rugosidad e irregularidades de la superficie, 3) porosidad y 4) detalles incompletos o ausentes. Se describen algunos de estos factores en relación con ciertas fases de las técnicas de colado. En los siguientes apartados sintetizamos y analizamos en detalle esta cuestión.

Distorsión

Suele relacionarse cualquier distorsión importante del colado con la deformación del patrón de cera, como se describió en el capítulo de la cera para incrustaciones. Puede minimizarse o prevenirse este tipo de distorsión manipulando adecuadamente tanto la cera como el patrón.

Es incuestionable que se produce algo de distorsión del patrón de cera cuando el revestimiento endurece a su alrededor. Las expansiones de fraguado e higroscópica del revestimiento pueden producir una expansión no uniforme de las paredes del patrón. Esta clase de distorsión se produce, en parte, por el movimiento irregular de las paredes proximales hacia el exterior. La expansión del molde empuja hacia fuera los bordes gingivales, mientras que la sólida barra oclusal de cera resiste la expansión durante las primeras etapas del fraguado. La forma del patrón, el tipo de cera y el grosor influyen en la distorsión que se produce, como se ha discutido. Por ejemplo, la distorsión aumenta a medida que disminuye el grosor del patrón. Como es previsible, cuanto menor sea la expansión de fraguado, menor será la distorsión. En general, no es un problema grave, salvo porque justifica algunas de las imprecisiones inexplicables de los colados pequeños. Sin embargo, no puede hacerse mucho para controlar este fenómeno.

Rugosidad, irregularidades y decoloración de la superficie

La superficie de un colado dental ha de ser una reproducción exacta de la superficie del patrón de cera a partir del cual está hecho. La rugosidad o irregularidades excesivas de la superficie externa del colado requieren de un acabado y pulido adicionales; las irregularidades en la superficie de la cavidad impiden el asentamiento correcto de un colado, por lo demás, preciso.

No debe confundirse la rugosidad superficial con las irregularidades superficiales. Se define la rugosidad superficial como imperfecciones de la superficie, relativamente pequeñas y espaciadas, cuya altura, anchura y dirección determinan la superficie predominante del patrón. Las irregularidades superficiales son imperfecciones aisladas, como por ejemplo nódulos, que no caracterizan la superficie total.

Incluso en condiciones óptimas, la rugosidad superficial del colado dental es, invariablemente, algo mayor que la del patrón de cera a partir del que se ha fabricado. La diferencia suele relacionarse con el tamaño de partícula del revestimiento y con su capacidad para reproducir los detalles microscópicos del patrón de cera. Con una técnica de manipulación adecuada, el aumento de la rugosidad normal del colado no debe ser un factor importante en la carencia de exactitud dimensional. Sin embargo, una técnica inapropiada puede llevar a un marcado aumento de la rugosidad superficial, así como a la formación de irregularidades superficiales.

Burbujas de aire

Las burbujas de aire que queden unidas al patrón durante o después del revestimiento pueden dar lugar a la aparición de pequeños nódulos en el colado. A veces pueden eliminarse si no están en zonas críticas. Sin embargo, la remoción de los nódulos que están en los márgenes o en las superficies internas, como muestra la figura 12-23, *A*, puede alterar el ajuste del colado. Como ya se mencionó, la mejor manera de evitar las burbujas de aire es utilizando la técnica de revestimiento al vacío.

Materiał chroniony prawem autorskim

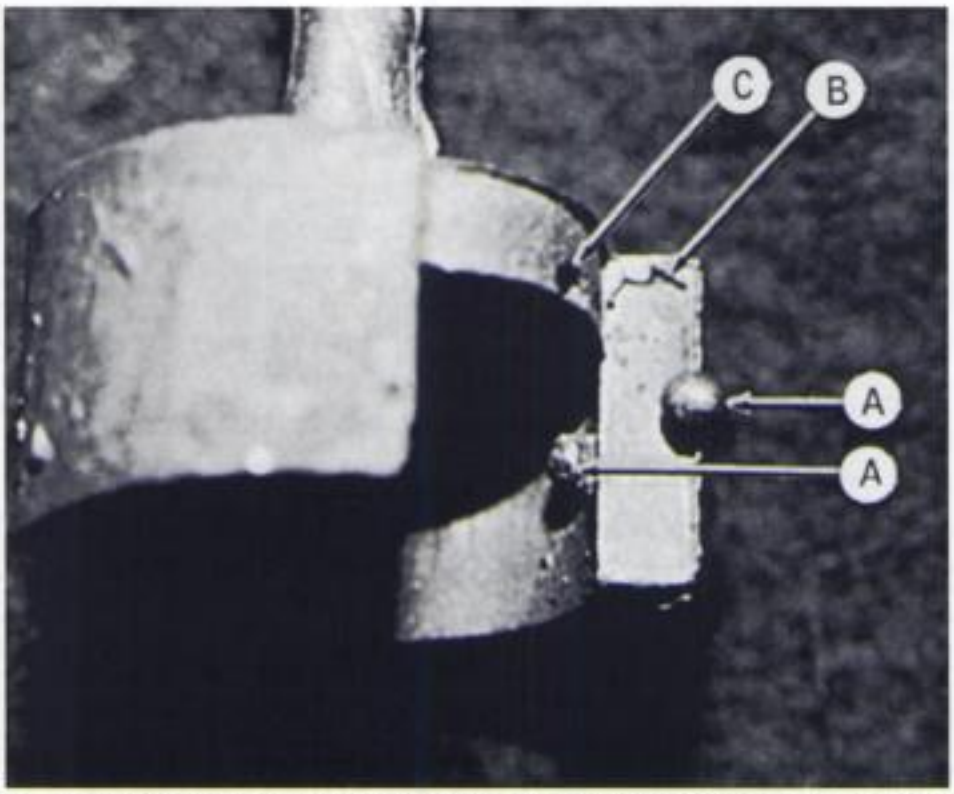


Fig. 12-23 Irregularidades superficiales de un colado experimental producidas por burbujas de aire **(A)**, película de agua **(B)** e inclusión de cuerpo extraño **(C).** (Por cortesía de D. Veira.)

Si se emplea un método manual, deben tomarse algunas precauciones para eliminar el aire de la mezcla del revestimiento antes de revestirlo. Como se señaló previamente, debe usarse rutinariamente un mezclador mecánico con vibración antes y después del mezclado. Puede ser de utilidad el uso de un agente humectante para evitar la inclusión de burbujas de aire en la superficie del patrón, pero no es un remedio seguro. Como ya indicamos, es importante aplicar una capa fina del humectante, porque cualquier exceso de líquido diluye el revestimiento, lo cual podría causar irregularidades en el colado.

Películas de agua

La cera repele el agua. Si, de alguna manera, el revestimiento se separa del patrón de cera, se formará una película de agua irregular en la superficie. En ocasiones, este tipo de irregularidad superficial se presenta en forma de arrugas o venas minúsculas, como muestra la figura 12-23, *B*. Esto sucede si se mueve, sacude o vibra ligeramente el patrón después de revestirlo, o si el pincelado no permite un íntimo contacto del revestimiento con el patrón. Un agente humectante ayuda a prevenir la aparición de estas irregularidades. Una proporción L/P demasiado alta puede dar lugar también a estas irregularidades superficiales.

Alta velocidad de calentamiento

Este factor, discutido en un apartado anterior, puede dar lugar a crestas o rebabas, parecidas a las que aparecen en la figura 12-17. También puede aparecer una rugosidad superficial característica debido al laminado o descascarillado del revestimiento cuando se echan agua o vapor en el molde. Además, tal sobrecarga de vapor o agua puede hacer entrar en el molde algunas de las sales empleadas como modificadores, y estas sales quedan depositadas en las paredes cuando el agua se evapora. Como ya se indicó, debe calentarse el molde gradualmente; deben transcurrir, al menos, 60 minutos durante el calenta-

Material chroniony prawem autorskim

miento del anillo que contiene el revestimiento desde que está a temperatura ambiente hasta que llega a 700 °C. Cuanto más volumen tenga el revestimiento, más lentamente se calentará.

Calentamiento insuficiente

Si el tiempo de calentamiento es demasiado corto o hay poco aire en el horno, se produce la eliminación incompleta de los restos de cera. Estos factores tienen una particular importancia en las técnicas de revestimiento con calentamiento ligero. Se pueden producir vacíos o porosidad en el colado por los gases formados cuando la aleación caliente entra en contacto con los residuos de carbono. A veces, el colado puede cubrirse con una tenaz capa de carbono que es prácticamente imposible de retirar con el decapado.

Proporción líquido/polvo

Deben medirse con exactitud las cantidades de agua y revestimiento. Cuanto mayor sea la proporción L/P, más rugoso será el colado. Sin embargo, si se emplea poca agua, el revestimiento será demasiado espeso, difícil de manipular y no se aplicará adecuadamente sobre el patrón. En los revestimientos realizados al vacío, no se eliminará bien el aire. En cualquiera de estos casos, se obtiene una superficie rugosa.

Calentamiento prolongado

Cuando se utiliza la técnica de colado a alta temperatura, un calentamiento prolongado del molde a la temperatura de colado tiende a provocar la desintegración del revestimiento con aglutinante de yeso y, como resultado, las paredes del molde se tornan rugosas. Además, los productos de la descomposición son compuestos de azufre que pueden contaminar la aleación hasta el punto de afectar a la superficie del colado. Esta contaminación es la causa de que a veces la superficie no responda al decapado. Cuando se utiliza la técnica de la expansión térmica, el molde debe calentarse hasta alcanzar la temperatura del colado -nunca superior- y vaciarse inmediatamente.

Temperatura de la aleación

Si una aleación se calienta hasta una temperatura demasiado elevada antes del colado, la superficie del colado puede volverse rugosa de la forma descrita en el apartado anterior. Según toda probabilidad, la aleación no se sobrecalentará con un soplete de gas-aire en la mayoría de los lugares. Si se emplea otro combustible, debe prestarse atención a que el color emitido por la aleación de oro fundido, por ejemplo, no sea más claro que un anaranjado pálido.

Presión del colado

Una presión demasiado elevada durante el colado puede producir una superficie rugosa sobre el mismo. Una presión de 0,10 a 0,14 MPa en una máquina de colado con presión atmosférica o tres o cuatro vueltas del resorte de la máquina centrífuga de colado promedio es suficiente para colados pequeños.

Composición del revestimiento

La composición del aglutinante de cuarzo influye en la textura superficial del colado. Además, un sílice grueso da lugar a rugosidad superficial. Si el revestimiento cumple la especificación n.° 2 de la ANSI/ADA, probablemente la composición no influye en la rugosidad superficial.

Material chroniony prawem autorskim

Cuerpos extraños

Cuando penetran sustancias extrañas en el molde, se produce rugosidad superficial. Por ejemplo, una peana o preforma del crisol rugosa, con el revestimiento adherido a ella, lo asperiza al retirarlo, por lo que cantidades muy pequeñas del revestimiento son llevadas al molde con la aleación fundida. También puede producirse cuando se retira la preforma del bebedero con poco cuidado.

Habitualmente, la contaminación no sólo origina rugosidad superficial, sino que también da lugar a áreas incompletas de espacios superficiales. La figura 12-23, *C* presenta un ejemplo. Cualquier colado que muestre defectos agudos, bien definidos, indica la presencia de partículas extrañas en el molde, tales como fragmentos del revestimiento y trocitos de carbono del fundente. Las concavidades brillantes son el resultado de la inclusión de fundente con el metal en el molde.

La contaminación por azufre produce decoloración superficial y rugosidad, bien por la descomposición del revestimiento a temperaturas elevadas o por un alto contenido en azufre de la llama del soplete. La interacción de la aleación fundida con el azufre da lugar a una capa negra o gris en la superficie de las aleaciones de oro, que resulta frágil y difícil de limpiar mediante el decapado.

Impacto de la aleación fundida

La dirección del bebedero debe evitar que la aleación de oro fundido golpee alguna parte débil de la superficie del molde. En ocasiones, la aleación fundida erosiona o abrasiona la superficie del molde al impactar contra ella, independientemente de su volumen. Desgraciadamente, el área desgastada es tan fina que no se detecta en la superficie del colado. Esta depresión del molde se reproduce en el colado como una zona elevada, a menudo demasiado pequeña para ser observada, pero sí lo suficientemente grande como para que el colado no asiente en su totalidad. Puede evitarse esta rugosidad o irregularidad mediante la fabricación adecuada de los bebederos, lo que impide el impacto directo del metal fundido en un ángulo de 90° sobre la superficie del revestimiento. Un impacto oblicuo tiende a ser menos perjudicial e impide la aparición de turbulencias.

Posición del patrón

Si se revisten varios patrones en el mismo anillo, no deben colocarse muy cerca unos de otros. Asimismo, no deben colocarse demasiados patrones en un mismo plano en el molde. La expansión de la cera es mucho mayor que la del revestimiento, lo que produce la rotura o agrietamiento del revestimiento si el espacio entre los patrones es de menos de 3 mm.

Inclusiones de carbono

El carbono, como el de un crisol, una llama mal ajustada, o un revestimiento que contenga carbono, puede ser absorbido por la aleación durante el colado. Estas partículas forman carburos o crean inclusiones visibles de carbono.

Otras causas

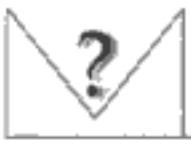
Cuando se ha terminado el colado, pueden no apreciarse ciertas decoloraciones y rugosidad superficial, pero pueden aparecer durante su uso. Por ejemplo, nunca deben colarse juntos y reutilizarse algunas aleaciones de oro, como las de soldaduras, fragmentos de alambre y mezclas de diferentes aleaciones para colados. El resultado es una mezcla

Material chroniony prawem autorskim

que no posee las propiedades físicas adecuadas y que forma una fase eutéctica con una baja resistencia a la corrosión.

A menudo se olvida una causa de decoloración que es la contaminación superficial de una restauración de aleación de oro con mercurio. El mercurio penetra rápidamente en la aleación y produce una marcada pérdida de ductilidad y una gran susceptibilidad a la corrosión. No es muy recomendable colocar una nueva amalgama al lado de una restauración fabricada con una aleación muy noble. Además, estos metales tan diferentes forman una pila galvánica que puede llevar a la descomposición del ánodo (amalgama) con respecto al cátodo (aleación noble).

PREGUNTA CLAVE



¿Cómo puede minimizarse el riesgo de porosidad y colados incompletos?

Porosidad

La porosidad puede aparecer en las zonas internas y en la superficie externa del colado. Esto último influye en la rugosidad superficial, pero también es la manifestación general de una porosidad interna. La porosidad interna no sólo debilita el colado, sino que también se extiende a la superficie, y puede ser la causa de un cambio de color. Si es severa, puede favorecer el depósito de placa en la interfase diente-restauración y dar lugar a caries secundarias. A pesar de que no puede evitarse por completo la porosidad de un colado, puede minimizarse empleando técnicas correctas.

Las porosidades de los colados con aleaciones de metales nobles se clasifican de la siguiente manera:

I. Defectos en la solidificación.
   A. Porosidad de contracción localizada.
   B. Microporosidad.
II. Gases atrapados.
   A. Porosidad del tamaño de una punta de alfiler.
   B. Inclusiones de gas.
   C. Porosidad subsuperficial.
III. Aire residual.

La *contracción localizada* suele deberse a un acabado prematuro del flujo de metal fundido durante la solidificación. La contracción lineal de las aleaciones de metales nobles cuando cambian de sólido a líquido es de, al menos, el 1,25%. Por tanto, debe realizarse una alimentación continua de metal fundido a través del bebedero para compensar la contracción del metal durante su solidificación. Si el bebedero se enfría transversalmente antes de haber aportado la suficiente cantidad de metal para el colado, se producirá un vacío por contracción en la última parte del colado que está solidificando. La figura 12-24, *A* y *B* muestra cuatro tipos de porosidad: (a) porosidad de contracción localizada, (b) microporosidad, (c) porosidad por punteado y (d) porosidad bajo la superficie. La figura 12-24, *C* muestra también una porosidad de contracción localizada. La porosidad de la zona del póntico se debe a la capacidad de éste de retener calor debido a su volumen y a que está situado en el centro de calor del anillo. Este problema se resuelve simplemente uniendo uno o más bebederos más pequeños (p. ej., de tamaño 18) a la superficie más distante del bebedero principal y extendiendo el/los bebederos/s lateralmente a 5 mm del borde del anillo. Estos pequeños bebederos que refrigeran el fraguado aseguran que la solidificación empiece dentro de los bebederos y actúan como alfileres refrigerantes que alejan el calor del póntico.

La contracción localizada suele ocurrir cerca de la unión bebedero-colado, pero puede producirse en cualquier lugar entre las dendritas, como ilustra la figura 12-25, *C*, en

Materiał chroniony prawem autorskim

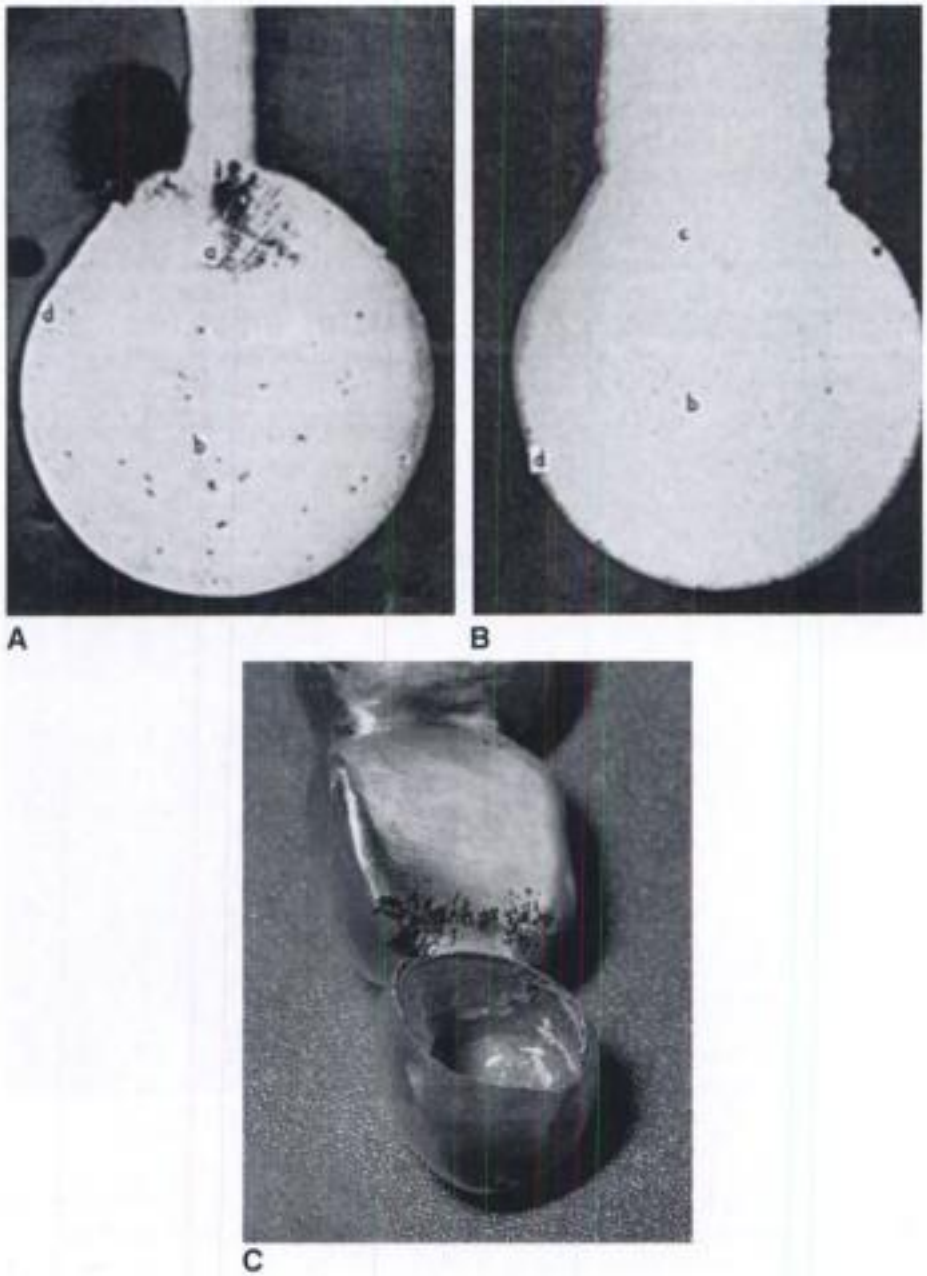


Fig. 12-24 A y B, Colado esférico de una aleación de oro que muestra una microporosidad de contracción localizada (a), microporosidad (b), porosidad del tamaño de la punta de un alfiler (c) y porosidad bajo la superficie (d). C, Porosidad de contracción localizada en un puente de tres unidades provocada por un retraso en la solidificación y ausencia de un bebedero refrigerante. (A y B en Ryge G, Kozok SF y Fairhurst CW: Porosities in dental gold casting. *J Am Dent Assoc* 54:746, 1957.)

la que la última parte del colado en solidificar era el metal poco fundido que queda al irse formando las ramas de dendritas.

Estos espacios se presentan también externamente, por lo general dentro de una corona cerca de la zona del bebedero, si se ha creado un punto de calor al chocar el metal caliente que viene del bebedero e impacta contra un punto de la pared del molde. Este punto caliente hace que esa zona sea la última en enfriarse y resulta en lo que recibe el nombre de *porosidad por rechupado*, como muestra la figura 12-26 *(izquierda)*. Esta porosidad se produce con frecuencia en las líneas ángulo axio-oclusal o axio-incisal que no están bien redondeadas. El metal, al entrar, colisiona en este punto de la superficie del molde y eleva la temperatura de manera localizada en esta zona, conocida como *punto caliente*. Un punto caliente conserva el metal fundido cuando otras áreas del co-

Material chroniony prawem autorskim

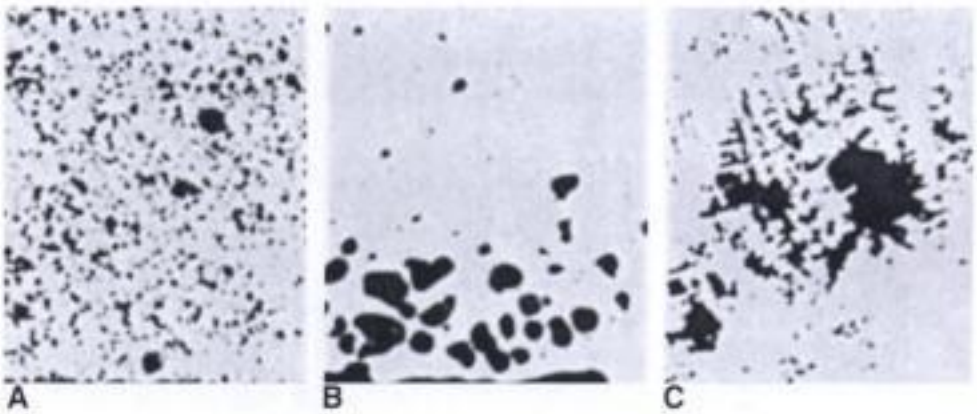


Fig. 12-25 **A,** Microporosidad, porosidad del tamaño de la punta de un alfiler e inclusiones de gas. Los vacíos de la microporosidad tienen una forma irregular, mientras que los otros dos tipos tienden a ser esféricos; los espacios esféricos más grandes son inclusiones de gas. **B,** Porosidad bajo la superficie. **C,** Porosidad de contracción localizada. (Por cortesía de G. Ryge.)

Fig. 12-26 Ejemplo de porosidad por rechupado. **Izquierda,** La cofia se coló a 1.370 °C (2.500 °F). **Derecha,** Esta cofia fue colada a 1.340 °C (2.450 °F). (Por cortesía de J. Nielsen.)

lado han solidificado. Esto crea, a su vez, un vacío de contracción, o porosidad por retropresión. Se elimina esta porosidad aplicando el soplete a la unión del bebedero y reduciendo la temperatura diferencial molde-fundido, esto es, bajando la temperatura del colado unos 30 °C.

La *microporosidad* se produce también debido a la contracción durante la solidificación, pero suele presentarse en colados de aleaciones de grano fino cuando la solidificación es demasiado rápida para que los microespacios se separen del líquido. Esta solidificación prematura origina la porosidad de la figura 12-24, *C* y partes de la figura 12-26 en forma de pequeños vacíos irregulares. Desafortunadamente, este defecto no se detecta a no ser que se seccione el colado. En cualquier caso, no se trata de un defecto importante. La tabla 12-3 resume el efecto de distintos factores implicados en la formación de la microporosidad y otros tipos de porosidad.

La *porosidad por punteado* y la *inclusión de gas* están relacionadas con el atrapamiento de gas durante la solidificación. Ambas se caracterizan por un contorno esférico, pero tienen tamaños muy diferentes. Las porosidades por inclusión de gas son mucho mayores que las porosidades del tamaño de una punta de alfiler, como se indica en la figura 12-25, *A*. Muchos metales liberan o atrapan gases mientras son fundidos. Por ejemplo, el cobre y la plata liberan grandes cantidades de oxígeno en estado líquido. El platino y el paladio fundidos tienen una fuerte afinidad por el hidrógeno, así como por el oxígeno. Al solidificar, se expulsan los gases absorbidos y se produce la porosidad del tamaño de una punta de alfiler. De la misma manera podrían formarse los espacios más

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 12-3 **Efecto de los factores técnicos en la porosidad resultante de la solidificación del metal**

Tipo de porosidad	Aumento del grosor del bebedero	Aumento de la longitud del bebedero	Aumento de la temperatura de fusión	Aumento de la temperatura del molde
Contracción localizada	Reducida	Incrementada	Reducida	Reducida
Porosidad bajo la superficie	Incrementada	Reducida	Incrementada	Incrementada
Microporosidad	Sin efecto	Sin efecto	Reducida	Reducida

Con la autorización de Ryge G, Kozak SF y Fairhurst CW: *J Am Dent Assoc* 54:746, 1957.

grandes (v. fig. 12-25, *A*), pero es más lógico suponer que estos espacios se producen por el gas que queda atrapado mecánicamente por el metal fundido en el molde o por el gas incorporado durante el proceso de colado. Todos los colados presentan una cierta porosidad, como muestran las microfotografías de la figura 12-27. Pero la porosidad debe ser mínima, porque influye negativamente en las propiedades físicas de los colados.

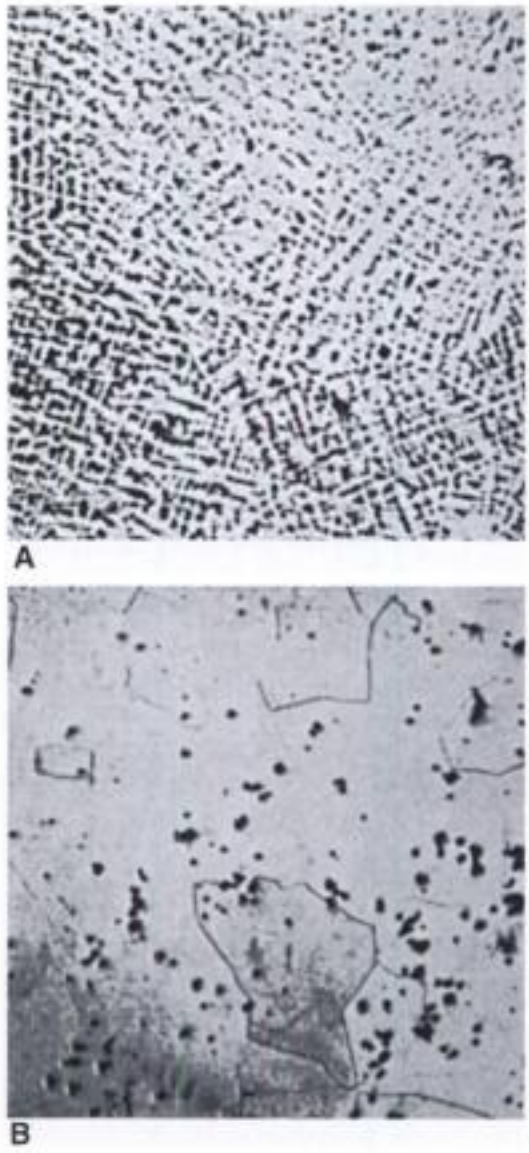


Fig. 12-27 **A,** Estructura granular de una aleación de metal noble tipo III casi colada. **B,** La misma aleación tras homogeneizarla con un tratamiento de calor a 725 °C (1.337 °F) durante 70 min. Puede apreciarse la porosidad del tamaño de la punta de un alfiler. (Por cortesía de B. Hedegard.)

Material chroniony prawem autorskim

Los metales de algunas aleaciones -plata, por ejemplo- disuelven el oxígeno cuando están fundidos. Durante la solidificación, se expulsa el aire y forma burbujas y poros en el metal. Como se indicó previamente, este tipo de porosidad se atribuye al exceso del metal. Los colados que están muy contaminados con gases presentan, por lo general, un color negro cuando se separan del revestimiento y no se limpian con facilidad mediante el decapado (fig. 12-28). La porosidad que se extiende a la superficie lo hace en forma de agujeros del tamaño de una punta de alfiler (v. fig. 12-25, *A*). Cuando se pule la superficie, aparecen otros poros.

Las porosidades esféricas más grandes pueden aparecer por la inclusión de gas procedente de la llama de un soplete mal ajustado, o por el uso de las zonas mixta u oxidante de la llama, en lugar de la zona reductora (v. fig. 12-25, *A*). Este tipo de porosidad se puede minimizar fundiendo previamente la aleación de oro en un crisol o bloque de grafito, si ya había sido utilizada, y ajustando y colocando correctamente la llama del soplete durante el fundido.

De vez en cuando se produce la *porosidad bajo la superficie*, como muestran las figuras 12-24, *B* y 12-25, *B*. En otras ocasiones, es particularmente evidente. Todavía no están totalmente establecidas las razones de estos espacios. Pueden ser causados por la formación simultánea de gránulos sólidos y burbujas de gas en el momento inicial de enfriamiento de la aleación en las paredes del molde. Como ya se ha explicado, este tipo de porosidad disminuye controlando la velocidad a la que el metal fundido entra en el molde.

La *porosidad por aire atrapado* en la superficie interna del colado, a veces denominada *porosidad por rechupado*, puede originar grandes depresiones cóncavas como las observadas en la figura 12-29. Se producen por la incapacidad del aire del molde de escapar por poros del revestimiento o por el gradiente de presión que desplaza la bolsa de aire hacia el extremo del revestimiento a través del bebedero y el botón fundidos. El aire atrapado suele encontrarse en una «bolsa» de la superficie cavitaria de una corona o en un colado mesio-ocluso-distal (v. fig. 12-29). Algunas veces aparece incluso en la superficie externa del colado cuando la temperatura del colado o del molde es tan baja que empieza la solidificación antes de que el aire atrapado pueda escapar. El atrapamiento de aire aumenta si se emplean los revestimientos densos modernos, si aumenta la densidad del molde por el revestimiento al vacío, y por la tendencia del molde a atascarse con carbono residual cuando se utiliza la técnica de calentamiento ligero. Cada uno de estos factores tiende a enlentecer la eliminación de los gases del molde durante el colado.

Las siguientes acciones ayudan a eliminar la porosidad por aire atrapado: un calentamiento adecuado, una temperatura apropiada del molde y el colado, una presión de colado suficientemente alta y una proporción L/P correcta. Conviene comprobar que la distancia entre la punta del patrón y la parte terminal del anillo no sea superior a 6 mm.

Fig. 12-28 Colado de una aleación de metal noble recubierto de negro debido a la contaminación con azufre o a la oxidación durante la fusión de la aleación.

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 12-29 Irregularidad superficial en la cavidad de un colado, causada por una porosidad por rechupado.

Colado incompleto

Puede suceder que el colado sea parcial o que no se realice. La causa más obvia es que el metal fundido no ha rellenado completamente el molde. Existen al menos dos razones que pueden inhibir la entrada de la aleación líquida: la ventilación insuficiente del molde y la alta viscosidad del metal fundido.

La primera de ellas -la ventilación insuficiente del molde- está directamente relacionada con la presión negativa ejercida por el aire del molde. Si el aire no sale rápidamente, el metal fundido no rellena el molde antes de solidificar. En ese caso, debe cuestionarse la magnitud de la presión de colado. Además, la presión debe aplicarse durante, al menos, cuatro segundos. Se rellena el molde y la aleación solidifica en un segundo o menos; pero es bastante blanda en las etapas iniciales. Por tanto, debe mantenerse la presión durante unos cuantos segundos más. La figura 12-30 muestra un ejemplo de colado incompleto debido a una presión de colado insuficiente. Estos fallos suelen dar lugar a márgenes redondeados e incompletos.

La segunda causa habitual de un colado incompleto estriba en no eliminar totalmente los restos de cera del molde. Si permanecen demasiados productos de combustión en el molde, los poros del revestimiento se obturan, con lo que no se elimina todo el aire. Si hay humedad o partículas de cera, el contacto de la aleación fundida con estas sustancias extrañas produce una explosión que da lugar, a su vez, a una presión negativa suficiente para impedir que el molde se llene. La figura 12-31 ilustra el ejemplo del fracaso de un colado por la eliminación incompleta de la cera; la figura 12-32 lo muestra de forma esquemática. Es parecida al colado incompleto de la figura 12-30, pero los márgenes redondeados de la figura 12-31 son brillantes y no opacos. Este aspecto brillante

Fig. 12-30 Los márgenes redondeados e incompletos evidencian una presión de colado insuficiente.

Material chroniony prawem autorskim

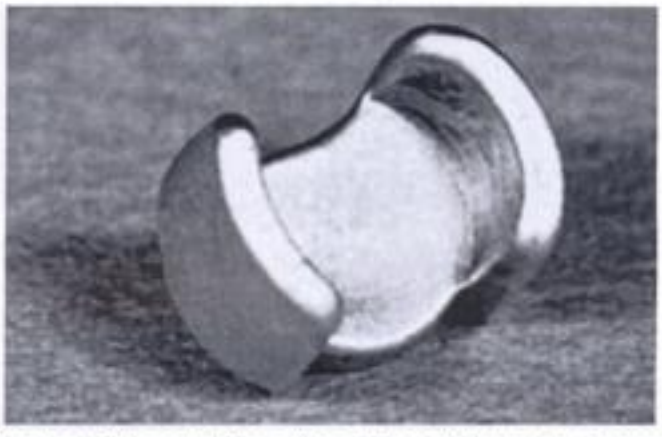


Fig. 12-31 Un colado incompleto se produce al no eliminar toda la cera, y se caracteriza por márgenes redondeados y un aspecto brillante.

del metal se debe a la atmósfera altamente reductora creada por el monóxido de carbono dejado por la cera residual.

Ya hemos hablado de la posible influencia de la proporción L/P del revestimiento. Si la proporción L/P es baja, el revestimiento es menos poroso. Un incremento de la presión de colado resuelve este problema.

Las diferentes composiciones de la aleación muestran viscosidades variables cuando está fundida, dependiendo de la composición y la temperatura. Sin embargo, tanto la tensión superficial como la viscosidad de una aleación fundida disminuyen si aumenta la temperatura. Un colado incompleto, resultado de una viscosidad excesivamente elevada, puede atribuirse a un calentamiento insuficiente. Debe aumentarse la temperatura de la aleación por encima de su temperatura en estado líquido para, así, reducir su viscosidad y tensión superficial y que no solidifique prematuramente al entrar en el molde. Esta solidificación demasiado temprana explica la gran suscep-

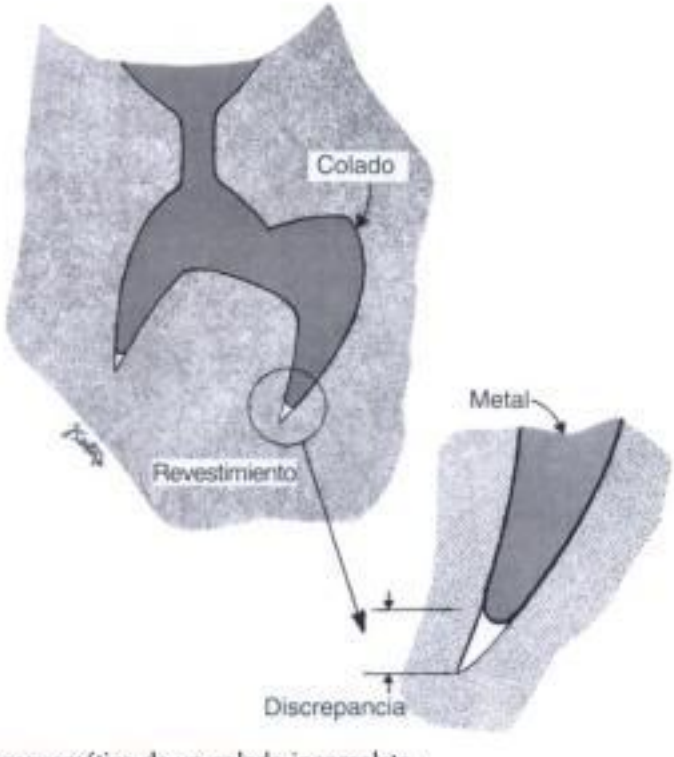


Fig. 12-32 Lámina esquemática de un colado incompleto.

Material chroniony prawem autorskim

tibilidad de las aleaciones de oro blanco a la porosidad, debido a que la temperatura de sus estados líquidos es mayor. Por eso, es más difícil fundirlas con la llama de un soplete de gas-aire.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Christensen GJ: Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent 16:297-305, 1966.

En este estudio de laboratorio, diez odontólogos consideraron como aceptables las incrustaciones de oro cementadas que presentaban un espacio en el margen oclusal de 21 µm (entre 2 y 51 µm), una apertura marginal proximal de 26 µm (entre 9 y 34 µm) y un espacio en el margen gingival de 74 µm (entre 34 y 119 µm). El examen con el explorador de las zonas accesibles visualmente mostraba resultados superiores a los obtenidos con el explorador o el examen radiográfico de zonas inaccesibles a la vista.

Cooney JP, and Caputo AA: Type III gold alloy complete crowns cast in a phosphate-bonded investment. J Prosthet Dent 46:414-419, 1981.

El ajuste marginal era mejor en los colados fabricados con revestimientos con aglutinante de fosfato. La rugosidad superficial era menor cuando se colaban en revestimientos con aglutinante de yeso.

Dootz ER, and Asgar K: Solidification patterns of single crowns and three-unit bridge castings. Quint Dent Technol 10:299-305, 1986.

Las velocidades y patrones de solidificación eran diferentes para la aleación de oro tipo III y para una aleación de paladio-plata. La aleación de oro solidifica siguiendo un patrón aleatorio, mientras que la aleación ceramometálica de paladio-plata solidifica de una manera unidireccional.

Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, et al: Techniques to improve the seating of castings. J Am Dent Assoc 96:432-437, 1978.

El espaciado del troquel era el método más adecuado para compensar las variables del colado y asegurar una adaptación marginal mejor, aumentando también la retención un 25%.

Earnshaw R: The effect of casting ring liners on the potential expansion of a gypsum-bonded investment. J Dent Res 67:1366-1370, 1988.

La expansión total, la expansión de fraguado y la expansión térmica del revestimiento fraguado contra una superficie lisa y seca era del 1,7%; contra un recubrimiento cerámico seco, del 1,6 al 1,7% y contra celulosa húmeda o asbesto húmedo del 2,2 al 2,3%. El recubrimiento cerámico puede emplearse mojado si es tratado con un surfactante en lugar de con agua.

Finger W: Effect of the setting expansion of dental stone upon the die precision. Scand J Dent Res 88:159-160, 1980.

La adición de sulfato potásico y bórax al yeso tipo IV reducía la expansión de fraguado sin influir en las propiedades físicas.

Finger W, and Ohsawa M: Accuracy of cast restorations produced by a refractory die-investing technique. J Prosthet Dent 52:800-803, 1984.

El procedimiento del revestimiento refractario del troquel da lugar a restauraciones de aleación de oro coladas con una buena exactitud, debido a que minimiza la distorsión del patrón de cera.

Jorgensen KD, and Okamoto A: Restraining factors affecting setting expansion of phosphate-bonded investments. Scand J Dent Res 94:178-81, 1986.

Los autores sugieren que la expansión de fraguado es un método muy poco fiable para compensar parcialmente la contracción térmica de las aleaciones coladas.

Junner RE, and Stevens L: Anisotropic setting expansion of phosphate-bonded investment. Aust Dent J 31:434-439, 1986.

La expansión de fraguado vertical era significativamente mayor que la expansión horizontal en un anillo rígido con recubrimientos. Un anillo flexible ofrecía menos restricciones a la expansión horizontal, disminuyendo la distorsión del molde.

Kaplan J, and Newman SM: Accuracy of the divestment casting technique. Oper Dent 8:82-87, 1983.

Los colados fabricados utilizando un procedimiento de desrevestido ajustaban con más exactitud que los colados fabricados usando una técnica de revestimiento convencional con troquel de escayola piedra y revestimiento refractario con aglutinante de yeso.

Lautenschlager EP, Harcourt JK, and Ploszaj LC: Setting reaction of gypsum materials investigated by x-ray diffraction. J Dent Res 48:43-48, 1969.

Uno de los primeros estudios sobre la conversión del sulfato de calcio hemihidratado al sulfato de calcio dihidratado.

Mackert JR Jr: An expert system for analysis of casting failures. Int J Prosthodont 1:268-280, 1988.

Se propone un sistema avanzado para el diagnóstico de los problemas más comunes de los colados con el sistema de la cera perdida, basándose en una sesión de consulta interactiva con un ordenador personal, en la que el usuario responde a preguntas acerca de colados defectuosos. El ordenador responde con conclusiones acerca de la causa más probable de cada problema.

Mahler DB, and Ady AB: An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. J Dent Res 39:578, 1960.

Publicación clásica sobre la teoría de la expansión de fraguado higroscópica. Excelente referencia para todos los interesados en la mecánica de este fenómeno.

Martin KH: An investigation of the effect of the water/powder ratio on the accuracy of the fit of gold alloy castings. Aust Dent J 1:202, 1956.

El uso de la proporción agua/polvo correcta con un revestimiento de yeso es esencial para obtener un buen ajuste de los colados, especialmente cuando se utiliza la técnica del calentamiento ligero.

Matsuya S, and Yamane M: Decomposition of gypsum-bonded investments. J Dent Res 60:1418-1423, 1981.

A 900 °C se produce la descomposición de los revestimientos con aglutinante de yeso, lo que da lugar a la formación de $CaSiO_3$ y Ca_2SiO_4.

Mueller HJ, Reyes W, and McGill S: Surfactant-containing phosphate investment. Dent Mater 2:42-44, 1986.

La adición de surfactantes en un revestimiento para colados con aglutinante de fosfato aumenta la expansión de fraguado higroscópica. El surfactante hace también que el revestimiento no fraguado sea más viscoso y reduce la resistencia a la compresión.

Naylor WP, Moore BK, and Phillips RW: A topographical assessment of casting ring liners using scanning electron microscopy (SEM). Quint Dent Technol 11:413-420, 1987.

Existen tres tipos de recubrimientos del anillo sin asbesto: cerámica, celulosa y una combinación cerámica-celulosa. Un recubrimiento que contenga un componente silicatoaluminoso tiene el potencial de producir partículas de cerámica de tamaño respirable.

Material chroniony prawem autorskim

Neiman R, and Sarma AC: Setting and thermal reactions of phosphate investments. J Dent Res:1478-1485, 1980.

Explicación de la reacción química implicada en el fraguado de los revestimientos con aglutinante de fosfato.

Nielsen JP: Pressure distribution in centrifugal dental casting. J Dent Res 57:261-269, 1978.

Este artículo expone los factores que contribuyen al gradiente de presión que se desarrolla en toda la longitud de un colado cuando éste se realiza en una máquina centrífuga de colado.

Nielsen JP, and Ollerman R: Suck-back porosity. Quint Dent Technol 1:61-65, 1976.

Utilizando una aleación de oro-paladio-plata con diferentes longitudes, diámetros y ángulos de unión de bebederos, una temperatura de colado más baja y ensanchando el bebedero se reducía la porosidad por rechupado. Los autores postulaban que se crea un «punto caliente» en el molde que provoca este tipo de porosidad.

Nomura GT, Reisbick MH, and Preston JD: An investigation of epoxy resin dies. J Prosthet Dent 44:45-50, 1980.

Al comparar tres materiales epóxicos de troqueles con un yeso piedra tipo IV, los troqueles epóxicos para coronas de recubrimiento total eran más pequeños, los troqueles de resina para restauraciones extracoronarias MOD eran exactos y la reproducción de los detalles era comparable con la obtenida con el yeso piedra tipo IV. Sin embargo, sólo un material epóxico tenía una dureza aproximada a la del yeso piedra.

Santos JF, and Ballester RY: Delayed hygroscopic expansion of phosphate-bonded investments. Dent Mater 3:165-7, 1987.

La expansión higroscópica retardada se produce cuando el revestimiento es sumergido en agua después de haber fraguado. Un aumento del tiempo de inmersión y un incremento en la concentración del líquido especial aumentaban la expansión de fraguado higroscópica.

Stevens L: The effect of early heating on the expansion of a phosphate-bonded investment. Aust Dent J 28:366-369, 1983.

La expansión térmica de un revestimiento con aglutinante de fosfato disminuía cuando el calentamiento se demoraba entre una y seis horas después de la mezcla. La expansión de fraguado aumentaba conforme el líquido especial reemplazaba el agua para la mezcla.

Taggart WH: A new and accurate method of making gold inlays. Dent Cosmos 49:1117, 1907.

Taggart desarrolló el proceso dental de la «cera perdida», permitiendo la posibilidad de colar restauraciones precisas en el molde de un revestimiento.

Vaidyanathan TK, Schulman A, Nielsen JP, and Shalita S: Correlation between macroscopic porosity location and liquid metal pressure in centrifugal casting technique. J Dent Res 60:59-66, 1981.

El análisis radiográfico de colados cilíndricos uniformes revelaba que la porosidad depende del lugar en el que el bebedero se une al colado. La localización de la porosidad macroscópica, como porciones del colado cerca de la superficie libre del botón, depende del gradiente de presión y, por tanto, de los diferentes grados de transmisión del calor en partes diferentes del colado.

Verrett RG, and Duke ES: The effect of sprue attachment design on castability and porosity. J Prosthet Dent 61:418-24, 1989.

Las uniones de bebederos en campana y colocadas en línea recta optimizan el colado y minimizan la porosidad.

Material chroniony prawem autorskim

13

Materiales para acabado y pulido

Kenneth J. Anusavice y Sibel A. Antonson

ESQUEMA

Beneficio del acabado y pulido de los materiales para restauración

Principios del corte, desbastado, acabado y pulido

Abrasión y erosión

Diseño de instrumentos abrasivos

Tipos de abrasivos

Procedimientos de acabado y pulido

Dentífricos

PALABRAS CLAVE

Abrasivo: Sustancia dura empleada para afilar, acabar o pulir una superficie menos dura.

Acabado: Proceso de remoción de los defectos, arañazos o rasguños superficiales creados durante el contorneado, utilizando instrumentos de corte, afilado o ambos.

Brillo: Lustre o satinado producido sobre una superficie acabada.

Cerámica glaseada: Polvo de cerámica especialmente formulado que cuando se mezcla con un líquido, se aplica sobre una superficie de cerámica y se calienta a una temperatura adecuada durante el tiempo suficiente, da lugar a una capa vítrea lisa sobre una superficie dental (v. **glaseado natural**).

Contorneado: Proceso de creación de la configuración anatómica deseada cortando o desbastando material sobrante.

Corte: Proceso de remoción de material de un sustrato utilizando una fresa afilada o un abrasivo inducido en la matriz aglutinante de una fresa o disco.

Desbastado: Proceso de remoción de material de un sustrato mediante la abrasión con partículas de grano relativamente grueso.

Esmerilado: Proceso para la obtención de una superficie lustrosa mediante la acción erosiva de agentes abrasivos finos unidos a un medio aglutinante no abrasivo.

Glaseado natural: Capa vitrificada que se forma sobre la superficie de una cerámica dental que contiene una fase vítrea cuando la cerámica se calienta a la temperatura de glaseado durante un tiempo específico.

Pulido: Proceso mediante el cual se le proporciona lustre o brillo a una superficie de un material.

Reducción de salientes: Proceso de remoción de material sobrante cortándolo o afilándolo con un instrumento rotatorio para obtener la forma anatómica deseada.

Restauración acabada y pulida: Prótesis o restauración directa cuya superficie exterior ha sido pulida progresivamente hasta llegar al estado deseado de acabado superficial.

Sobreesmalte: Fina cubierta superficial vitrificada formada por una capa delgada de polvo vítreo que madura a una temperatura más baja que la asociada con la del sustrato de cerámica.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la ventaja de pulir la superficie de los materiales para restauración?

BENEFICIO DEL ACABADO Y PULIDO DE LOS MATERIALES PARA RESTAURACIÓN

Las **restauraciones acabadas y pulidas** proporcionan tres beneficios al cuidado dental: salud oral, función y estética. Una restauración bien contorneada y pulida facilita y promueve la salud oral porque dificulta el depósito de restos alimenticios y bacterias patógenas. Esto se consigue mediante la reducción de toda el área superficial y la disminución de la rugosidad en la superficie de la restauración. Las superficies más lisas tienen menos zonas de retención y son más fáciles de mantener en un estado higiénico cuando se practican las medidas preventivas de higiene oral en casa. Esto se debe a que la seda dental y las cerdas del cepillo tienen un acceso más completo a todas las superficies y zonas marginales. Se reduce significativamente la capacidad de tinción y corrosión de algunos materiales dentales si toda la restauración está muy pulida. La función oral mejora con una restauración bien pulida debido a que los alimentos se deslizan libremente sobre las superficies oclusal y de las troneras durante la masticación. Además, y más importante, las superficies tersas de las restauraciones minimizan el grado de desgaste sobre los dientes antagonistas y adyacentes. Esto es particularmente cierto en materiales restauradores como la cerámica, cuyas facetas son más duras que las de esmalte y dentina.

Las superficies de materiales rugosos llevan a la formación de altas presiones de contacto que pueden provocar la pérdida de los contactos funcionales y estabilizadores entre los dientes. Las superficies rugosas de las cerámicas actúan también como puntos donde se concentra la presión. El **acabado** y **pulido** de estas superficies mejora la resistencia de la restauración, en especial en las zonas que están sometidas a tensión. Finalmente, las exigencias estéticas pueden hacer que el odontólogo trate las superficies de las restauraciones que están muy a la vista de una manera diferente que las que son menos accesibles. Aunque se prefiera un **brillo** como el de un espejo por las razones mencionadas anteriormente, este tipo de superficie podría no ser estéticamente compatible con los dientes adyacentes en las zonas muy visibles, tales como las superficies vestibulares de los dientes anterosuperiores. Afortunadamente, estas superficies no están sometidas a contactos muy fuertes y son fácilmente accesibles a la limpieza. Pueden añadirse a estas zonas las sutiles características y texturas anatómicas sin repercutir en la salud o función orales.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo consigue el clínico una superficie completamente lisa o pulida cuando esta superficie presenta inicialmente intensos arañazos y canales?

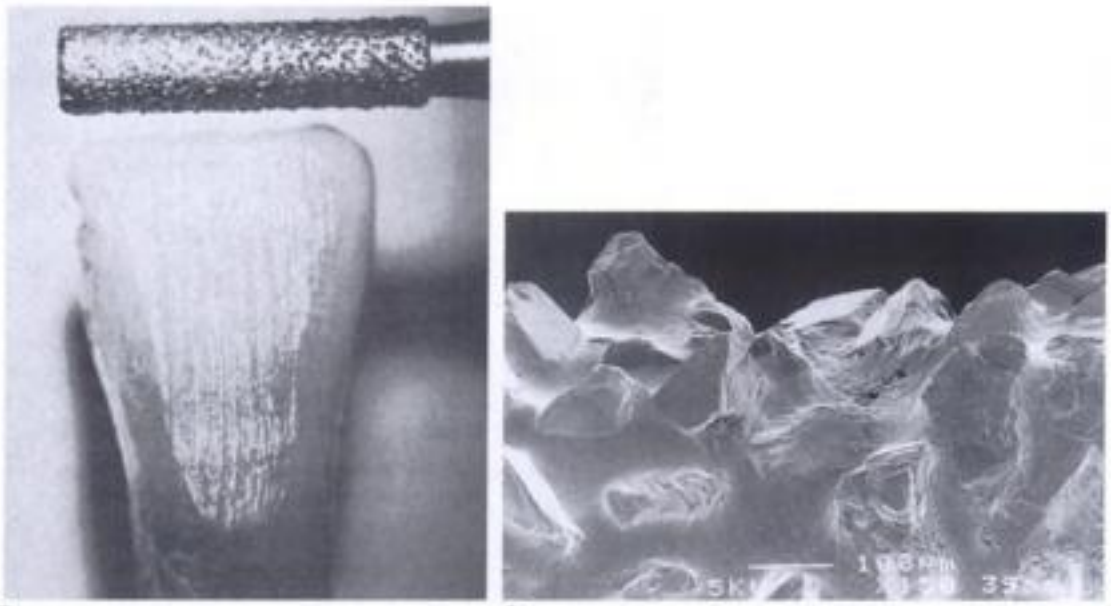
PRINCIPIOS DEL CORTE, DESBASTADO, ACABADO Y PULIDO

A pesar de que existen diferencias claras entre los procesos de corte, afilado, acabado y pulido, en ocasiones se solapan, dependiendo de la dureza, forma y tamaño de la partícula **abrasiva** utilizada y de la velocidad de la pieza de mano. Velocidades más altas dan lugar a una remoción más rápida de material de la superficie. Presiones más elevadas incrementan también la velocidad de material eliminado. Los sistemas de **desbastado,** acabado y pulido varían considerablemente. Están formados por: discos de papel o plástico recubiertos con un abrasivo, mandriles con la punta de goma impregnada en abrasivo, fresas de diamante y pastas abrasivas. La concentración, el tamaño y el tipo de par-

Material chroniony prawem autorskim

tículas abrasivas influyen en la velocidad de remoción de material (eficacia del **corte**) y en la rugosidad relativa de las superficies abrasionadas o cortadas.

Los objetivos de los procedimientos de acabado y pulido son obtener la anatomía deseada, una oclusión correcta y reducir la rugosidad, canales y arañazos que produjeron los instrumentos de contorneado y acabado. Los instrumentos con que contamos para acabar y pulir las restauraciones incluyen: fresas de carburo de tungsteno con hojas, fresas de diamante, piedras, discos y tiras recubiertos de abrasivos, pastas de pulido, así como copas, puntas y ruedas poliméricas duras y blandas impregnadas con tipos y tamaños específicos de partículas abrasivas. La superfic



B **C**

Fig. 13-1, *(Cont.)* **B,** Diente afilado con una fresa de diamante. Obsérvense los múltiples arañazos formados por la disposición aleatoria de las partículas abrasivas en la fresa de diamante. **C,** Microfotografía de las partículas diamantinas de una fresa de diamante de grano grueso. (x150.)

to la acción de las hojas de una fresa de carburo de tungsteno dispuestas regularmente. La figura 13-1, *B* ilustra el patrón producido por una fresa de diamante. Cuando se emplean fresas de acabado de 30 hojas sobre una superficie, sólo se distingue el patrón regular de las hojas de corte si se magnifica dicha superficie para su inspección. Una rueda de separación es un ejemplo de instrumento que puede utilizarse de manera similar a una cuchilla. Esta rueda no tiene hojas individuales, sino que su diseño en forma de cuchilla fina está destinada a usarse de forma rotatoria para dividir por completo bebederos de metal y troqueles de yeso piedra.

La *acción de desbastado* elimina partículas pequeñas de un sustrato a través de la acción de instrumentos aglutinados con abrasivos o recubiertos de ellos. Los instrumentos de afilado contienen numerosas partículas abrasivas dispuestas aleatoriamente. Cada partícula contiene varias puntas afiladas que recorren la superficie del sustrato y remueven partículas del material. Por ejemplo, un instrumento rotatorio recubierto de diamante puede contener muchas partículas afiladas de diamante que pasan sobre el diente durante cada revolución del instrumento. Al estar dispuestas de forma aleatoria, las partículas producen innumerables arañazos unidireccionales en la superficie del material, como ilustra la figura 13-1, *B*. Esta figura muestra la superficie de un diente desbastado con una fresa de diamante. Por su modo de acción, el corte y el afilado se consideran predominantemente *unidireccionales*. Esto significa que una superficie cortada o afilada muestra cortes y arañazos orientados en una dirección predominante.

Tipos diferentes de fresas tienen efectos exclusivos sobre las superficies. La fresa de carburo de tungsteno de 16 hojas da lugar a un acabado más liso que la de 8 hojas, pero esta última elimina material más rápidamente. De manera similar, la fresa de diamante de grano más grueso remueve material con más rapidez, pero deja una superficie más rugosa. (Véase fig. 13-2 de imágenes del MEB de fresas de carburo de tungsteno y de diamante.)

Los *procedimientos de pulido*, los más refinados dentro de los procesos de acabado, eliminan las partículas superficiales más finas. Cada tipo de abrasivo de pulido actúa en una zona extremadamente delgada de la superficie del sustrato. El pulido se realiza empezando por el abrasivo más fino, que hace desaparecer los arañazos del anterior proceso de afilado o desbastado, y se completa cuando se consigue el nivel deseado de tersura superficial. Cada paso se lleva a cabo con el uso de instrumentos de pulido progresivamente más finos hasta que no se observa ningún avance en el acabado superficial. La etapa fi-

Material chroniony prawem autorskim

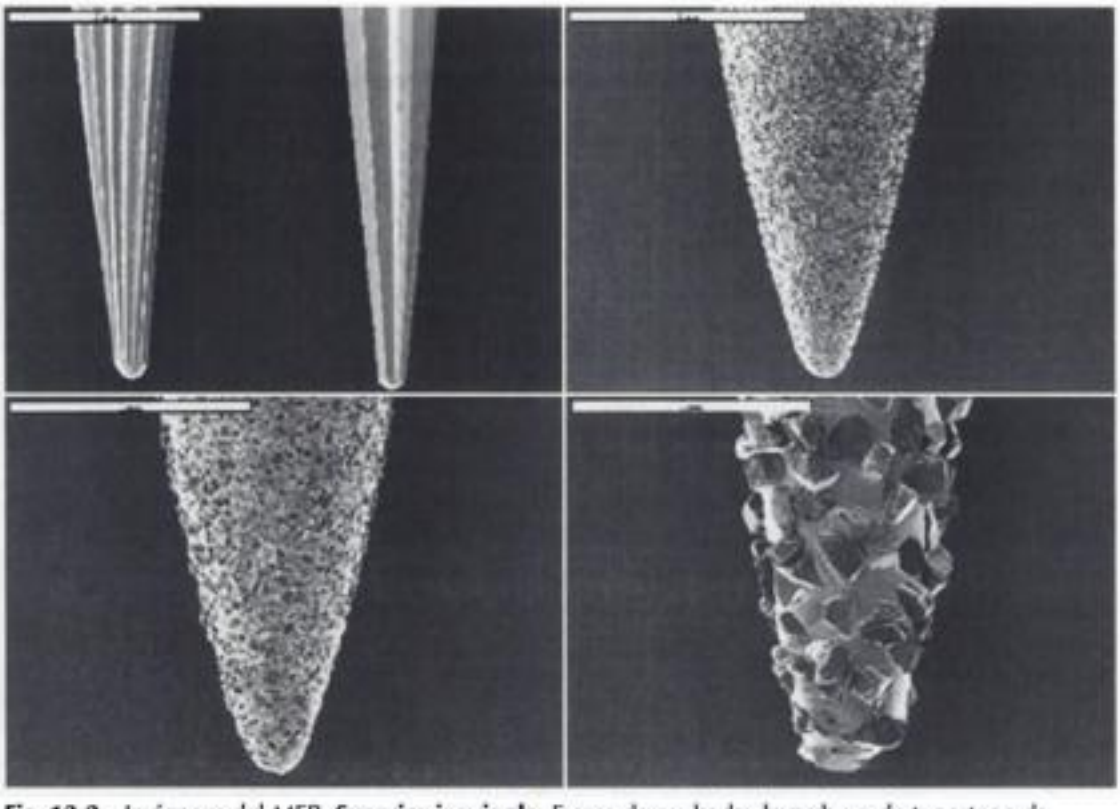


Fig. 13-2 Imágenes del MEB. **Superior izquierda,** Fresas de acabado de carburo de tungsteno de 16 hojas **(izquierda)** y 8 hojas **(derecha). Superior derecha,** Fresa de diamante de grano fino. **Inferior izquierda,** Fresa de diamante de grano medio. **Inferior derecha,** Fresa de diamante de grano grueso.

nal produce arañazos tan finos que sólo son visibles con una gran magnificación. Como ejemplos de instrumentos de pulido podemos citar: puntas abrasivas de goma, discos y tiras de partícula fina y pastas de pulir de partícula fina. Las pastas de pulir se aplican con puntas suaves de fieltro, ruedas de muselina (género de tejido de algodón), copas de goma de profilaxis o ruedas de **esmerilado.** Debe emplearse un material no abrasivo como aplicador al utilizar las pastas de pulir. El fieltro, el cuero, la goma y la espuma sintética son materiales de esmerilado o pulimentado habituales. Una característica común de algunos de estos materiales es su textura porosa, que permite la retención de pequeñas partículas abrasivas durante el proceso de esmerilado. El pulido, por su modo de acción, se considera *multidireccional.* Esto significa que los arañazos de la superficie final están orientados en muchas direcciones. La figura 13-3 muestra algunos ejemplos de superficies afiladas y pulidas. Obsérvese que no existen muchas diferencias en el aspecto superficial debido a la naturaleza transitoria de los procesos de afilado y pulido. Si existieran diferencias mayores en el tamaño de las partículas eliminadas, podría detectarse con más facilidad el cambio superficial.

Procedimiento para la reducción de salientes

La **reducción de salientes** se consigue mediante el uso de instrumentos tales como fresas de diamante, carburo de tungsteno y acero, discos recubiertos de abrasivo o discos de separación. Mientras que las fresas de diamante y los discos abrasivos realizan esta acción mediante afilado, las fresas de carburo y de acero remueven material a través de una acción de corte de las cuchillas duras. Los discos recubiertos de abrasivo son materiales habituales para la reducción de los salientes de restauraciones de resinas compuestas. Para la reducción de salientes, el odontólogo debe elegir fresas de carburo de tungsteno de 8 a 12 hojas o abrasivos con partículas de 100 µm o más de tamaño y con una dureza suficiente (9 a 10 de dureza Mohs). La figura 13-3 muestra las imágenes del MEB de la superficie acabada de una resina compuesta obtenida con un diamante de

Material chroniony prawem autorskim

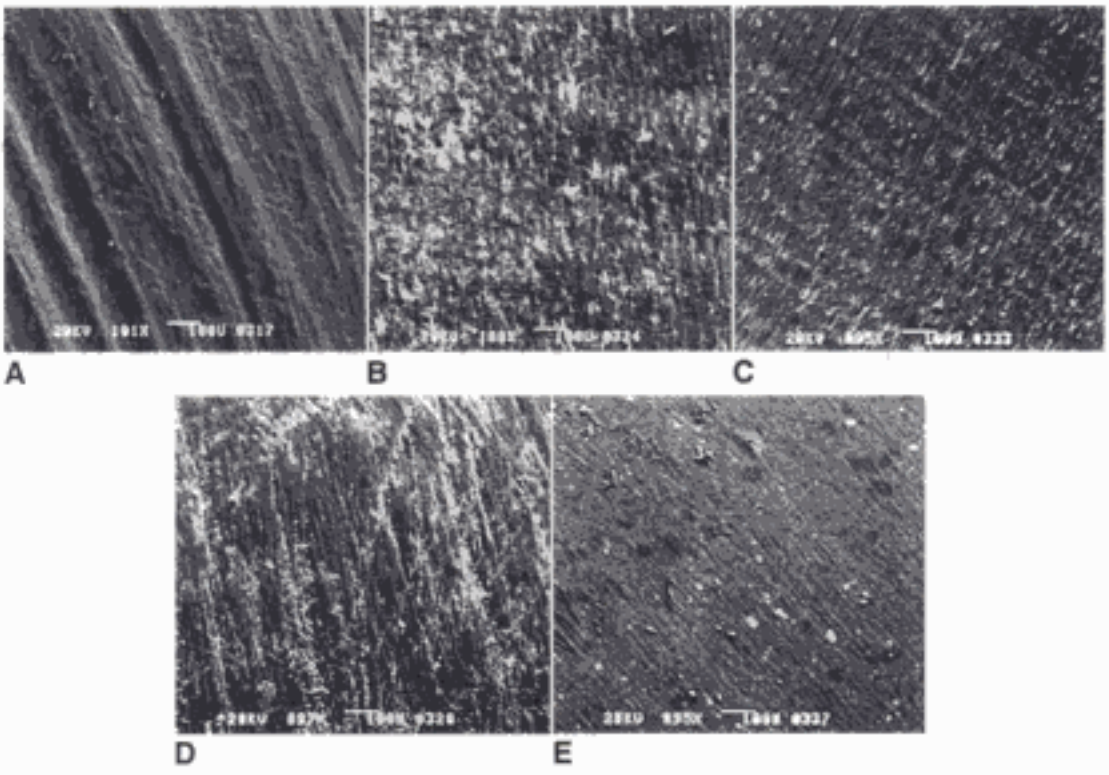


Fig. 13-3 Imágenes del MEB de la superficie de una resina compuesta tras los procesos de afilado, acabado y pulido utilizando cinco instrumentos: **A,** un diamante de grano grueso, **B,** una fresa de carburo de 12 hojas, **C,** una fresa de carburo de 16 hojas, **D,** un disco de acabado impregnado de abrasivo, y **E,** un disco de pulido impregnado de abrasivo.

grano grueso, una fresa de carburo de 12 hojas, una fresa de carburo de 16 hojas y dos sistemas de acabado y pulido.

Contorneado

A pesar de que pueda conseguirse el contorneado durante la reducción de salientes, en algunos casos se precisa de instrumentos de corte más finos o abrasivos que proporcionen un mejor control del contorneado y los detalles superficiales. Cuando termina este proceso, deben estar establecidos la anatomía y los márgenes deseados. La tersura de la superficie en esta fase depende del instrumento utilizado y puede requerir etapas adicionales para obtener una superficie más lisa. Por lo general, fresas de carburo de 12 a 16 hojas o abrasivos con partículas de 30 a 100 µm de tamaño proporcionan la acción de contorneado fino.

PREGUNTA CLAVE

Cuando se aplica una capa adicional de la misma pasta abrasiva con una rueda de esmerilado que ya fue utilizada, se observan nuevos y finos arañazos en la estructura metálica de una prótesis parcial. ¿Cuál es la causa de estos nuevos arañazos?

Acabado

En general, los procesos de acabado y pulido requieren de un abordaje progresivo, creando arañazos más finos en la superficie del sustrato con el fin de eliminar metódicamente los más profundos. Este procedimiento se realiza en varios pasos que permitirán llegar a la tersura superficial deseada. Las imperfecciones superficiales pueden formar parte de la estructura intrínseca del material, o bien son creados por los instrumentos utilizados para la remoción grosera debido al tamaño de los abrasivos o a la geometría de la hoja. El acabado

Material chroniony prawem autorskim

proporciona una superficie relativamente lisa y sin imperfecciones. La acción de acabado suele realizarse utilizando fresas de carburo de tungsteno de 18 a 30 hojas, fresas de diamante finas y superfinas o abrasivos con partículas de un tamaño de 8 a 20 µm.

Pulido

El objetivo del pulido es darle a la restauración un brillo similar al del esmalte. Con las partículas más pequeñas se consiguen superficies más lisas y brillantes. Sin embargo, la velocidad para conseguir el brillo depende de la dureza y tamaño de las partículas del abrasivo y del método de abrasión (p. ej., abrasión de dos cuerpos o abrasión de tres cuerpos). En condiciones ideales, las partículas abrasivas de más de 20 µm proporcionan brillo a bajos aumentos. Al final de este proceso, no debería haber arañazos visibles. En cambio, siempre son detectables a mayor magnificación. Entre etapa y etapa, debe limpiarse la superficie porque si se deja una partícula abrasiva de un paso anterior sobre la superficie, ésta puede producir profundos arañazos.

La calidad del acabado y pulido superficial se tipifica midiendo la rugosidad superficial con el uso de un perfilómetro, un microscopio óptico o un microscopio electrónico de barrido (MEB). En la práctica clínica, el lustre superficial suele evaluarse sin magnificación. Sin embargo, la tersura superficial casi siempre se correlaciona con el brillo, como en los casos de restauraciones de resinas compuestas, aunque una superficie más lisa no proporciona, necesariamente, la superficie más brillante. Para las aplicaciones industriales, se utilizan reflectómetros para medir el brillo. A pesar de ello, es difícil utilizarlos con éxito para aplicaciones dentales debido al contorno irregular y al pequeño tamaño de las restauraciones dentales.

Es una preocupación importante la generación de calor durante los procesos de corte, contorneado, acabado y pulido de las restauraciones directas. Para evitar efectos adversos sobre la pulpa, el odontólogo debe refrigerar la superficie con un lubricante, utilizando por ejemplo la jeringa de aire-agua, y evitar el contacto continuo de los instrumentos rotatorios de alta velocidad con el sustrato. Es necesario un contacto intermitente durante el proceso, no sólo para enfriar la superficie, sino también para eliminar los residuos que se formen entre el sustrato y el instrumento. La efectividad y velocidad del contorneado, el acabado y el pulido mejoran sustancialmente eliminando los residuos.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué precauciones deben tomarse para minimizar la formación de aerosoles? ¿Cuáles deben tomarse para minimizar la exposición a los mismos y su inhalación?

Riesgos biológicos del proceso de pulido

Siempre que se realizan operaciones de acabado, se producen y liberan dispersiones de partículas sólidas en el espacio respirable de laboratorios y clínicas dentales. Estas partículas, transportadas por el aire, contienen estructuras y materiales dentales, así como microorganismos. Estos aerosoles han sido identificados como fuentes potenciales de enfermedades infecciosas y crónicas de los ojos y los pulmones y suponen un riesgo para el personal dental y sus pacientes. La *silicosis*, enfermedad producida por inhalación de polvo, es un riesgo de los aerosoles en odontología debido a que se utilizan varios materiales de sílice en el procesado y acabado de las restauraciones dentales. La silicosis es una enfermedad fibrótica pulmonar que debilita seriamente los pulmones y duplica el riesgo de cáncer de pulmón. La probabilidad de contraer silicosis es elevada porque el 95% de la partículas de aerosol generadas tienen un diámetro menor de 5 µm y pueden llegar fácilmente a los alveolos pulmonares durante la respiración normal. Además, el 75% de las partículas que circulan por el aire están potencialmente contaminadas con microorganismos infecciosos. Aparte de esto, los aerosoles pueden circular por el aire

Material chroniony prawem autorskim

durante más de 24 horas antes de depositarse y son, por tanto, capaces de contaminar otras zonas del gabinete. Han de controlarse las fuentes de aerosoles, tanto en la clínica como en el laboratorio dental, siempre que se estén llevando a cabo procedimientos de acabado. Cooley elaboró en 1984 un glosario informativo y conciso sobre los riesgos de los aerosoles.

Los aerosoles pueden controlarse durante los procesos de acabado de tres maneras. Primero, pueden ser controlados en la fuente utilizando procedimientos adecuados de control de la infección, uso de la jeringa de agua y buena aspiración. Segundo, el uso de gafas y mascarillas por parte del personal protege los ojos y el tracto respiratorio de los aerosoles. Han de elegirse mascarillas que le proporcionen al portador la máxima filtración junto con facilidad para respirar. Tercero, todo el recinto ha de tener un sistema de ventilación adecuado que elimine eficazmente las partículas residuales del aire. Muchos sistemas son también capaces de controlar los contaminantes químicos del aire, tales como la emanación de mercurio del sobrante de la amalgama y suspensiones de monómero de las resinas acrílicas.

ABRASIÓN Y EROSIÓN

Abrasión

El desgaste es un proceso de remoción de material que se produce por el deslizamiento de unas superficies contra otras. El proceso de acabado de una restauración implica el desgaste del abrasivo mediante el uso de partículas duras. En odontología, se denomina *abrasivo* a las partículas más externas o al material de la superficie de un instrumento de desgaste. El material que va a ser acabado recibe el nombre de *sustrato*. En el caso de una fresa de diamante que abrasiona la superficie de un diente, como la ilustrada en la figura 13-4, las partículas de diamante aglutinadas en la fresa representan el abrasivo y el diente es el sustrato. Obsérvese también que la fresa de la pieza de mano de alta velocidad rota *en el sentido de las agujas del reloj*, como se observa en la cabeza de la pieza de mano. El sentido de rotación de un instrumento abrasivo rotatorio es un factor importante en el control de la acción de dicho instrumento sobre la superficie del sustrato. Cuando una pieza de mano y una fresa se mueven sobre la superficie a abrasionar en una dirección opuesta al sentido de giro de la fresa, la acción de afilado da lugar a una superficie más lisa. Sin embargo, cuando la pieza de mano y la fresa se trasladan en la misma dirección que el sentido de rotación de la fresa, la fresa tiende a «escaparse» del sustrato, y produce un afilado más incontrolado y una superficie más rugosa.

Por otro lado, la abrasión se divide en los procesos de desgaste de dos cuerpos y de tres cuerpos. La *abrasión de dos cuerpos* se produce cuando las partículas del abrasivo están firmemente adheridas a la superficie del instrumento abrasivo y no se utilizan otras partículas abrasivas. Un ejemplo de desgaste de dos cuerpos es el de una fresa de diamante que desgasta un diente. La *abrasión de tres cuerpos* se produce cuando las partículas abrasivas se trasladan y rotan libremente entre dos superficies. Un ejemplo de la abrasión de tres cuerpos implica el uso de abrasivos no aglutinados, como los que componen las pastas de profilaxis dental. Estos abrasivos no aglutinados se colocan en una copa de goma que gira contra la superficie de un diente o material. Estos dos procesos no son excluyentes. Las partículas de diamante pueden separarse de una fresa de diamante y dar lugar al desgaste de tres cuerpos. Asimismo, algunas partículas abrasivas de la pasta quedan atrapadas en la superficie de una copa de goma y producen el desgaste de dos cuerpos. A menudo se utilizan lubricantes para minimizar el riesgo de estas conversiones accidentales de la abrasión de dos cuerpos a la de tres cuerpos y viceversa. De esta manera, la eficacia del corte y afilado mejorará con los lubricantes. Como tales pueden emplearse agua, glicerina o silicona. En el medio intraoral, se prefiere un lubricante hidrosoluble. Cantidades excesivas de lubricante pueden reducir la eficacia del corte al disminuir el contacto entre el sustrato y el abrasivo.

Materiał chroniony prawem autorskim

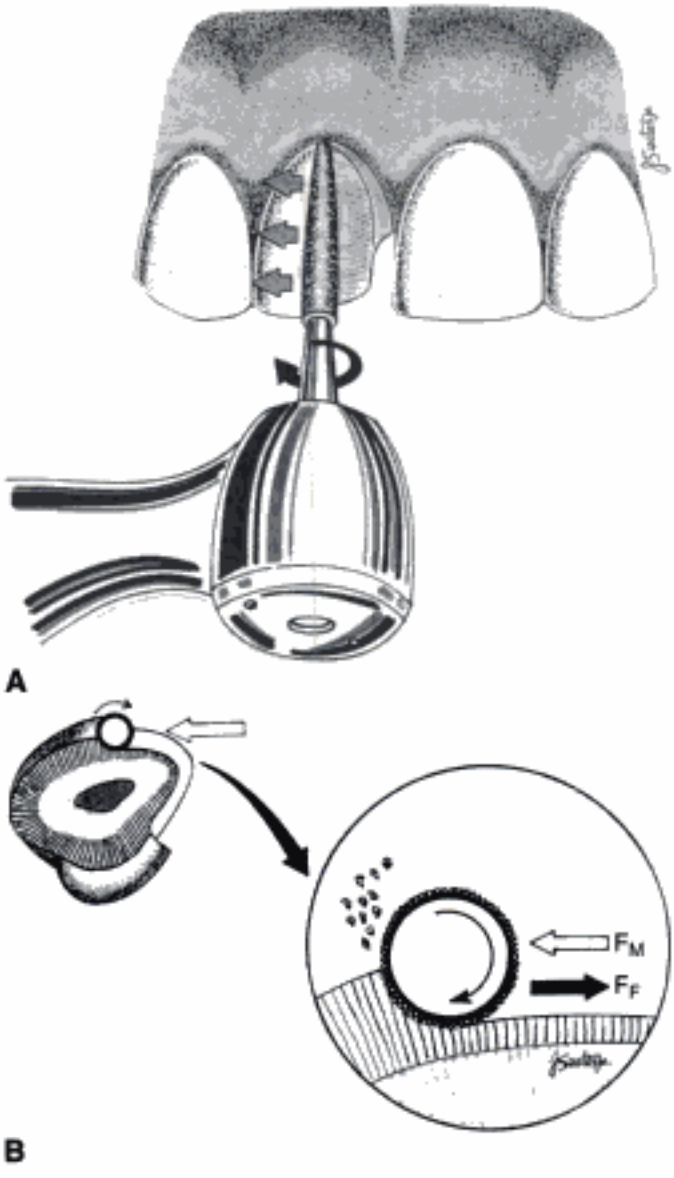


Fig. 13-4 Mecanismo de la instrumentación rotatoria de alta velocidad. **A,** La *flecha negra* indica que el diamante de alta velocidad rota en el sentido de las agujas del reloj visto desde la cabeza de la pieza de mano. La *flecha gris* indica la dirección que debería llevar el instrumento para contrarrestar la fuerza rotacional de la fresa y conseguir un control óptimo de la acción abrasiva de la fresa. **B,** Vista incisal de la fuerza generada durante la preparación del diente a alta velocidad. Cuando la fresa rota en el sentido de las agujas del reloj, produce una fuerza rotacional en la superficie dentaria, F_F (representada por la *flecha negra grande*). El manipulador del instrumento debe ejercer una fuerza opuesta, F_M *(flecha blanca abierta),* que supera la fuerza rotacional de la fresa, F_F, y desliza el instrumento sobre la superficie dentaria, donde será abrasionada.

Erosión

El desgaste erosivo es causado por partículas duras que impactan contra la superficie de un sustrato. Estas partículas son transportadas por una corriente de líquido o aire, como cuando se limpia con chorro de arena una superficie. La figura 13-5 muestra esquemáticamente la abrasión de dos cuerpos, la abrasión de tres cuerpos y la erosión con partícula dura. La mayoría de los laboratorios dentales tienen unidades de chorreado de partículas impulsadas por aire que emplean la *erosión con partícula dura* para eliminar material superficial. Debe hacerse una distinción entre este tipo de erosión y la *erosión química,* que supone el uso de sustancias químicas como ácidos y álcalis, en lugar de partículas duras, para remover material del sustrato. La erosión química, denominada más comúnmente *grabado ácido,* no se utiliza como método para el acabado de materiales

Material chroniony prawem autorskim

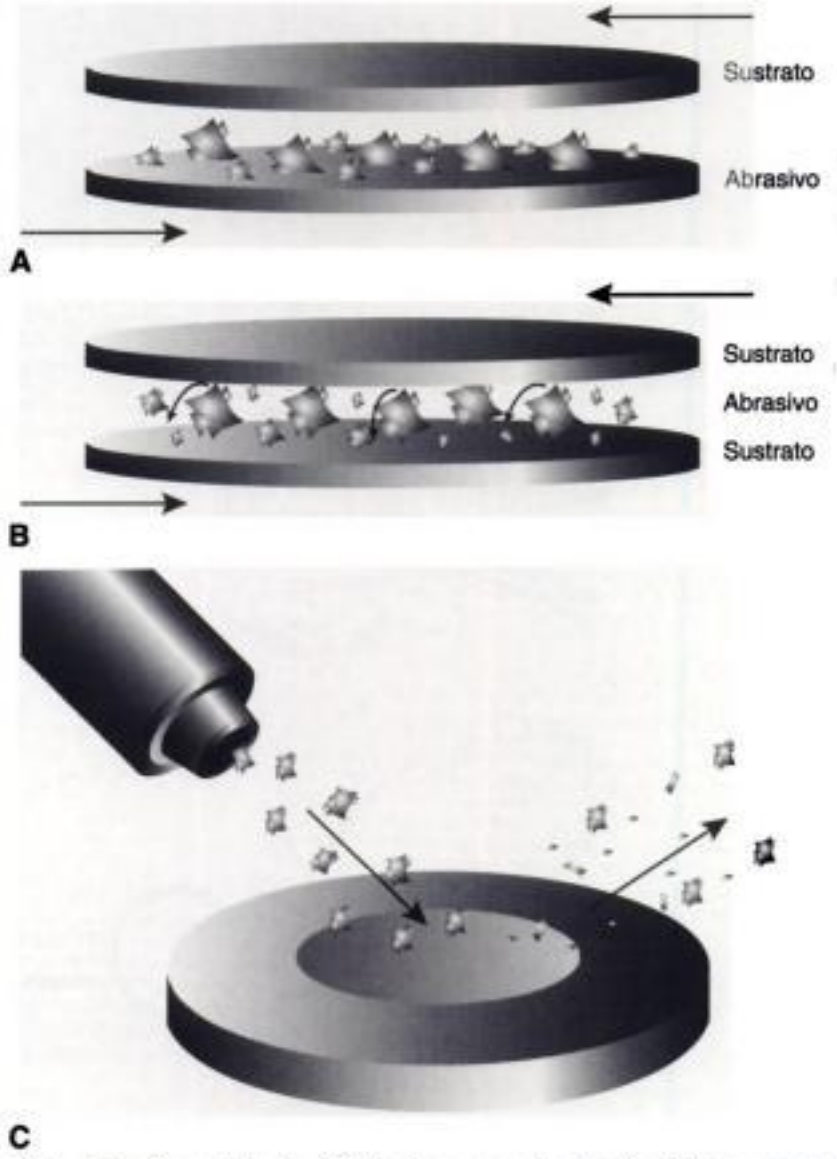


Fig. 13-5 Ilustraciones de la abrasión de dos cuerpos, la abrasión de tres cuerpos y la erosión con partícula dura. **A,** La abrasión de dos cuerpos se produce cuando las partículas abrasivas están firmemente aglutinadas en el instrumento abrasivo que está eliminando material de la superficie del sustrato. **B,** La abrasión de tres cuerpos tiene lugar cuando las partículas abrasivas se mueven y giran libremente entre dos superficies. **C,** La erosión con partícula dura se produce cuando las partículas abrasivas son proyectadas contra un sustrato mediante aire comprimido. (Ilustraciones por cortesía de Joel Anusavice.)

dentales. Se usa principalmente para preparar las superficies con el fin de aumentar y mejorar su adhesión o recubrimiento.

Dureza de los abrasivos

Como se indicó previamente, la resistencia inherente de las hojas de corte o partículas abrasivas de un instrumento dental debe ser suficientemente grande para eliminar partículas del material del sustrato sin que se vuelvan romas o se rompan demasiado deprisa. La duración de un abrasivo tiene relación con la *dureza* de sus partículas o de la superficie del material. La dureza de una superficie es la medida de la resistencia a ser deformada plásticamente al arañar o hacer indentaciones en otro material. Friedrich Mohs –un mineralogista alemán– publicó, en 1820, la primera clasificación de la dureza. Ordenó jerárquicamente diez minerales según su resistencia relativa al rayado. El mineral con menor resistencia al rayado, el talco, recibió una calificación de 1 y al material más resistente, el diamante, se le

Material chroniony prawem autorskim

dio el valor 10. En la década de los años 30 se amplió la escala de Mohs para incluir nuevos materiales abrasivos que recibieron puntuaciones entre 9 y 10. Las pruebas de dureza de Knoop y Vickers se basan en métodos de indentación que cuantifican la dureza de los materiales. La punta de un indentador de Knoop tiene forma de pirámide alargada, mientras que la del indentador de diamante de Vickers tiene el diseño de una pirámide equilátera. Ambas pruebas implican la aplicación del indentador sobre la superficie a evaluar bajo una carga conocida (normalmente 100 N). La profundidad de penetración en la superficie se registra como dureza en unidades de fuerza por unidad de área. A pesar de que otra serie de factores influyen en la abrasividad de un material, el que más diferencia a un sustrato de un abrasivo es la dureza, el más eficaz en el proceso de abrasión. Tomando como base la comparación de los valores de dureza para varios materiales dentales que aparece en la tabla 13-1, se prevé que los abrasivos de carburo de silicona y diamante desgastarán la porcelana dental más fácilmente que el granate, a pesar de que las partículas abrasivas de los tres materiales se caractericen por tener bordes muy agudos.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué a veces no es apropiado seleccionar el abrasivo más duro para reducir el tiempo necesario para acabar y pulir una prótesis?

DISEÑO DE INSTRUMENTOS ABRASIVOS

Polvos abrasivos

Los polvos abrasivos derivan de materiales que han sido machacados y pasados a través de una serie de filtros en cadena para obtener partículas de tamaños diferentes. La tabla 13-2 enumera los tamaños de partícula y polvo de los abrasivos dentales más utilizados. Los polvos abrasivos dentales se clasifican como grueso, grueso medio, medio, fino y superfino según el tamaño de la partícula. Por lo general, la experiencia indica qué tamaño de abrasivo ofrece los mejores resultados en el acabado de un material dado. Hay que tener en cuenta que la velocidad de remoción de material no es el único factor importante. Tan importante como esto es el acabado superficial obtenido con cada abrasivo. Si se emplea un abrasivo demasiado duro, o si el grano es demasiado grueso para su uso con un determinado material, se producen profundos arañazos en el sustrato que no podrán ser eliminados fácilmente en las operaciones de acabado posteriores. Además, si un abrasivo no tiene la forma de partícula adecuada o no se descompone de forma que cree o exponga nuevas partículas con bordes agudos, tenderá a *rayar* el sustrato.

Abrasivos aglutinados

Los abrasivos aglutinados están formados por partículas abrasivas incorporadas mediante un aglutinante o agente de unión para formar utensilios de afilado tales como *puntas, ruedas, discos de separación, discos finos recubiertos* y una gran variedad de formas abrasivas. Las partículas se unen mediante cuatro métodos generales: 1) *sinterización*, 2) *unión vítrea* (vidrio o cerámica), 3) *unión resinoide* (habitualmente resinas fenólicas) y 4) *unión elástica* (goma de látex o silicona). Debido a que las ruedas, copas y puntas de goma contienen látex, un alergeno muy conocido, deben eliminarse todos los residuos de las superficies pulidas.

Los *discos abrasivos* se utilizan para la reducción grosera, el contorneado, el acabado y el pulido de las superficies de la restauración. La mayoría de los tipos de discos están recubiertos por un abrasivo de óxido de aluminio. Las *tiras abrasivas*, ya sea con un refuerzo de plástico o metal, están indicadas para alisar y pulir las caras proximales de todas las restauraciones adheridas directas e indirectas. Suelen limitarse las tiras de metal a los casos en que los contactos proximales son muy fuertes. En concreto, son útiles para las

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 13-1 Valores de dureza de materiales dentales, estructura dentaria y abrasivos

Material	Dureza de Mohs	Dureza de Knoop (kg/mm²)	Dureza de Vickers (kg/mm²)
Talco	1	—	—
Yeso	2	—	12
Resina de bases de prótesis	2–3	20	—
Cemento	—	40	—
Calcita	3	135	—
Vidrio ionómero reforzado con metal		14–24	40
Dentina	3–4	70	57–60
Aleación de oro tipo III	3	—	122–180 (blando) 155–250 (duro)
Aleación de oro tipo IV	4	220	150–194 (blando) 248–280 (duro)
Amalgama	4–5	90	120 (fase Ag_2Hg_3)
Esmalte (apatita)	5	340–431	294–408
Rojo de pulir	5–6	—	—
Vidrio (vitrocerámica)	5–6	360	—
Composite de microrrelleno	5–7	30	37–160
Composite híbrido	5–7	55	61–159
Titanio	—	—	210
Ti-6Al-4V	—	—	320
Aleación Ni-Cr (colada)	—	153–328	200–395
Aleación Co-Cr (colada)	—	—	280–380
Aleación de oro por capas (para PFM, porcelana fundida a metal)	—	—	35
Núcleo de disilicato de litio prensado	—	—	640
Trípoli	6	—	—
Piedra pómez	6–7	460–560	—
Porcelana	6–7	560	430
Óxido de estaño	6–7	—	—
Arena	7	—	—
Hueso de jibia	7	800	—
Cuarzo	7	820	—
Silicato de zirconio	7,5	—	—
Granate	8–9	1.350	—
Piedra de esmeril	7–9	2.000	—
Corindón	9	2.000	—
Óxido de aluminio	9	2.100	1.200
Carburo de tungsteno	9,8	1.900	—
Carburo de silicona	9–10	2.500	—
Diamante	10	7.000–10.000	—

Nota: Los datos sombreados indican valores de estructura dental.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 13-2 Tamaño de las partículas abrasivas*

Malla de partículas (EE.UU.)	Óxido de aluminio, carburo de silicona y granate (μm)	Gradación del disco recubierto†	Diamante (μm)	Gradación de la fresa de diamante y de la pasta de pulido de diamante
120	142	Grueso	142	Supergrueso-grueso
150	122		122	Grueso-regular
180	70-86		86	Grueso-regular
240	54-63		60	Fino
320	29-32	Medio	52	Fino
400	20-23		40	Acabado fino-superfino-grueso
600	12-17	Fino	14	Acabado superfino-medio
800	9-12		8	Acabado ultrafino-fino
1.200	2-5	Superfino	6	Pastas molidas
1.500	1-2		4	Pastas de pulido (2-5μm)
2.000	1		2	Pastas de pulido (2-5μm)

*Tamaño medio de partículas. Las gradaciones varían dependiendo de los fabricantes.
†Marca conocida de discos recubiertos de óxido de aluminio. El SiC y el granate varían dependiendo de los fabricantes.

restauraciones de cerámica, pero pueden emplearse también con composites y amalgamas. Pero ha de tenerse mucho cuidado en no lacerar los tejidos gingivales. Las tiras con refuerzo de metal son más caras, pero pueden esterilizarse en el autoclave y usarse varias veces si no están muy estropeadas. Las tiras con refuerzo de plástico se usan principalmente con composites, compómeros, ionómeros híbridos y cementos de resina.

Los abrasivos sinterizados son el tipo más resistente debido a que las partículas abrasivas se funden juntas. Los abrasivos con aglutinantes vítreos se mezclan con una matriz vítrea o cerámica, se prensan con frío a la forma del instrumento y se queman para fundir el aglutinante. Los abrasivos con aglutinante de resina se prensan con calor o frío y a continuación se calientan para polimerizar la resina. El prensado caliente permite que el abrasivo se una con una porosidad extremadamente baja. Los abrasivos con aglutinante de goma se fabrican de una forma similar a los que tienen resina como aglutinante.

El método de aglutinación empleado con el abrasivo influye mucho en el comportamiento de afilado del instrumento sobre el sustrato. Los abrasivos aglutinados que tienden a desgastarse rápidamente contra un sustrato son demasiado débiles y hacen aumentar el coste del abrasivo debido a la corta vida del instrumento. Los que tienden a desgastarse demasiado lentamente se obstruyen con los desechos del afilado y producen una pérdida de eficacia abrasiva, una mayor generación de calor y un aumento del tiempo de acabado. Un aglutinante ideal mantiene las partículas abrasivas en el instrumento el tiempo suficiente para cortar, afilar o pulir el sustrato, incluso cuando libere las partículas antes de que el corte pierda eficacia o de que el aumento de la temperatura provoque daño térmico en el sustrato. Los aglutinantes se formulan específicamente dependiendo de sus aplicaciones clínicas concretas sobre el sustrato. La figura 13-6 muestra algunos ejemplos de abrasivos aglutinados.

Siempre debe verificarse y labrarse un instrumento abrasivo aglutinado antes de su uso. La *verificación* es un procedimiento mediante el cual se hace funcionar el instrumento abrasivo contra un bloque abrasivo más duro hasta que el instrumento abrasivo rota en la pieza de mano sin realizar movimientos excéntricos o fuera de su centro de rotación cuando se coloca sobre el sustrato. El *proceso de labrado*, como el de verificación, tiene como obje-

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 13-6 Los instrumentos abrasivos aglutinados característicos empleados en el laboratorio dental incluyen ruedas y puntas con aglutinante vítreo (los *tres instrumentos de la izquierda*) y puntas abrasivas en forma de bala aglutinadas con goma (los *tres instrumentos de la derecha*).

tivo modelar el instrumento, pero cumple también otros dos propósitos. En primer lugar, el proceso de labrado reduce el instrumento a su tamaño y forma de trabajo correctos. En segundo lugar, se utiliza para eliminar residuos que hayan podido quedar atascados en el instrumento abrasivo y restaurar así la eficacia del afilado durante el proceso de acabado. La obstrucción del instrumento abrasivo con residuos recibe el nombre de *cegado o embotado del abrasivo*. El cegado del abrasivo se produce cuando los residuos generados durante el afilado o pulido ocluyen los pequeños espacios existentes entre las partículas abrasivas del utensilio utilizado y disminuyen la profundidad a que dichas partículas pueden penetrar en el sustrato. Como resultado de ello, la abrasión pierde eficacia y se genera más calor. Un abrasivo embotado aparece recubierto por material del sustrato en su superficie. El afilado frecuente del utensilio abrasivo en un instrumento verificado, como el que muestra la figura 13-7, mantiene la eficacia del abrasivo eliminando material del sustrato.

Los aglutinantes de los abrasivos de diamante se fabrican específicamente para resistir la pérdida de la partícula abrasiva en lugar de desgastarse hasta cierto punto y liberar partículas. Una de las razones de este fenómeno es que el diamante es el material más duro conocido –tanto que las partículas abrasivas del diamante no pierden la eficacia del corte sobre los sustratos. No es necesario dejar al descubierto nuevas partículas abrasivas durante el proceso de afilado. Otra razón es que los polvos de diamante son caros y han de utilizarse en cantidades limitadas para fabricar el instrumento. Se han diseñado procedimientos de aglutinado especiales para alargar la vida del instrumento, manteniendo las partículas abrasivas unidas firmemente al mango del instrumento con una exposición máxima de partículas.

Las partículas de diamante se aglutinan a las ruedas de metal y a los espacios libres de la fresa con resinas especiales resistentes al calor, como las poliimidas. A continuación, se chapan en un metal refractario –por ejemplo, níquel– desde los granos más gruesos a los finos. El chapado en níquel mejora la retención de la partícula y actúa como drenaje del calor que se produce durante el afilado. Los recubrimientos de nitrito de titanio se emplean como capa adicional en algunos de los nuevos instrumentos abrasivos de diamante para aumentar aún más su longevidad. Los *diamantes de acabado* utilizados para las resinas compuestas contienen partículas de diamante que tienen un diámetro de 40 µm o menos. Muchas de ellas no están chapadas en níquel. Por tanto, son muy susceptibles de despegarse y deben utilizarse siempre con una presión ligera y una profusa irrigación para asegurar la retención de las partículas de diamante muy finas. Las fresas de diamante han de usarse siempre con agua y una velocidad de giro inferior a 50.000 rpm. Las fresas de diamante comercializadas han ganado en popularidad últimamente por su mantenimiento y las opiniones de la OSHA (Administración de Seguridad y Salud Ocupacional) debido a tres factores: 1) eficacia óptima del instrumento, 2) preocupaciones sobre la reutilización de dispositivos abrasivos desinfectados y 3) mínima generación de calor.

Material chroniony prawem autorskim

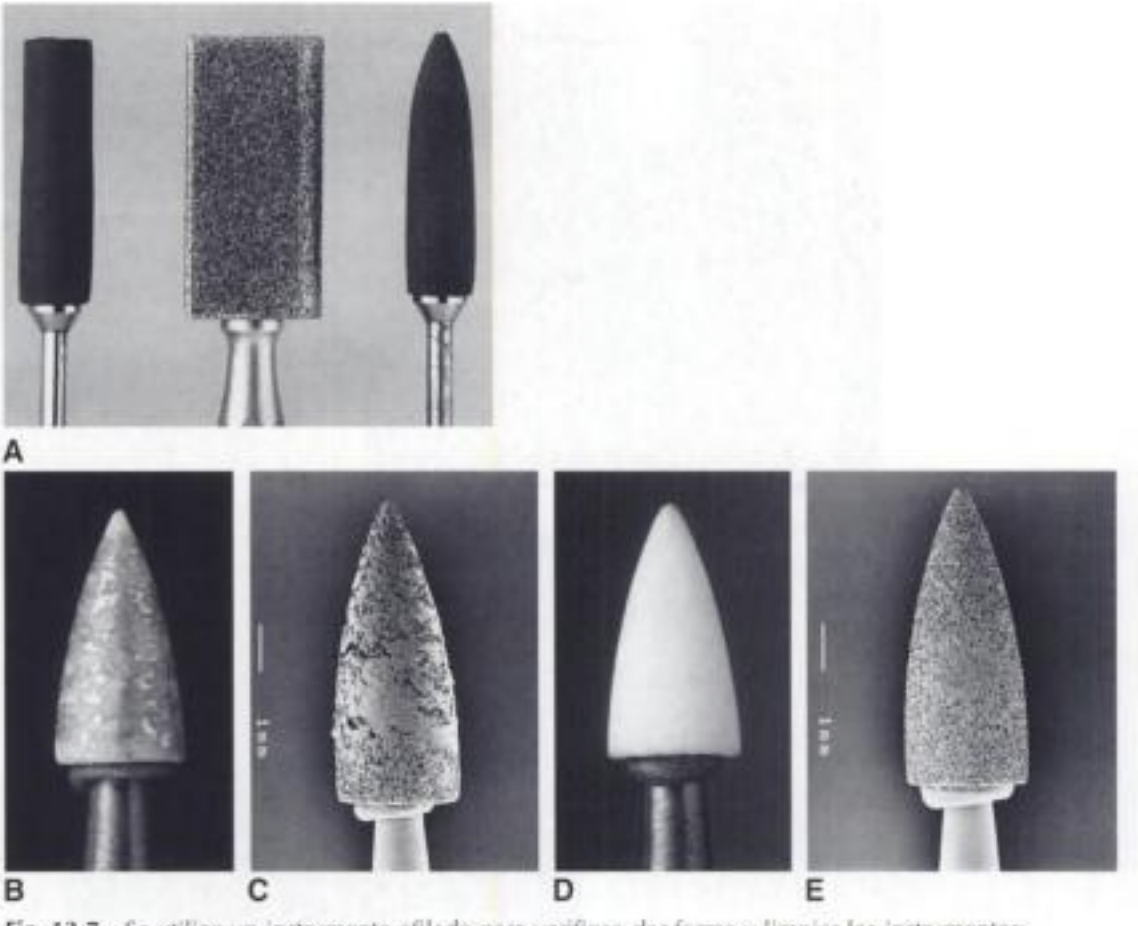


Fig. 13-7 Se utiliza un instrumento afilado para verificar, dar forma y limpiar los instrumentos abrasivos aglutinados antes y durante el proceso de acabado. **A,** El cilindro abrasivo aglutinado con goma *(izquierda)* presenta contornos externos irregulares que harán que gire excéntricamente. El cilindro se verifica primero contra un instrumento de afilado abrasivo recubierto de diamante *(centro)* para hacerlo rotar siguiendo el eje axial del instrumento. Una vez verificado, el abrasivo es labrado hasta darle la forma de trabajo deseada *(derecha)*. **B,** Los instrumentos embotados con residuos pierden su eficacia de corte y generan más calor durante esta operación. Obsérvese la capa de residuos sobre la superficie abrasiva. **C,** La microfotografía electrónica de barrido del mismo instrumento revela la cantidad significativa de residuos que obstruyen la superficie del instrumento. **D,** El afilado frecuente del abrasivo sobre el utensilio destinado a tal fin elimina los restos acumulados y le devuelve al instrumento la eficacia del corte. **E,** La microfotografía electrónica de barrido del abrasivo aglutinado después del afilado revela que se han eliminado los residuos y se ha restaurado la superficie abrasiva.

La forma de los instrumentos de diamante se diseña previamente y se verifica. No son tratados igual que otros abrasivos aglutinados. Las *piedras de limpieza de diamante,* desde las más gruesas hasta las más finas, se utilizan para eliminar los residuos depositados y mantener la eficacia del afilado. La figura 13-8 muestra un ejemplo de piedra de limpieza de diamante. Estas piedras no deben utilizarse con los diamantes de acabado porque sus partículas agregadas se separan rápidamente. Los fabricantes proporcionan instrucciones especiales de uso y limpieza de estos instrumentos.

Discos y tiras recubiertos de abrasivos

Los abrasivos recubiertos se fabrican fijando partículas abrasivas a un material de refuerzo flexible (papel pesado, metal o banda Mylar) con un material adhesivo adecuado. Estos abrasivos se suministran típicamente en forma de discos y tiras de acabado. Los discos están disponibles en diferentes diámetros y con refuerzos de espesores fino y muy fino. Existe una denominación más con respecto a si el disco o la tira es resistente o no a la humedad. Es favorable emplear discos o tiras abrasivas con refuerzos resistentes a la

Material chroniony prawem autorskim

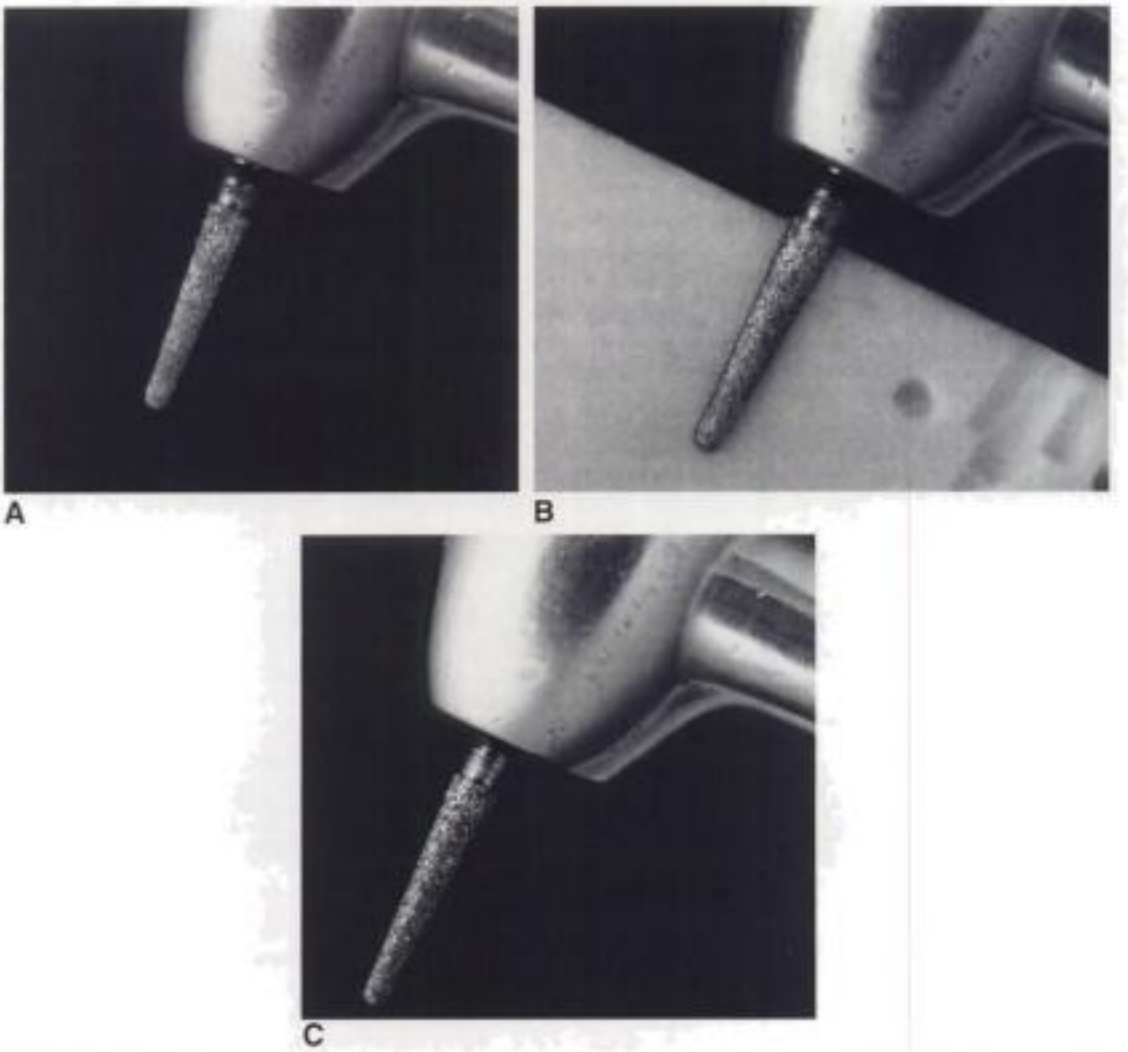


Fig. 13-8 Se utiliza una piedra de limpieza de diamante para eliminar los residuos de los instrumentos diamantados. **A,** Fresa de diamante en una pieza de mano rotatoria de alta velocidad antes de ser limpiada. Obsérvense los residuos acumulados. **B,** La fresa se limpia haciéndola girar contra la piedra de limpieza húmeda durante 2 a 4 segundos. **C,** Entre las partículas abrasivas de la fresa de diamante limpia no quedan residuos.

humedad porque su rigidez no disminuye al degradarse con el agua. Además, la humedad actúa como lubricante que mejora la eficacia del corte. La figura 13-9 muestra ejemplos de abrasivos recubiertos.

Abrasivos no aglutinados

Las pastas de pulir se consideran abrasivos no aglutinados y se utilizan principalmente para el pulido final. Precisan, para su aplicación sobre el sustrato, de un dispositivo no abrasivo como espuma sintética, goma, fieltro o tela de gamuza. Las partículas abrasivas se dispersan en un medio hidrosoluble, como la glicerina, para sus aplicaciones dentales. El óxido de aluminio y el diamante son los abrasivos no aglutinados más populares.

Maniobras de abrasión

El movimiento de los instrumentos abrasivos se clasifica como rotatorio, plano o recíproco. En general, las fresas se consideran rotatorias, los discos son planos y las piezas de mano recíprocas (de movimiento alternativo) proporcionan un movimiento cíclico y son recíprocas en relación con su dirección de movimiento. A cada movimiento se le

Material chroniony prawem autorskim

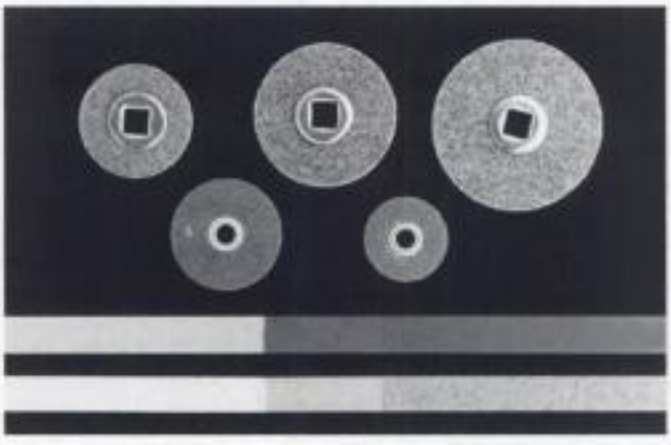


Fig. 13-9 Discos y tiras abrasivos recubiertos. Los discos están disponibles en varios tamaños con refuerzos tanto de papel como resistentes a la humedad. Los discos con refuerzo de papel están representados por la *fila superior de discos*, mientras que en la *segunda fila* se muestran los discos con refuerzo de banda de Mylar resistente al agua. Las tiras abrasivas con refuerzo de Mylar son recubiertas con dos granos abrasivos diferentes. Las partes recubiertas están separadas, en el centro de la tira, por una zona no recubierta que permite que la tira pase entre los dientes.

pueden incorporar abrasivos de tamaños diferentes. Las piezas de mano recíprocas proporcionan, en particular, el beneficio del acceso a las zonas interproximales y subgingivales para eliminar zonas desbordantes, para acabar márgenes subgingivales sin hacer hoyos y para crear troneras.

TIPOS DE ABRASIVOS

Hay muchos tipos de abrasivos disponibles, pero hablaremos únicamente de los más utilizados en odontología. Los *abrasivos naturales* incluyen la piedra de Arkansas, la tiza, el corindón, el diamante, la piedra de esmeril, el granate, la piedra pómez, el cuarzo, la arena, el trípoli y el silicato de zirconio. El hueso de jibia y la diatomea derivan de restos de organismos vivos. Se prefieren los *abrasivos fabricados* debido a que estos materiales sintéticos tienen propiedades físicas más predecibles. Ejemplos de estos abrasivos fabricados son el carburo de silicona, el óxido de aluminio, el diamante sintético, el rojo de pulir y el óxido de estaño.

Piedra de Arkansas

La piedra de Arkansas es una piedra sedimentaria silícea de color gris claro y semitraslúcida que se explota en Arkansas. Contiene cuarzo microcristalino y es densa y dura. Su textura es uniforme. Pequeños fragmentos de este mineral se unen a espigas de metal y se cortan en formas diferentes para afilar el esmalte dentario y aleaciones de metal.

Tiza

La *tiza* es una de las formas minerales de la calcita, un abrasivo blanco compuesto de carbonato cálcico. La tiza se utiliza en forma de pasta abrasiva blanda para pulir esmalte dental, láminas de oro, amalgama y materiales plásticos.

Corindón

Esta forma mineral del óxido de aluminio suele ser blanca. Sus propiedades físicas son inferiores a las del óxido de aluminio alfa (α), que lo ha reemplazado ampliamente para las aplicaciones dentales. El corindón se utiliza principalmente para afilar aleaciones me-

Material chroniony prawem autorskim

tálicas y está disponible como abrasivo aglutinado en varias formas. Como más se utiliza es en un instrumento denominado *piedra blanca*.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las ventajas y desventajas de los abrasivos de diamante natural frente a los abrasivos de diamante sintético?

Diamante natural

El diamante es un mineral natural, incoloro y transparente, compuesto de carbono. Es la sustancia más dura conocida. El diamante es llamado *superabrasivo* debido a su capacidad para abrasionar cualquier otra sustancia. Los abrasivos de diamante se suministran en varias formas, que incluyen instrumentos rotatorios con abrasivo aglutinado, tiras abrasivas flexibles con refuerzo de metal y pastas de pulir de diamante. Se utilizan fundamentalmente con cerámicas y resinas compuestas.

Abrasivos sintéticos de diamante

Las ventajas de los diamantes sintéticos sobre los naturales incluyen su forma y tamaño controlable y constante, así como su bajo coste si se compara con los diamantes naturales. La forma de los diamantes determina el aglutinante necesario para su uso. Los aglutinantes pueden ser resina o metal. Los diamantes aglutinados con resina tienen bordes agudos. Durante su uso, estos filos se rompen y exponen nuevos bordes y ángulos agudos. Por otra parte, los diamantes aglutinados con metal tienen un tamaño más regular y constante. Actúan como puntos o bordes cortantes principalmente debido a su dureza, más que a su forma. Las partículas de diamante sintético más grandes tienen un aspecto verdoso debido a su reacción química con el níquel durante el proceso de fabricación. El diamante fabricado se emplea casi exclusivamente como abrasivo y su producción es cinco veces superior a la del abrasivo de diamante natural. Este abrasivo se utiliza para la fabricación de sierras, ruedas y fresas de diamante. Se usan bloques con partículas de diamante embebidas para verificar otros tipos de abrasivos aglutinados. También se fabrican pastas de pulir de diamante con partículas de un diámetro menor de 5 µm. Los abrasivos sintéticos de diamante se emplean principalmente con estructura dentaria, materiales cerámicos y resinas compuestas.

Piedra de esmeril

Este abrasivo es un corindón de color negro grisáceo que se prepara en forma de grano fino. La piedra de esmeril se utiliza fundamentalmente en forma de discos abrasivos recubiertos y está disponible en varios tamaños de grano. Puede aplicarse para el acabado de aparatos de aleaciones metálicas o resina acrílica.

Granate

El término *granate* incluye minerales diferentes que tienen propiedades físicas y formas cristalinas similares. Estos minerales son: silicatos de aluminio, cobalto, hierro, magnesio y manganeso. El abrasivo de granate utilizado en odontología suele tener un color rojo oscuro. El granate es extremadamente duro y, al romperse durante el proceso de afilado, da lugar a la formación de láminas agudas, con forma de cincel, lo que lo convierte en un abrasivo muy eficaz. El granate se presenta en forma de discos recubiertos y bandas trenzadas. Se utilizan para afilar aparatos de aleaciones metálicas y resina acrílica.

Material chroniony prawem autorskim

Piedra pómez

La actividad volcánica da lugar a este material gris claro, altamente silíceo. Se utiliza principalmente en forma de polvo, pero también puede encontrarse en algunos abrasivos aglutinados con goma. Las dos formas de la piedra pómez se utilizan sobre materiales de resina acrílica. El polvillo de la piedra pómez es una roca volcánica de grano extremadamente fino, originaria de Italia, que se emplea para pulir esmalte dental, láminas de oro, amalgama dental y resinas acrílicas.

Cuarzo

La forma del cuarzo que más se utiliza es muy dura, incolora y transparente. Es el mineral más abundante y extendido. Las partículas cristalinas del cuarzo se pulverizan para formar partículas agudas y angulares, útiles para fabricar discos abrasivos recubiertos. La principal aplicación de los abrasivos de cuarzo es el acabado de las aleaciones metálicas; también pueden emplearse para afilar el esmalte dental.

Arena

La arena es una mezcla de pequeñas partículas minerales formadas, en mayor parte, por sílice. Las partículas representan una mezcla de colores, lo que hace que los abrasivos de la arena tengan un aspecto distintivo. Las partículas de arena tienen formas desde redondeadas a anguladas. Se aplican mediante aire comprimido para eliminar materiales refractarios de revestimiento de los colados de aleaciones de metal de base. También se recubren sobre discos de papel para el afilado o desbastado de aleaciones metálicas o resinas acrílicas.

Trípoli

Este abrasivo deriva de una roca sedimentaria silícea friable de bajo peso. El trípoli puede ser blanco, gris, rosa, rojo o amarillo. Los que más se utilizan en odontología son el gris y el rojo. La piedra se muele en partículas muy finas a las que se les da forma de barra con aglutinantes muy finos de compuestos de pulido. El trípoli se emplea para pulir aleaciones metálicas y algunas resinas acrílicas.

Silicato de zirconio

El silicato de zircón o zirconio se suministra como un mineral blancuzco. Este material se muele en varios tamaños de partícula y se utiliza para fabricar discos y tiras abrasivas recubiertos. Se emplea frecuentemente como componente de las pastas de profilaxis dental.

Hueso de jibia

Denominado comúnmente *sepia, hueso de jibia* o *jibia,* este abrasivo es un polvo calcáreo blanco que procede del caparazón interno pulverizado de un molusco mediterráneo del género *Sepia*. La jibia está disponible como abrasivo recubierto y es útil para operaciones de abrasión delicada, como el pulido de márgenes metálicos o restauraciones de amalgama dental.

Diatomea

Este material está formado por los restos silíceos de minúsculas plantas acuáticas conocidas como *diatomeas*. La forma de la diatomea de grano más grueso se denomina *tierra de diatomeas* y se utiliza como relleno de muchos materiales dentales, entre ellos los hidroco-

Materiał chroniony prawem autorskim

loides de impresión. La diatomea es un abrasivo blando excelente, pero es importante el riesgo de silicosis respiratoria causada por la exposición crónica a las partículas de este material que circulan por el aire. Por ello, han de tomarse las precauciones adecuadas.

Carburo de silicona

Este abrasivo extremadamente duro fue el primer *abrasivo sintético* fabricado. Se producen dos tipos de carburo de silicona: verde y negro azulado. Estos dos tipos tienen propiedades físicas equivalentes. Se prefiere el verde porque los sustratos son más visibles frente a este color. El carburo de silicona es extremadamente duro y frágil. Las partículas son afiladas y se rompen para formar nuevas partículas agudas. Esto da lugar a un corte muy eficaz en una gran cantidad de materiales, entre los que se incluyen aleaciones metálicas, cerámicas y resinas acrílicas. Puede adquirirse el carburo de silicona como abrasivo en forma de discos recubiertos y como instrumentos con aglutinante vítreo y aglutinante de goma.

Óxido de aluminio

El óxido de aluminio fundido fue el segundo abrasivo sintético desarrollado. El óxido de aluminio sintético (alúmina) se elabora en forma de polvo blanco y puede ser mucho más duro que el corindón (alúmina natural) debido a su pureza. La alúmina puede procesarse con diferentes propiedades si se modifican ligeramente los reactantes durante el proceso de fabricación. Disponemos de distintos tamaños de grano de alúmina y este material ha sustituido ampliamente a la piedra de esmeril para varios usos abrasivos. El óxido de aluminio se utiliza mucho en odontología para fabricar abrasivos aglutinados y abrasivos en polvo propulsados por aire. El óxido de aluminio sinterizado se emplea en la fabricación de piedras blancas, muy utilizadas para retocar el esmalte dental y para el acabado de aleaciones metálicas, resinas compuestas y cerámicas.

Pueden obtenerse variaciones de los abrasivos de óxido de aluminio de color rojo y del color del rubí añadiendo compuestos de cromo a la fusión original. Estas variantes se venden en una forma con aglutinante vítreo como piedras montadas no contaminantes para la preparación de aleaciones ceramometálicas como receptáculo de la porcelana. Las partículas remanentes de estos abrasivos, junto con otros residuos, han de ser eliminados de la superficie de los metales empleados para la unión metal-cerámica; de esta manera, no se impedirá la unión óptima de la porcelana a la aleación de metal. Un estudio de Yamamoto (1985) sugiere que las fresas de carburo son los instrumentos más eficaces para el acabado de este tipo de aleación debido a que no contaminan la superficie metálica con la inclusión de partículas abrasivas.

Rojo de pulir

El óxido de hierro es el componente abrasivo rojo y fino del rojo de pulir. Al igual que el trípoli, el rojo de pulir se aglutina con diversos ligantes blandos en forma de bizcocho. Se utiliza para el pulido de aleaciones de metales muy nobles.

Óxido de estaño

El óxido de estaño es un abrasivo extremadamente fino muy empleado como agente de pulido de dientes y restauraciones metálicas en la cavidad oral. Se mezcla con agua, alcohol o glicerina para formar una pasta ligeramente abrasiva.

Pastas abrasivas

Las pastas abrasivas más utilizadas contienen partículas de óxido de aluminio (alúmina) o de diamante. Las pastas de alúmina deben usarse con un instrumento rotatorio y

Material chroniony prawem autorskim

agua en cantidades cada vez mayores conforme se va pasando, durante el proceso de pulido, de los abrasivos más gruesos a los más finos. No se utiliza agua con las pastas abrasivas de diamante. Los instrumentos que aplican la pasta sobre la superficie del material son igualmente importantes. Entre ellos se encuentran: copas de profilaxis (ribeteadas y no ribeteadas, más flexibles), cepillos y ruedas de fieltro. Las pastas abrasivas presentan algunos inconvenientes. Primero, son relativamente espesas y no pueden acceder a las troneras. Segundo, estas pastas tienden a salpicar más allá del instrumento. Tercero, cuando la refrigeración es insuficiente o no se emplea una técnica de pulido intermitente, se genera calor.

PROCEDIMIENTOS DE ACABADO Y PULIDO

Restauraciones de resina compuesta

Las resinas compuestas son algunos de los materiales más difíciles de acabar y pulir hasta conseguir un alto brillo debido a que contienen una matriz de resina relativamente blanda con partículas duras de relleno en su estructura. Esto resulta en un afilado selectivo asociado con el material blando y las partículas duras, problema especialmente palpable con las resinas híbridas. Además, el pulido final de una restauración de resina compuesta depende de los rellenos y la matriz, del diseño de la preparación, de la eficacia del curado y del tiempo posterior a la polimerización necesario para que el material adquiera sus propiedades finales. Para algunas resinas compuestas, se recomienda un lapso de diez minutos o más para que se produzca la polimerización completa. Las lámparas de polimerización, como las halógenas, han de tener una potencia luminosa mínima de 475 nm/mm^2 para la mayoría de las resinas fotopolimerizables. Las resinas quimiopolimerizables han de ser colocadas en la cavidad dentro del tiempo de trabajo de estos materiales.

Las partículas del relleno expuestas forman picos y valles que no tienen un aspecto brillante. Durante cada etapa del acabado y pulido, el operador debe actuar en una sola dirección. A continuación, tras el uso del siguiente abrasivo en la secuencia, el pulido debe continuar en una dirección perpendicular a la anterior. Este proceso hace que los arañazos se vean más y que se compruebe más rápidamente la eficacia de su eliminación. Los abrasivos e instrumentos de pulido recomendados deben ser utilizados siguiendo la secuencia correcta, sin que el odontólogo omita pasos intermedios, por ejemplo utilizando un disco abrasivo fino después de uno grueso, en lugar de uno medio. El operador puede escoger un sistema que va a usar desde el principio hasta el fin (como discos recubiertos de abrasivo o discos flexibles de goma impregnados de abrasivo) o combinar sistemas diferentes según sus preferencias y la localización de la restauración (como papel de lija en los sectores anteriores y cepillo en los sectores posteriores).

Las técnicas de acabado y pulido constan de tres fases esenciales: la primera consiste en el contorneado de la restauración con fresas de carburo de 12 hojas, fresas de diamante de 30 a 100 µm o discos recubiertos de abrasivo de grano grueso, según la predilección del odontólogo. La segunda fase es la de acabado con fresas de carburo de 16 a 30 hojas, fresas de diamante finas y extrafinas, piedras blancas (óxido de alúmina), piedras de Arkansas blancas o discos recubiertos de abrasivo medio y fino. Finalmente, el pulido se realiza con pastas de pulir fina y extrafina (óxido de aluminio o diamante), discos recubiertos de abrasivo extrafino, cepillos impregnados de carburo de silicona, o bien discos, copas o puntas de pulir de goma impregnados de diamante.

Amalgama dental

Para las restauraciones de amalgama, el bruñido por sí solo no proporciona una superficie completamente libre de arañazos y retenciones. Deben utilizarse piezas de mano a baja velocidad para acabar y pulir estas restauraciones. Antiguamente, se recomendaba esperar 24 horas antes de pulir las restauraciones de amalgama para dejarlas endurecer completamente. Sin embargo, si se realiza el acabado inicial de la restauración con una

Material chroniony prawem autorskim

pasta de profilaxis muy fina aplicada con una bolita de algodón o una copa de profilaxis de goma no ribeteada, a baja velocidad y presión ligera, se obtendrá un acabado liso, similar al terciopelo, que adquirirá brillo al irse desgastando normalmente en la cavidad oral. Las amalgamas esféricas fraguan más deprisa y pueden ser acabadas y pulidas antes.

Si la amalgama ha alcanzado un estado de endurecimiento avanzado, en el que ya no resulta eficaz abrasionarlo con una pasta fina de profilaxis, en la siguiente cita debe actuarse de la siguiente manera: 1) realizar un contorneado con piedras verdes o fresas de diamante a baja velocidad y con puntas de goma marrones y verdes y 2) aplicar una mezcla de piedra pómez suave con agua o alcohol con un cepillo o una rueda de fieltro rotatorios para pulir la superficie.

Aleación de oro

El oro es un material relativamente blando. Por tanto, requiere un enfoque diferente al utilizado para otros metales empleados en odontología. Deben utilizarse piezas de mano a baja velocidad para el acabado y pulido de las aleaciones de oro. La técnica consta de los siguientes pasos: 1) contorneado con fresas de carburo de tungsteno, piedras verdes (carburo de silicona) o piedras sin calor, 2) acabado con piedras rosas (óxido de aluminio) o ruedas y puntas de goma impregnadas de un abrasivo de grano medio (marrón y verde), 3) aplicación de ruedas, copas y puntas de goma impregnadas de un abrasivo de grado fino y, si es necesario 4) aplicación de trípoli o rojo de pulir con ruedas de tela o cuero.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las diferencias entre acabar y pulir una cerámica extraoralmente e intraoralmente?

Restauraciones de porcelana

La superficie ideal para las restauraciones de cerámica es una que esté pulida y glaseada. La obtención de una capa **vítrea** mediante los procesos de **glaseado** natural o **sobreesmaltado** no produce necesariamente una superficie lisa si la superficie inicial de cerámica presenta una rugosidad significativa. Las superficies más tersas se obtienen extraoralmente antes de cementar una prótesis. En boca, sin embargo, se pueden pulir con éxito pequeñas rugosidades sin comprometer la calidad de la superficie. Además, el pulido mejora la resistencia de la parte superficial de una prótesis cerámica porque elimina poros y microfracturas. Es importante una refrigeración adecuada in vivo cuando se están acabando y puliendo restauraciones de porcelana. Son críticos, durante todo el proceso, el uso de la jeringa de aire-agua y el mantenimiento de un contacto intermitente entre la restauración y el instrumento rotatorio. Debe evitarse un contacto continuo entre ambos. Las piedras sin calor (carburo de silicona) proporcionan una reducción del mismo y pueden utilizarse como alternativa. Hay disponibles varios juegos para el acabado y pulido de las restauraciones cerámicas. Cuando se empleen sistemas diferentes, han de seguirse las instrucciones del fabricante. Dependiendo de las preferencias del odontólogo, puede describirse una técnica general de la siguiente manera: 1) Contorneado con discos flexibles de diamante, fresas de diamante, piedras sin calor o de polímero, o bien piedras verdes (carburo de silicona). 2) Acabado con piedras blancas o discos, copas y puntas de goma impregnadas de abrasivo. Este proceso puede tener que realizarse en dos o tres etapas, dependiendo del sistema utilizado. 3) Pulido con discos, copas y puntas de goma impregnadas de un abrasivo fino o, si es necesario, con el uso de una pasta de diamante aplicada con un cepillo o una rueda de fieltro. 4) Aplicación de una capa de sobreesmaltado o realización de un glaseado natural de la cerámica, si es necesario. Para el pulido intraoral, han de aplicarse instrumentos rotatorios intermitentemente y utilizarse como refrigerante una cantidad abundante de agua.

Material chroniony prawem autorskim

Resinas acrílicas para bases de prótesis y carillas

Las resinas acrílicas son materiales relativamente blandos. Para evitar el sobrecalentamiento, se ha de aplicar sobre la superficie una gran cantidad de lechada de piedra pómez. El contacto intermitente con el sustrato ayuda también a evitar el sobrecalentamiento. Se recomiendan los siguientes pasos para esta técnica: 1) Contorneado con fresas de carburo de tungsteno y papel de lija. 2) Uso de una punta de goma para eliminar los arañazos. 3) Aplicación de piedra pómez con una rueda de tela, una rueda de fieltro, un cepillo de cerdas o una copa de profilaxis, dependiendo del tamaño del área a pulir. 4) Aplicación de trípoli o una mezcla de tiza y alcohol con una rueda de tela.

Tecnología neumática de abrasión

Como alternativa al uso de instrumentos rotatorios para cortar, los sistemas neumáticos de abrasión pueden producir un chorro de alta presión, controlado con mucha precisión, de partículas de óxido de aluminio de 25 a 30 µm que eliminan esmalte, dentina y materiales de restauración. Puesto que la abrasión con aire casi no genera calor ni vibración, se minimiza la posibilidad de producir astillados o microfracturas en los dientes. Estos sistemas tienen las siguientes aplicaciones: preparación de cavidades, remoción de resinas compuestas defectuosas, acceso endodóncico a través de coronas de porcelana, preparaciones muy pequeñas para reparar márgenes coronales, tunelizaciones, remoción superficial de tinciones, limpieza de superficies dentarias antes de aplicar sistemas de adhesión y asperización de las superficies internas de restauraciones indirectas de porcelana o resina compuesta antes de la adhesión.

Pulido neumático para los procedimientos de higiene dental. Denominado a menudo pulido con aire, el pulido neumático se basa en la producción controlada de aire, agua y una lechada de bicarbonato sódico para eliminar placa y tinciones de la superficie de los dientes. Si se compara con las técnicas que emplean copa de goma y pasta de profilaxis, esta tecnología es más rentable en tiempo y permite el acceso a muchas superficies dentales. Sin embargo, se ha observado que puede dañar las superficies de las restauraciones más blandas, como los ionómeros de vidrio. Por tanto, deben utilizarse con precaución alrededor de restauraciones cosméticas.

DENTÍFRICOS

Los dentífricos, disponibles en forma de pastas de dientes, geles y polvos, cumplen tres funciones importantes. En primer lugar, sus acciones abrasiva y detergente eliminan más eficazmente residuos, placa y película teñida que si se usa únicamente el cepillo de dientes. En segundo lugar, pulen los dientes permitiendo una mayor reflexión de la luz y un aspecto más estético. El alto pulido, como beneficio añadido, permite que los dientes resistan mejor el depósito de microorganismos y tinciones que superficies más rugosas. Finalmente, los dentífricos actúan como vehículo de agentes terapéuticos con beneficios conocidos; entre ellos, fluoruros, agentes para el control del cálculo, agentes desensibilizantes y agentes remineralizantes. Los fluoruros aumentan la resistencia a la caries y pueden, con una higiene oral correcta, favorecer la remineralización de las lesiones adamantinas no cavitadas incipientes. Los agentes para el control del cálculo, como los pirofosfatos potásico y sódico, reducen la velocidad de formación de nuevos depósitos supragingivales de cálculo. Los agentes desensibilizantes con eficacia clínica probada son el cloruro de estroncio y el nitrato potásico. Se están investigando las ventajas terapéuticas de otros aditivos, como los peróxidos y los bicarbonatos. Los productos anunciados como «dentífricos blanqueadores» pueden contener sólo un agente abrasivo o uno químico y uno abrasivo. El primer tipo de aditivo actúa eliminando mecánicamente la tinción superficial, mientras que el último lo hace mediante un mecanismo combinado de abrasión y blanqueamiento.

Material chroniony prawem autorskim

Composición

La tabla 13-3 enumera los componentes más habituales de los dentífricos. Las concentraciones del abrasivo en los dentífricos en gel y pasta son un 50 y un 75% más bajas que la de los dentífricos en polvo. Por tanto, los polvos deben utilizarse menos frecuentemente y con mucha precaución (especialmente cuando hay dentina y cemento expuestos) para evitar una abrasión dentinaria excesiva y sensibilidad pulpar.

Tabla 13-3 Componentes típicos de los dentífricos*

Componente	Composición (% en peso)		Sustancias	Objetivo
	Pastas y geles	Polvos		
Abrasivo	20-55	90-98	Carbonato cálcico	Remoción de placa/tinción Pulido de superficie dentaria
			Fosfato cálcico dibásico dihidratado	
			Alúmina hidratada	
			Sílice hidratado	
			Bicarbonato sódico	
			Mezclas de los abrasivos nombrados	
Detergente	1-2	1-6	Lauril sulfato sódico	Ayuda a remoción de residuos
Colorantes	1-2	1-2	Colorantes alimentarios	Aspecto
Saborizante	1-2	1-2	Aceites de menta verde, hierbabuena, gualteria o canela	Sabor
Humectante	20-35	0	Sorbitol, glicerina	Mantiene contenido húmedo
Agua	15-25	0	Agua desionizada	Agente de suspensión
Aglutinante	3	0	Alga carragenina	Espesante, previene separación sólido-líquido
Fluoruro	0-1	0	Monofluorofosfato sódico	Previene caries dental
			Fluoruro sódico	
			Fluoruro estañoso	
Agentes para el control del cálculo	0-1	0	Pirofosfato disódico	Inhibe formación de cálculo sobre margen gingival
			Pirofosfato tetrasódico	
			Pirofosfato tetrapotásico	
Agentes desensibilizantes	0-5	0	Nitrato potásico Cloruro de estroncio	Promueve oclusión de túbulos dentinarios

*Parte de la información sobre la composición proporcionada por el Dr. George Stookey.

Material chroniony prawem autorskim

Abrasividad

El dentífrico ideal debe proporcionar la mayor acción de limpieza posible de las superficies dentarias con los menores porcentajes de abrasión posibles. Los dentífricos no tienen por qué ser muy abrasivos para limpiar los dientes eficazmente. Esto es una ventaja, por que el cemento y la dentina de las superficies radiculares expuestas se desgastan 35 y 25 veces más que el esmalte, respectivamente. Se han desarrollado pruebas de laboratorio estandarizadas para medir la capacidad de limpieza y la abrasividad de un dentífrico. En este apartado nos centraremos únicamente en las pruebas de abrasividad. Actualmente, los métodos de elección para evaluar la abrasividad de un dentífrico emplean muestras de dentina irradiada que se cepillan durante varios minutos con los dentífricos de prueba y otros de referencia. Se calcula entonces la proporción de abrasividad comparando la cantidad de fósforo radiactivo (^{32}P) liberada por cada dentífrico y multiplicando este valor por 1.000. Un dentífrico debe obtener una puntuación de abrasividad de 200 a 250, o menos, para satisfacer los requisitos de la prueba de abrasividad propuesta por la American Dental Association (ADA) y la International Organization for Standardization (ISO). Esto significa que un dentífrico de prueba puede abrasionar del 20 al 25% de dentina con respecto al de referencia estándar para ser considerado seguro en su uso normal. Surge un problema con esta prueba de laboratorio y es que no considera todas las variables que influyen en la abrasividad en condiciones in vivo. El cuadro 13-1 recoge algunos de los factores que modifican la abrasividad del dentífrico.

Otro problema es que no todos los dentífricos responden de una forma similar a esta prueba. Por ejemplo, los dentífricos que contienen bicarbonato sódico obtienen resultados bajos en la prueba porque las partículas se disuelven completamente en aproximadamente un minuto de los ocho que dura la prueba. Esto demuestra que es muy difícil, si no imposible, utilizar un ensayo de laboratorio para predecir la abrasividad real de varios dentífricos in vivo. Los pacientes experimentan cantidades similares de desgaste relativo por parte de varias pastas de dientes como las encontradas en las pruebas de laboratorio. La mayoría de los dentífricos actuales no son excesivamente abrasivos. De hecho, un artículo publicado ha clasificado 48 dentífricos según su capacidad de limpieza y su abrasividad. A los productos se les dan valores de abrasividad alta, mo-

CUADRO 13–1
Factores que modifican la abrasividad del dentífrico

FACTORES EXTRAORALES
Tipo, tamaño y cantidad de la partícula abrasiva en el dentífrico
Cantidad de dentífrico utilizado
Tipo de cepillo dental
Técnica de cepillado y fuerza aplicada durante el cepillado
Frecuencia y duración del cepillado
Coordinación y estado mental del paciente
FACTORES INTRAORALES
Consistencia y cantidad de saliva (variaciones normales)
Xerostomía inducida por medicamentos, patología de las glándulas salivales y radioterapia
Presencia, cantidad y calidad de los depósitos dentales existentes (película, placa, cálculo)
Exposición de superficies radiculares de los dientes
Presencia de materiales de restauración, prótesis dentales y aparatos de ortodoncia

Material chroniony prawem autorskim

derada o baja. Es muy probable que la mayoría de los productos evaluados cumplan los requisitos del American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) y de la prueba de la ISO. Por ello, han de considerarse estas clasificaciones como una guía de productos que no superan un valor de abrasividad aceptable (seguro) máximo.

Programa de aceptación de la ADA

Un comentario sobre los dentífricos no está completo si no se menciona el programa de aceptación de la ADA para estos productos. La ADA determina que un dentífrico es «aceptado» sólo si cumple unos requisitos específicos. Primero, su abrasividad no debe exceder el valor de abrasividad máximo aceptable de 250 (valor límite también para el estándar de la ISO). Segundo, el fabricante debe presentar datos científicos, procedentes habitualmente de ensayos clínicos, que verifiquen la información que el fabricante quiera poner en el envase del producto o en los anuncios comerciales. Estos anuncios del fabricante son también revisados periódicamente por el Consejo correspondiente de la ADA.

Al anunciar el producto, el fabricante no debe proclamar ni dar a entender que el dentífrico confiere beneficios que no han sido específicamente probados. Algunos fabricantes crean pastas de dientes excelentes, pero no reclaman la aceptación de la ADA simplemente porque no quieren que aparezcan tales restricciones en su publicidad. Los productos que reciben el sello de la ADA se etiquetan con un manifiesto único e individual que establece lo que el dentífrico pretende conseguir.

Cepillos dentales

Se ha demostrado que la rigidez de las cerdas del cepillo de dientes, aisladamente, no tiene ningún efecto en la abrasión de los tejidos duros dentales. En cambio, cuando se utiliza un dentífrico, es evidente que las cerdas más flexibles del cepillo se doblan con más facilidad y ponen más partículas abrasivas en contacto con la estructura dentaria, pero con fuerzas relativamente más ligeras. Esta interacción debe producir una abrasión y una acción limpiadora más eficaces en las zonas a las que llega el cepillo. Se afirma que los cepillos eléctricos proporcionan una serie de acciones de limpieza que van más allá de las conseguidas con los cepillos manuales.

Agradecimientos

Se agradecen las contribuciones de Charles DeFreest en la elaboración de este capítulo en su décima edición.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Carr MP, Mitchell JC, Seghi RR, and Vermilyea SG: The effect of air polishing on contemporary esthetic restorative materials. Gen Dent 50(3):238–241, 2002.

Este artículo describe los efectos del pulido con aire sobre diferentes materiales dentales.

Consumer Reports. Toothpastes. September 1992, pp 602–606.

Esta organización envió 48 dentífricos a laboratorios independientes para que analizaran su abrasividad y la eficacia de su acción limpiadora. A continuación, y siguiendo estos criterios, se estableció una clasificación de estas pastas de dientes. La American Dental Association ya no proporciona una clasificación según las pruebas de laboratorio. Por ello, este ensayo puede servir como guía para la selección de dentífricos por el hecho de que las pruebas se realizaron in vitro en lugar de en un recinto clínico.

Cooley RL: Aerosol hazards. In: Goldman HS, Hartman KS, and Messite J (eds): Occupational Hazards in Dentistry. Chicago, Yearbook Medical, 1984, pp 21–33.

Se presentan fuentes de aerosoles dentales, sus riesgos y medidas preventivas.

Fairhust CW, Lockwood PE, Ringle RD, et al: The effect of glaze on porcelain strength. Dent Mater 8:203-207, 1992.

Fruits TJ, Miranda FJ, and Coury TL: Effects of equivalent grit sizes utilizing different polishing motions on selected restorative materials. Quintessence Int 27(4):279-285, 1996.

Hefferren JJ: Laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. J Dent Res 55:563, 1976.

Esta reseña bibliográfica describe la prueba de abrasividad del dentífrico

Material chroniony prawem autorskim

Hutchings IM: Tribology: Friction and Wear of Engineering Materials. Boca Raton, FL, CRC Press, 1992.

Esta publicación describe detalladamente las bases científicas de la fricción, el desgaste y la lubricación.

Kroschwitz JI, and Howe-Grant M (eds): Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology, 4th ed, Vol 1. New York, John Wiley and Sons, 1991, pp 17–37.

Esta enciclopedia presenta una revisión detallada de abrasivos específicos, sus propiedades físicas y sus técnicas de fabricación.

Mackert JR: Side effects of dental ceramics. Adv Dent Res 6:90–93, 1992.

Presenta información sobre la silicosis y los riesgos potenciales de la generación de polvo de porcelana durante los procedimientos de afilado.

Nakazato T, Takahashi H, Yamamoto M, Nishimura F, and Kurosaki N: Effects of polishing on cyclic fatigue strength of CAD/CAM ceramics. Dent Mater J 18(4):395-402, 1999.

Powers JM, and Bayne SC: Friction and wear of dental materials: In: Henry SD (ed): Friction Lubrication and Wear Technology, ASM Handbook, Vol 18. Materials Park, OH, American Society of Metals International, 1992, pp 665-681.

Este artículo, una recopilación de información de más de 200 fuentes, presenta una revisión de la fricción y el desgaste en relación con los tejidos dentales humanos y los materiales para restauración.

Ratterman E, and Cassidy R: Abrasives: In: Lampman SR, Woods M, and Zorc TP (eds): Engineered Materials Handbook, Vol 4, Ceramics and Glasses. Materials Park, OH, ASM International, 1991, pp 329-335.

Presenta un sistema para seleccionar abrasivos para vidrios y cerámicas basándose en una comparación de sus propiedades físicas. Se presentan tablas de propiedades mecánicas de algunos de estos materiales.

Stookey GK, Burkhard TA, and Schemehorn BR: In vitro removal of stain with dentifrices. J Dent Res 61:1236, 1982.

Se presenta un método para medir la eficacia de limpieza de un dentífrico.

Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ: Effects of grinding, polishing, and over glazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. Int J Prosthodont 9(1):30-37, 1996.

Yamamoto M: Metal-Ceramics. Chicago, Quintessence, 1985, pp 124-130.

Discute la preparación de las aleaciones ceramometálicas para la aplicación de la porcelana, utilizando excelentes fotografías.

Material chroniony prawem autorskim

III
MATERIALES PARA RESTAURACIÓN DIRECTA

14 Adhesión, 381

15 Resinas para restauraciones, 399

16 Cementos dentales, 443

17 Amalgamas dentales, 495

18 Oro para obturación directa, 545

Material chroniony prawem autorskim

14
Adhesión

Barry K. Norling

ESQUEMA

Mecanismos de adhesión
Técnica de grabado ácido
Adhesivos dentinarios
Medición de las fuerzas de adhesión y la microfiltración
Restauraciones con vidrio ionómero
Amalgama adherida
Selladores de fosas y fisuras

PALABRAS CLAVE

Acondicionador dentinario: Sustancia ácida que disuelve la estructura inorgánica de la dentina y produce una malla de colágeno que permite la infiltración del adhesivo dentinario.
Adhesión: Proceso de

La adhesión verdadera ha sido el «Santo Grial» de todos los materiales de restauración durante muchas décadas. Si se lograse una verdadera unión entre los materiales y las estructuras dentarias, se satisfarían tres objetivos:

1. Conservar mucha más estructura sana del diente.
2. Conseguir una retención óptima.
3. Evitar **microfiltraciones.**

Se ha observado un crecimiento exponencial en el desarrollo de los materiales adhesivos y las técnicas a medida que nos adentramos en el siglo XXI. No se puede confiar, salvo en contadas excepciones, en un mecanismo adhesivo como único valuarte de la retención, pero se puede decir que ya nos encontramos en la era de la *odontología adhesiva* y de la rama asociada con ésta: la *odontología estética.*

MECANISMOS DE ADHESIÓN

En el capítulo 2 se trató la ciencia de la adhesión. Para nuestros propósitos, resumiremos brevemente los principios de la adhesión esenciales que se necesitan para entender la adhesión dentinaria.

Los tejidos orales duros y el medio que los rodea son complejos. No es de extrañar, por tanto, que los mecanismos de adhesión que se han utilizado de manera exitosa también lo sean. En general, los factores que pueden jugar un mayor o menor papel para lograr la adhesión son:

1. Humectación.
2. Interpenetración (formación de la zona híbrida).
3. Engranaje micromecánico.
4. Adhesión química.

La humectación es el mecanismo fundamental del que depende el éxito de todo el resto de los mecanismos de adhesión. Un adhesivo no puede producir engranaje micromecánico, adhesión química o retículas de interpenetración a menos que el material contacte de manera íntima, se reparta por toda la superficie y llene las irregularidades microscópicas y submicroscópicas. Esta situación se produce cuando el adhesivo moja toda la superficie. A pesar de que la humectación es esencial para la adhesión intraoral, no es suficiente para garantizar una unión duradera. Esta insuficiencia es muy rara dentro del mundo de los adhesivos. Por ejemplo, se pueden pegar dos láminas de cristal mediante resina epoxi de una manera fuerte y duradera. Y sin embargo es una combinación que no requiere la unión química primaria entre el adhesivo y el adherente, ni engranaje micromecánico ni interpenetración. No se puede esperar el mismo resultado cuando el sustrato es el tejido dentario.

La humectación de la estructura dentaria no obtiene adhesiones intraorales duraderas debido a que los sustratos principales (adherentes), el esmalte y la dentina, están hidratados, son hidrofílicos y son permeables al agua. Este tipo de adherentes precisan de un adhesivo hidrofílico e hidrolíticamente estable. Sin embargo, incluso a pesar de que la superficie sea secada inicialmente antes de la aplicación del adhesivo, se produce la difusión de agua en una o más capas que se juntan tanto al tejido como al adhesivo. Desgraciadamente, el agua tiene muy baja fuerza de cizallamiento, por lo que la fuerza adhesiva resultante entre dos superficies perfectamente planas es insignificante.

TÉCNICA DE GRABADO ÁCIDO

Antes del uso del grabado ácido al esmalte y de los agentes adhesivos al esmalte, la filtración de los fluidos orales en el espacio microscópico existente entre el diente preparado y los materiales de restauración era una de las principales preocupaciones en las restauraciones de resina compuesta, mucho más que con cualquier otro material de restauración. Hay otros tipos de materiales de restauración dental que presentaban algún tipo de mecanismo que compensaba los efectos de la filtración marginal. Por ejemplo, la corrosión de la amalgama a lo largo del tiempo produce un depósito de óxido de es-

Material chroniony prawem autorskim

taño y/o cloruro de estaño a lo largo de la interfase diente-restauración que provoca un sellado que está relativamente protegido frente a filtraciones. A pesar de que no son capaces de reducir las microfiltraciones, las restauraciones liberadoras de flúor inhiben la caries secundaria en los márgenes del diente adyacentes a la zona de unión, y en cierto modo los iones liberados de flúor pueden proteger incluso las superficies de los dientes adyacentes.

En 1955 Michael Buonocore realizó el primer avance significativo sobre la adhesión intraoral. Grabó el esmalte con ácidos y colocó material acrílico de restauración sobre las rugosidades micromecánicas de la superficie creada. El monómero de la resina acrílica mojaba la superficie grabada, se introducía en los defectos de grabado y originaba unas **prolongaciones de resina.** Uno de los ácidos acondicionadores de la superficie que usó, el ácido ortofosfórico, es el ácido que con más frecuencia se emplea en la actualidad para el grabado del esmalte y la dentina.

El grabado ácido de esmalte es una de las formas más efectivas de mejorar la adhesión mecánica y asegurar los defectos de sellado entre las fases. Este procedimiento ha permitido extender el uso de los materiales de restauraciones a base de resina debido a que proporcionan una unión fuerte entre el esmalte y la resina, dando paso a otros muchos procedimientos dentales innovadores como los retenedores metálicos unidos con resina, los frentes estéticos laminados de porcelana y los brackets ortodóncicos adheridos. También se han resuelto en gran medida los antiguos problemas típicos de las restauraciones a base de resinas, sobre todo la tinción marginal producida por la microfiltración (fig. 14-1). Sin la adhesión micromecánica, las resinas compuestas actuales no serían capaces de resistir la penetración marginal y, por tanto, se producirían filtraciones de los fluidos hacia las zonas adyacentes a estas restauraciones. Sin embargo, debido a los avances en este campo, en la actualidad la adhesión de las resinas compuestas con la estructura dentaria ofrece unas restauraciones duraderas.

Para que se produzca la adhesión entre los materiales de restauración a base de resina y el esmalte, se requiere una suficiente cantidad de esmalte grabado para que se produzca una disolución y una microporosidad adecuada del mismo, tal y como se muestra en la figura 14-2. Al contrario que en la superficie normal de esmalte no tratado, el esmalte grabado tiene una mayor energía superficial, lo que asegura que la resina moja rápidamente la superficie y penetra dentro de las microporosidades. Una vez que la resina penetra en las microporosidades, se puede polimerizar para formar las prolonga-

Fig. 14-1 Restauración de resina compuesta que presenta una pigmentación marginal grave. Esto se debe a una adaptación deficiente del material que provoca la filtración posterior. (Por cortesía de J. Osborne.)

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 14-2 Superficie de esmalte grabado en la que el ácido fosfórico ha disuelto preferentemente la zona central de los prismas de esmalte. (Por cortesía de K-J. Söderholm.)

ciones de resina que producen la adhesión mecánica al esmalte. Estas prolongaciones penetran de 10 a 20 µm dentro de las porosidades del esmalte, tal y como se ve en la figura 14-3, pero sus longitudes dependen de si el tiempo de grabado del esmalte y el tiempo de irrigación son suficientes para producir un entramado adecuado de esmalte grabado y a la vez eliminar los restos de residuos de grabado que se depositan en la superficie acondicionada.

Se ha empleado un gran número de ácidos para lograr una microporosidad adecuada. De ellos, el agente de grabado de elección ha sido el ácido fosfórico a una concentración entre el 30 y el 50%, normalmente al 37%. Por encima de una concentración del 50% se

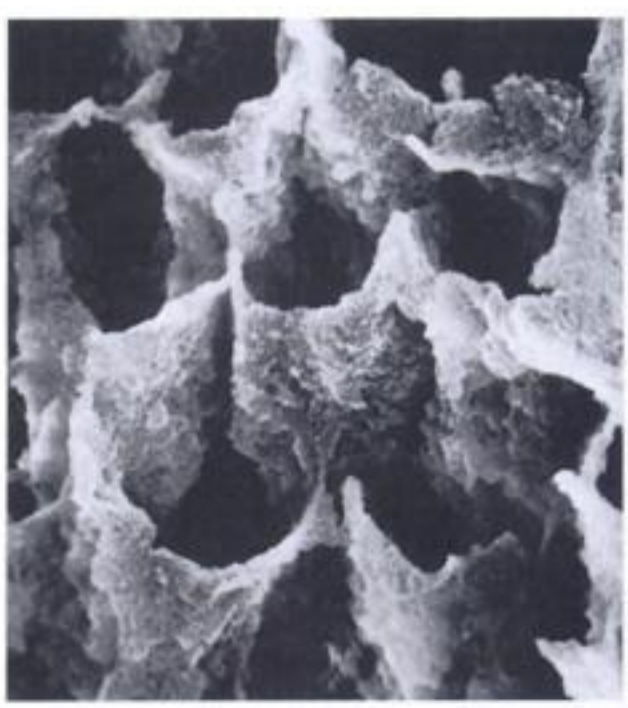


Fig. 14-3 Imagen de microscopio electrónico de barrido de las prolongaciones que se forman cuando la resina penetra dentro de las zonas grabadas del esmalte. La resina se aplicó al esmalte y después el esmalte grabado se disolvió mediante ácido para mostrar estas prolongaciones (magnificación original ×5000). (Por cortesía de K-J. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

produce el depósito de una capa adherente de fosfato de calcio monohidratado en la superficie grabada, que inhibe una disolución mayor. A pesar de que pueden tener una presentación acuosa, normalmente los ácidos se suministran en un gel acuoso que permite el correcto emplazamiento en un área específica. Estos geles se obtienen añadiendo sílice coloidal (las mismas partículas finas usadas en las resinas compuestas de microrrelleno) o perlas de polímero al ácido. Se usan cepillos para ubicar este gel de material ácido, o bien el ácido se puede aplicar en una jeringa con un dispensador con el que se alcanza la zona a tratar, sea esmalte o dentina. Durante su colocación, es importante evitar las burbujas de aire en la interfase, ya que si se mantienen, estas zonas no serán grabadas.

El tiempo de aplicación del ácido puede variar dependiendo de la exposición previa de la superficie del diente a los fluoruros. Por ejemplo, un diente permanente con un alto contenido en flúor proveniente del suministro de agua fluorada puede requerir un tiempo de grabado mucho mayor, al igual que ocurre con un diente temporal. En este último caso, para que los dientes temporales tengan una superficie preparada mejor, se debe aumentar el tiempo de grabado ya que el esmalte de estos dientes es más aprismático que el de los dientes definitivos. Normalmente el tiempo de grabado en la mayoría de los geles es de 15 segundos aproximadamente. La ventaja de este tiempo de grabado tan corto es que provee una fuerza de adhesión aceptable en la mayoría de los casos, a la vez que se conserva el diente y se reduce el tiempo de tratamiento.

Una vez que el diente ha sido grabado, el ácido se debe eliminar mediante irrigación con chorro de agua durante 20 segundos, tras los cuales el esmalte debe ser completamente secado. Cuando se seca el esmalte, debe tener un color blanco como de escarcha, que es indicativo de un grabado adecuado. Esta superficie se debe mantener limpia y seca hasta que se coloque la resina que va a formar la unión mecánica estable. Aunque aumenta la energía superficial durante el proceso de grabado del esmalte, se puede contaminar más fácilmente y por tanto disminuir el nivel de energía de la superficie tratada, lo que haría más difícil la humectación de dicha superficie con una resina que tuviera una energía superficial mayor. Por eso incluso un contacto esporádico con sangre o saliva puede evitar la formación de prolongaciones de resina y, por tanto, disminuir drásticamente la fuerza de adhesión. Otro riesgo potencial de contaminación es el aceite que se desprende del compresor y que se transporta a lo largo de los conductos del aire hacia la jeringa aire-agua. Si se produce una contaminación, se debe limpiar de la superficie y grabar el esmalte de nuevo durante otros 10 segundos.

La fuerza de adhesión del esmalte grabado oscila entre los 15 y 25 MPa, en función de la resina y del método de medida usado. La resina bis-GMA/dimetacrilato trietilenglicol (TEGDMA) muestra unos valores de fuerza adhesiva menores, mientras que los **adhesivos dentinarios** más modernos tienen valores mayores. La diferencia es pequeña y ofrece variaciones grandes durante las mediciones, por lo que clínicamente no parece significativa. Sin embargo, las diferencias in vitro de estos nuevos materiales pueden verse relacionadas con una mayor capacidad de humectación del esmalte grabado. Si el esmalte se seca con aire templado o con una irrigación de etanol se aumenta la fuerza de adhesión, lo que sugiere que la humedad puede quedar atrapada en los microporos incluso cuando la superficie parece seca. Resumiendo, la técnica de grabado ácido ha resultado ser una técnica sencilla, conservadora y eficaz para el empleo de las resinas en muchos procedimientos odontológicos.

Las fisuras de grabado se producen como resultado de la disolución selectiva de la zona central de los prismas del esmalte (grabado tipo I) tal y como se muestra en la figura 14-2, o de la zona periférica (grabado tipo II) como se ve en las prolongaciones de la resina de la figura 14-3. En cualquier caso, las prolongaciones de resina tienen unas medidas aproximadas de 6 µm de diámetro y de 10 a 20 µm de longitud (en dientes maduros extraídos, las prolongaciones pueden llegar a ser de 100 a 200 µm de longitud).

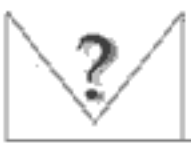
La técnica de grabado ácido no fue empleada en los años siguientes a su descubrimiento. La razón de esto residía en las deficientes propiedades que presentaban los materiales de obturación acrílicos. Los cambios dimensionales térmicos y el fraguado pueden producir tensiones en la unión capaces de provocar una ruptura de la unión al esmalte grabado;

Material chroniony prawem autorskim

esto es posible debido a la gran cantidad de contracción de polimerización (>6% vol) y a que el coeficiente de expansión térmica excede de 100 ppm/°C. La técnica de grabado ácido fue redescubierta después de que se empezaron a comercializar las resinas compuestas de macrorrelleno a mediados de los sesenta. En la actualidad, el grabado ácido se utiliza para conseguir una adhesión estable en procedimientos tan diversos como la adhesión de los brackets ortodóncicos o la adhesión de los frentes laminados de porcelana.

A pesar de la baja contracción y el bajo coeficiente de expansión térmica de las actuales resinas compuestas, el grabado de esmalte no se puede tomar como la única fuente de retención a no ser aquellas pequeñas cavidades en las que el esmalte rodea toda la periferia de la misma. Sin embargo, el esmalte acondicionado es básico para asegurar un sellado marginal incluso cuando la retención recae en la forma retentiva de la cavidad y/o en la **adhesión dentinaria.**

PREGUNTA CLAVE



¿Por qué cuando se emplean adhesivos dentinarios no se produce adhesión química?

ADHESIVOS DENTINARIOS

Antes de que se adoptase la técnica de grabado total de dentina y esmalte, se utilizaron agentes de adhesión al esmalte. Debido a que las resinas compuestas son más viscosas que las resinas acrílicas sin relleno, se desarrollaron los agentes de adhesión a esmalte para mejorar la humectación y la adaptación de la resina a la superficie grabada de esmalte. Generalmente, la composición de estos materiales era en esencia una disolución de la resina matriz en monómeros que reducían la viscosidad y mejoraban la humectación. Estas sustancias no tenían potencial de adhesión, pero mejoraban la adhesión mecánica gracias a la formación óptima de prolongaciones de resina dentro del esmalte. Estos materiales actualmente han sido reemplazados por otros diseñados para obtener adhesión con el esmalte y la dentina, tal y como se refleja en las siguientes secciones.

Tradicionalmente, los adhesivos del esmalte se hacían combinando diferentes dimetacrilatos como el bis-GMA y TEGDMA para mejorar la viscosidad. Debido a que el esmalte se podía mantener relativamente seco, estas resinas hidrofóbicas funcionaban bien cuando se limitaban a aplicarse al esmalte. Durante los últimos años, estos adhesivos se han reemplazado por los mismos sistemas que se aplican en dentina. Esta transición ha ocurrido debido al beneficio de la adhesión conjunta a esmalte y dentina y no como resultado de una mejora sustancial en la fuerza de adhesión.

La dentina presenta mayores obstáculos a la adhesión que el esmalte, debido a que es un tejido vivo. Es heterogénea y está compuesta por un 50% vol. de material inorgánico (hidroxiapatita), un 30% vol. de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I) y un 20% vol. de fluidos. Esta gran cantidad de fluido condiciona unos requisitos estrictos en los materiales que pueden ser adhesivos eficaces entre la dentina y el material de restauración. La naturaleza tubular de la dentina puede presentar un área variable por la que los fluidos pueden aflorar a la superficie y afectar de manera adversa a la adhesión. Estos túbulos y sus ramificaciones pueden ser aprovechados para mejorar la retención mecánica. Otros retos a la adhesión pueden ser la presencia del **barrillo dentinario** en la superficie cortada de dentina y los potenciales efectos biológicos colaterales que las distintas sustancias químicas pueden provocar a la pulpa. Por estas razones, el desarrollo de los adhesivos dentinarios se ha retrasado en comparación con los adhesivos a esmalte.

Un importante impacto en la adhesión dentinaria sucedió cuando Fusayama y cols. (1979) emplearon ácido ortofosfórico al 37% para grabar tanto esmalte como dentina. Este estudio demostró que el procedimiento no aumentaba el daño pulpar y que sin embargo aumentaba la retención de la restauración de una manera significativa. El

Materiał chroniony prawem autorskim

siguiente estudio realizado por Nakabayashi y cols. (1982) reveló que las resinas hidrofílicas se mezclaban con las fibras de colágeno de la dentina desmineralizada creando una capa de infiltración o **capa híbrida** compuesta de dentina mezclada con resina. Sin embargo, el procedimiento de grabado de dentina no fue aceptado en sus orígenes. No ha sido sino hasta los inicios de los 90 que el grabado dentinario ha sido aceptado unánimemente.

De forma ideal, el adhesivo dentinario debería ser hidrófilo para mojar la superficie de la dentina preparada que es ligeramente húmeda. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas tienen una matriz de resina hidrofóbica, los adhesivos deben presentar grupos hidrofílicos que reaccionen con la superficie húmeda de dentina y grupos hidrofóbicos que aseguren una unión con la resina restauradora. La clave de la adhesión se encuentra en el desarrollo de unos monómeros hidrofílicos que puedan reaccionar con la masa de colágeno producida por el grabado dentinario con un ácido, al que se denomina **acondicionador.**

Hace algunos años, la creencia general era que se conseguía una adhesión dentinaria cuando se lograba formar uniones químicas entre las resinas y los componentes orgánicos e inorgánicos de la dentina. Los principales componentes a los que se recurría eran tanto el colágeno como los iones de calcio de la hidroxiapatita. Las moléculas que se diseñaron para este propósito se representaban por las siglas M-R-X, donde la M era el grupo metacrilato, la R era un espaciador (p. ej., una cadena de hidrocarburo), y la X era un grupo funcional diseñado para la adhesión al tejido dentario. Se creía que el grupo fosfato era un típico grupo X que se unía al calcio durante la imprimación de la dentina, y que durante la polimerización, el grupo metacrilato de la molécula M-R-X reaccionaba con la matriz de la resina compuesta formando una adhesión química entre ésta y la dentina. Los compuestos que se suponían que presentaban estas propiedades eran el NPG-GMA (el producto resultante de la condensación de la *N*-fenil glicina y el glicidil metacrilato), los fosfatos polimerizables y los ácidos polialquenoicos (fig. 14-4). A pesar de la evidencia teórica de que es posible la adhesión química a la estructura dentaria, no hay una prueba científica sustancial que demuestre que existe una adhesión química significativa entre los adhesivos dentinarios y la superficie del diente en condiciones intraorales.

Si se pudiese obtener un método de unión a dentina tan fuerte como el grabado ácido del esmalte, se podría realizar una restauración directa adherida sin necesidad de tallar formas retentivas. La unión intermedia entre la dentina y/o esmalte y las resinas sin relleno se conoce como la *adhesión dentinaria* o *dentinal*. La capa relativamente fina de resina se conoce como *adhesivo dentinario*. Se ha investigado y comercializado una gran variedad de mecanismos químicos con el fin de conseguir productos que confieran una adhesión fuerte y estable con la dentina.

Cuando se trata de discutir los diferentes adhesivos dentinarios, es habitual describir las diferentes generaciones de adhesivos que fueron desarrollados al principio y que eran relativamente ineficaces, hasta los más modernos que presentan una relativa adhesión funcional. La organización de estos materiales en diferentes generaciones es un artificio que sirve para destacar los principales avances y técnicas a lo largo del desarrollo más o menos continuo de estos materiales.

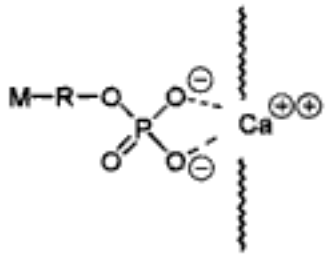
Adhesivos de primera generación

Los adhesivos dentinarios iniciales se basaron en el modelo de los eficaces agentes de conexión a base de silano. La conexión con silano se ha empleado para fijar el relleno inorgánico con la matriz de la resina compuesta, para unir las carillas de porcelana con el esmalte grabado a través de cementos de resina y para reparar las fracturas de la porcelana con resina compuesta. De forma general, la conexión con silano se puede representar como M-R-X, donde M es un grupo de metacrilato insaturado capaz de copolimerizar con una resina sin relleno o con la matriz de una resina compuesta, la X es un grupo que reacciona químicamente con el sustrato de sílice y la R es un grupo espaciador que permite la movilidad del grupo M después de que el grupo X se ha inmoviliza-

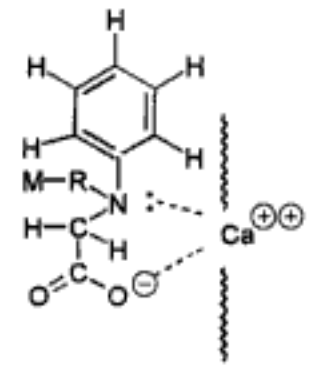
Materiał chroniony prawem autorskim

do cuando ha reaccionado con la superficie. En todas las aplicaciones odontológicas, la conexión con el silano es el γ-metacriloxipropil trimetoxisilano (fig. 14.5).

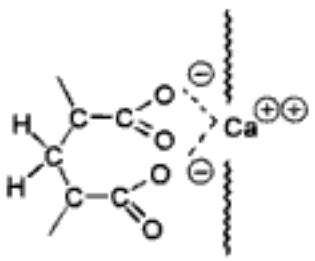
En la práctica, los grupos metoxi se hidrolizan y generan grupos silanol, que se puede condensar con otros grupos silanol que recubren la superficie de cualquier sustrato silíceo expuesto al aire (húmedo). (Una representación del proceso de silanización de la estructura silícea se muestra en la fig. 14-6.) El grupo metacrilato restante puede copoli-



Adhesivos basados en fosfatos



Adhesivos basados en amino-carboxilatos (NPG-GMA)



Adhesivos basados en carboxilatos (PAA)

Fig. 14-4 Mecanismos de la adhesión química a los tejidos duros del diente. (Por cortesía de K-J. Söderholm.)

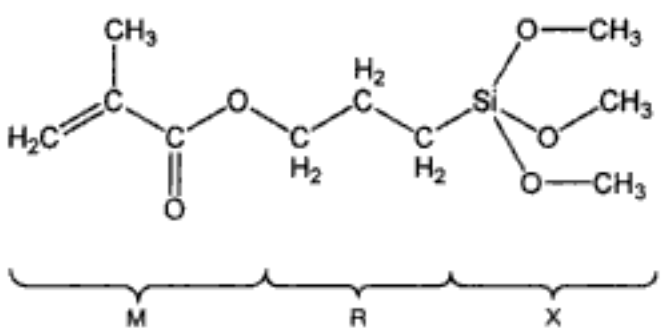


Fig. 14-5 Estructura M-R-X del γ-metacriloxipropil trimetoxisilano.

Material chroniony prawem autorskim

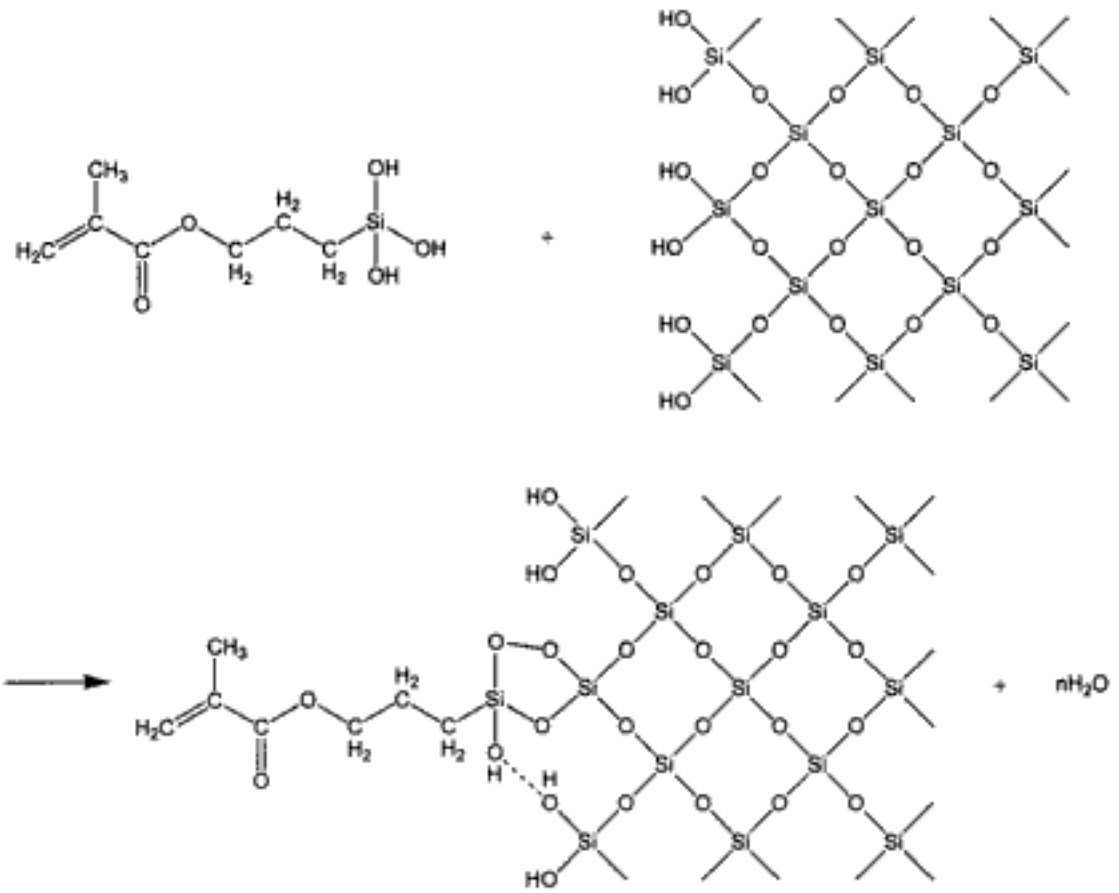


Fig. 14-6 Silanización de un sustrato silíceo.

merizar con una resina sin relleno o con la matriz de la resina compuesta para forma una capa intermedia en la que la resina queda unida con el relleno silíceo a través de uniones químicas primarias.

En la estructura de silano ya mencionada, los componentes M-R-X son:

M: grupo metacrilato

R: $(CH_2)_3$

X: $OSi(OH)_3$

En los análogos a los adhesivos dentinarios, también el grupo M es un grupo metacrilato. Las diferencias se encuentran en el grupo R espaciador, y sobre todo en el grupo que reacciona con la dentina (X). Inicialmente, la búsqueda de un grupo X adecuado conllevaba el simple conocimiento de la composición de la dentina (tabla 14-1). Obsérvese el contenido orgánico relativamente alto y la mayor riqueza en agua de la dentina en comparación con el esmalte.

No es de extrañar que los primeros adhesivos dentinarios que contenían grupos X ácidos se diseñaran para reaccionar con la porción mineral, específicamente con el calcio de la hidroxiapatita. El primer producto, comercializado en los primeros años de la dé-

Tabla 14-1 **Composición del esmalte y la dentina**

	Esmalte		Dentina	
	% en peso	% en volumen	% en peso	% en volumen
Mineral	97	92	70	45
Orgánico	1	2	20	33
Agua	1	6	10	22

Material chroniony prawem autorskim

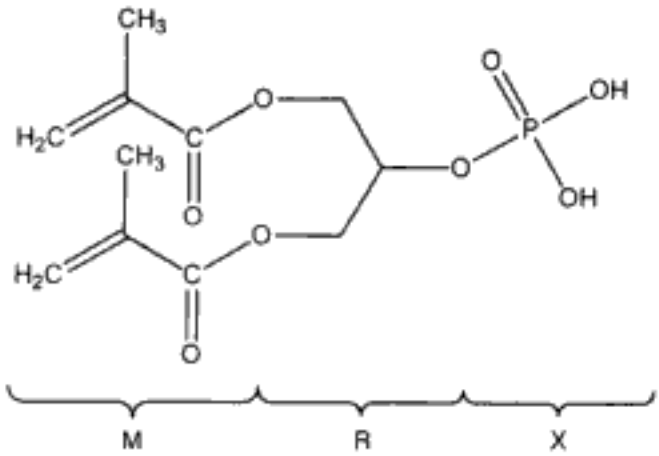


Fig. 14-7 Dimetacrilato de ácido glicerofosfórico.

cada de los cincuenta, contenía un agente activo, el dimetacrilato de ácido glicerofosfórico, que se muestra en la figura 14-7. Este material tuvo un éxito clínico reducido por las mismas razones que limitaban las aplicaciones del grabado del esmalte. Esto se debía a la alta contracción y a la gran expansión térmica de las restauraciones de resina acrílica sin relleno usadas de forma habitual en este período.

Adhesivos de segunda generación

El éxito clínico de las resinas compuestas favoreció la introducción inmediata de adhesivos dentinarios a finales de los sesenta y principios de los setenta. Se pensaba de forma unánime que el desarrollo de la adhesión dentinaria podría revolucionar la práctica de la odontología conservadora, disminuyendo las extensiones por retención de las cavidades que se requerían para fijar las obturaciones directas. Especialmente, se pensó que si se pudiera lograr una adhesión dentinaria adecuada, se podrían emplear resinas compuestas para restaurar abrasiones cervicales sin la necesidad de realizar formas suplementarias de retención de la cavidad (como se muestra en la fig. 14-8). Los adhesivos de segunda generación más característicos son el NPG-GMA (ADDUCT N-fenil glicina y metacrilato de glicidilo), representado en la figura 14-8, y el ácido fenil-P, 2-metacril oxifenil fosfórico, que se muestra en la figura 14-9.

No se ha demostrado ninguna evidencia de que ocurra una adhesión química significativa entre estos adhesivos y la estructura dentaria en condiciones en vivo.

Adhesivos de tercera generación

La tercera generación de adhesivos dentinarios continuaba basándose en el empleo de un grupo ácido que reaccionaba con los iones Ca^{2+} y de un grupo metacrilato que copolimerizaba con las resinas sin relleno que se aplicaban antes de la colocación de los materiales de restauración de resina compuesta. Sin embargo, los adhesivos de segunda generación también intentaron tener una interacción con el barrillo dentinario. De hecho, cuando la dentina se corta o se pule se forma una capa desestructurada o amorfa que consiste en partículas de dentina, bacterias y, en ocasiones, constituyentes de la saliva. Esta capa está débilmente adherida a la dentina subyacente. Los adhesivos de primera y segunda generación obtuvieron bajas fuerzas de adhesión debido en parte a defectos en el barrillo dentinario, o entre éste y la dentina subyacente.

Los procedimientos de los adhesivos de tercera generación pretendían realizar un acondicionamiento de la dentina de dos formas: 1) modificar el barrillo dentinario para mejorar sus propiedades o 2) eliminar el barrillo dentinario sin alterar el material que tapaba los tubulillos dentinarios.

Materiał chroniony prawem autorskim

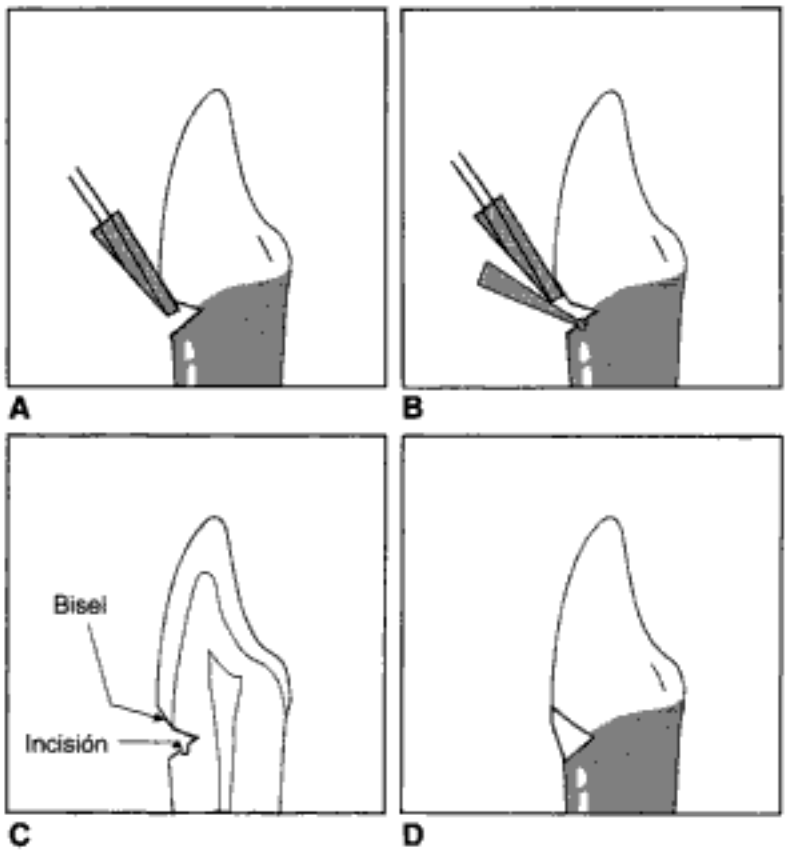


Fig. 14-8 **A,** Creación de un bisel de esmalte incisal en una cavidad de clase V. **B y C,** Preparación de un surco de retención en la dentina usando una fresa redonda pequeña. **D,** Restauración de resina compuesta terminada. (Por cortesía de K-J. Söderholm.)

A pesar de que había bastantes variaciones, el procedimiento en los adhesivos de tercera generación constaba de cuatro pasos:

1. Aplicación de un **acondicionador dentinario,** que es un tipo de ácido que modifica o elimina el barrillo dentinario.
2. Aplicación del **imprimador** (el adhesivo dentinario).
3. Aplicación del adhesivo, generalmente una resina sin relleno.
4. Colocación de una resina compuesta.

Los agentes acondicionadores más representativos pueden ser el hidroetilmetacrilato (HEMA), una solución de ácido maleico como la usada en el Scotchbond II (3M Dental Products, Minneapolis, MN) y el ácido nítrico en solución acuosa al 2%, como el empleado en el Tenure (DenMat, Santa Maria, CA). Los adhesivos dentinarios mantenían la estructura química M-R-X en la mayoría de los casos. Por ejemplo, el adhesivo del Scotchbond era el éster clorofosfórico del bis-GMA (fig. 14-10).

Durante este período se diseñó otro sistema de adhesión para reaccionar más con el colágeno que con la hidroxiapatita. En este sistema se empleó un acondicionador de EDTA acuoso mientras que el adhesivo consistía en un glutaraldehido al 35% en

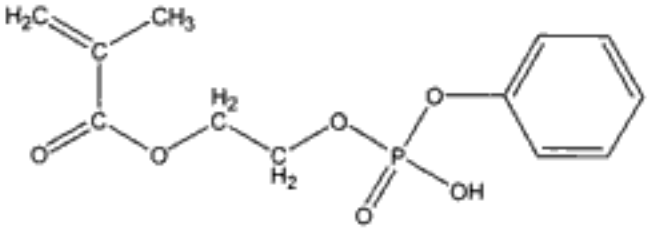


Fig. 14-9 Fenil-P.

Material chroniony prawem autorskim

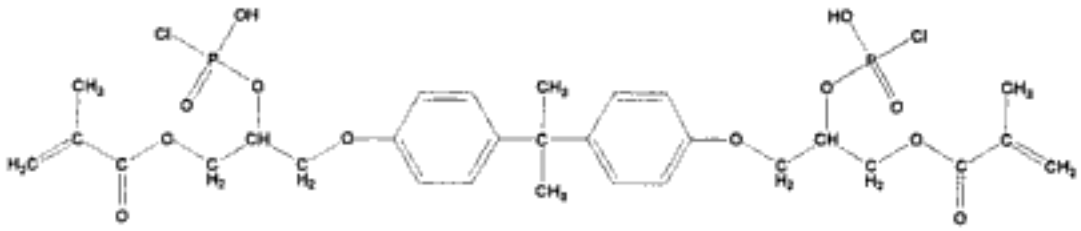


Fig. 14-10 Éster del ácido clorofosfórico de la resina bis-GMA.

HEMA. En la actualidad no hay evidencias que permitan demostrar que existe una unión química con el colágeno.

Adhesivos de cuarta generación

Los adhesivos de cuarta generación supusieron un cambio en la filosofía y en el desarrollo de los materiales. En todo el mundo, se asumía que el grabado ácido de la dentina (p. ej., con el ácido fosfórico empleado para el grabado de esmalte) estaba contraindicado. Esto se debía a la creencia de que la apertura de los tubulillos dentinarios durante el grabado podía causar irritación pulpar, inflamación y, potencialmente, la muerte de los tejidos pulpares debido a la exposición de éstos a los componentes del ácido, a los adhesivos o a los materiales de relleno.

Las investigaciones previas confirmaban que podía haber un error en esta creencia. Una serie de materiales que se creían que podían ser altamente irritantes para la pulpa, actualmente se sabe que son bien tolerados incluso cuando éstos se ponen en contacto directo con los tejidos pulpares, siempre que no haya presencia bacteriana y que se evite la microfiltración. Experiencias similares con animales gnotobióticos concluyen que la irritación pulpar es mínima siempre que haya ausencia de reservorios bacterianos a pesar de la presencia de irritantes químicos.

Así, las investigaciones dirigidas en Japón permitieron el desarrollo de sistemas de adhesivos dentinarios basados en la eliminación total del barrillo dentinario y los obstáculos de barrillo. Se producían prolongaciones de resina en los tubulillos dentinarios que contribuían a la retención de las resinas restauradoras. Debido a que estos sistemas fueron contemporáneos con los sistemas de tercera generación descritos anteriormente, pasaron algunos años hasta que se extendió al resto del mundo la concepción del grabado agresivo de la dentina en los sistemas adhesivos, gracias a esta cuarta generación de productos.

Cuando se reconoció que el ácido fosfórico podía ser empleado tanto para esmalte como para dentina se simplificó sustancialmente la técnica clínica. Las antiguas generaciones se basaban en la separación del grabado de esmalte y dentina. Así se puede apreciar que la separación de los dos tipos de ácidos en estos dos tejidos adyacentes fue una exigencia excesiva. La nueva técnica bautizada como *técnica de grabado total* representó una gran reducción de la complejidad clínica. A pesar de todo, la técnica es todavía compleja debido al gran número de pasos que se siguen. Los procedimientos generales de los sistemas de adhesivos dentinarios de cuarta generación son los siguientes:

1. Grabado de esmalte y dentina de forma simultánea empleando un acondicionador (generalmente el ácido fosfórico); la mayoría de los sistemas de adhesivos dentinarios tienen un acondicionador ácido que elimina el barrillo dentinario y favorece la exposición de la matriz colágena. La dentina se acondiciona durante 15 segundos, tras los cuales se lavan los residuos de acondicionador y de los precipitados. Se retira el exceso de agua de la superficie grabada de dentina, evitando desecar la trama del colágeno. Si esto ocurre, el entramado colágeno se colapsa y forma una gruesa capa que impide la infiltración con el imprimador.

Materiał chroniony prawem autorskim

2. Irrigar para eliminar el ácido y los minerales dentales disueltos.
3. Secar con aire para saber si el esmalte está correctamente grabado.
4. Humedecer ligeramente la superficie.
5. Absorber el exceso de agua con una bola de algodón.
6. Aplicar el imprimador de acuerdo con el número de capas recomendado, de 1 a 6, en función del producto. El imprimador hidrofílico, al contrario que las resinas hidrofóbicas, se infiltra en la matriz de colágeno cuando se coloca en una superficie de dentina ligeramente humedecida. Para mejorar la adhesión, el clínico debe realizar la polimerización lo mejor posible. Este proceso de fraguado no es fácil de conseguir debido a que tanto el fluido dentinario como el oxígeno, presente en dentina o en la jeringa de aire empleada para el secado, inhiben la polimerización. Para evitar esto, el imprimador contiene un solvente que se evapora fácilmente y elimina el agua sin necesidad de un exceso de secado con aire. Además el imprimador también puede contener una resina que produce un entramado de interconexiones de polímeros que se retiene bien dentro de la malla de colágeno.
7. Secar minuciosamente para eliminar el solvente del imprimador.
8. Aplicar el adhesivo a esmalte y dentina. Se coloca la resina de adhesión en la zona de imprimación de la superficie acondicionada del diente. La resina se debe adelgazar con un pincel para evitar que se produzca inhibición por el oxígeno de la jeringa de aire. El grosor de la resina de adhesión debe ser de al menos 50 µm para evitar la difusión del oxígeno atmosférico a través del recubrimiento y por tanto evitar la inhibición del imprimador y de la resina de adhesión adyacente durante la polimerización. Debido a que normalmente la resina de adhesión tiene compuestos que se polimerizan mediante la luz, se pueden polimerizar simultáneamente el imprimador y la resina de adhesión durante el tiempo recomendado por el fabricante. Después se colocarán y endurecerán capas de resina compuesta encima de la capa del material de adhesión.
9. Fotopolimerizar el adhesivo.
10. Aplicar la resina compuesta sobre la resina adhesiva.
11. Fraguar la matriz de la resina compuesta.

Obviamente, hay muchas oportunidades para un fallo humano en este sistema, una manipulación inapropiada en cada uno de estos pasos puede conllevar un fracaso clínico.

El proceso de secado cuidadoso del paso 5 es crucial. La capa desmineralizada de colágeno producida durante el grabado es extremadamente frágil. El secado concienzudo de la superficie dentinaria puede provocar su colapso y, por tanto, la imposibilidad de que los solventes del adhesivo hidrofílico y los monómeros penetren y refuercen la estructura dentinaria tratada. Un secado suave de la dentina durante 3 segundos es suficiente como para que la fuerza adhesiva se reduzca más de la mitad en comparación con una dentina humedecida. El secado inicial en el paso 3 es necesario para asegurar que el esmalte está grabado, como lo demuestra su aspecto helado o de tiza. A continuación de este proceso de secado, la dentina se debe rehidratar en el paso 4 para asegurar que el entramado de fibras colágenas se humedezca y recupere su permeabilidad.

En suma, las novedades principales en los adhesivos dentinarios de cuarta generación son la técnica de grabado ácido total y el proceso de adhesión húmeda. Estos conceptos rompen con las creencias de que no era posible extender el grabado ácido a la dentina y que una buena técnica conllevaba un secado intenso de la dentina y del esmalte antes de la aplicación de los adhesivos.

Adhesivos de quinta generación

La quinta generación de adhesivos se desarrolló cuando se dieron cuenta de que el éxito clínico era mucho mayor si se reducía el número de pasos implicados. Los nuevos adhesivos se basan en una compleja combinación de retención micromecánica. Esta re-

Material chroniony prawem autorskim

tención se produce gracias a diferentes procesos: 1) la penetración dentro de los tubulillos dentinarios parcialmente abiertos, 2) la formación de una capa híbrida en la que los monómeros hidrofílicos penetran y se polimerizan para dar lugar a una red en conexión con el entramado de fibras de colágeno desmineralizado y 3) las interaciones que promueven una adhesión de primer y segundo orden.

Se ha dado mucha importancia al entramado de interconexiones que se produce cuando los monómeros del adhesivo dentinario polimerizan en el interior de la capa de colágeno desmineralizado. De hecho, se puede conseguir una fuerza adhesiva similar cuando en el laboratorio se trata también la superficie acondicionada con hipoclorito de sodio para remover el colágeno desmineralizado. Estos resultados sugieren que la formación de una capa híbrida es fundamental para evitar el debilitamiento y la falta de filtración de la zona desmineralizada.

Se redujo el número de pasos cuando se combinaron el acondicionador y el imprimador (imprimador de autograbado) o el imprimador y el adhesivo (adhesivo autograbante o sistema de bote único). Estas simplificaciones han aumentado la consistencia de los resultados. A pesar de que los resultados en laboratorio demuestran una efectividad similar en estas versiones, los resultados clínicos iniciales sugieren que los imprimadores autograbantes producen mejores resultados por regla general. Se ha introducido un producto que combina los tres componentes, pero algunos hallazgos clínicos parecen demostrar que este nivel de simplificación no ofrece resultados óptimos. Esta adhesión en un solo paso se ha denominado en ocasiones como *sistema de sexta generación*.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué los valores en las fuerzas de adhesión a la dentina son tan variables?

MEDICIÓN DE LAS FUERZAS DE ADHESIÓN Y LA MICROFILTRACIÓN

La evaluación de la eficacia de los adhesivos dentinarios se basa en la medición de la fuerza adhesiva cuando se realiza una prueba de cizallamiento o de tracción de una muestra de adhesivo hasta que ésta se fractura. Este tipo de pruebas puede ser indicativo de cómo puede actuar el adhesivo in vivo. Los datos que se publican sobre las fuerzas adhesivas para un material determinado a menudo presentan una gran variedad, y normalmente la desviación estándar de los valores medios suele ser alta. Esta gran variación en los datos se puede atribuir a variables inherentes en la superficie dentinaria, como el contenido de agua, la presencia o ausencia de barrillo dentinario, la permeabilidad de la dentina, la orientación de los túbulos con respecto a la superficie y las diferencias del diseño de las pruebas in vitro y la distribución de las cargas adyacentes a la interfase. De hecho, no hay un acuerdo unánime en la fuerza de adhesión mínima que debe existir para que haya una adhesión exitosa, aunque se ha propuesto un valor de 20 MPa o más como objetivo razonable.

Recientemente se han publicado varios estudios que han adoptado una metodología de pruebas de microtracción. Mediante el uso de muestras muy pequeñas (aproximadamente de 1 mm^2 de sección), se pueden obtener múltiples muestras de un único diente. Incluso cuando se emplean a propósito fuerzas extremadamente altas, por ejemplo, 30 MPa o más, el fallo sucede casi siempre en la interfase adhesiva, y no en el interior de la dentina. Este fallo en la interfase hace que algunos defensores de este método afirmen que es el único método capaz de medir la fuerza de adhesión de una manera válida, debido a que una parte significativa de muestras rara vez fallan en la interfase diente/resina cuando se emplea la geometría de muestras de las pruebas tradicionales.

A pesar de las diferencias numéricas entre los distintos métodos de pruebas en el laboratorio, está claro que los adhesivos dentinarios actuales son capaces de obtener unos valores de fuerza de adhesión mayores que pueden cambiar la localización del fracaso

Material chroniony prawem autorskim

clínico desde la interfase al interior de la dentina adyacente a la restauración, o, en ciertos casos, al interior de la restauración adyacente a la interfase. A pesar de las pruebas de adhesión elegidas, está claro que la fuerza de adhesión inherente ya no es una limitación en la eficacia de las restauraciones adheridas. En la actualidad el factor limitante parece que es, al menos para restauraciones amplias, la aparición de tensiones inducidas durante la contracción de polimerización en el interior de las resinas compuestas.

El grado de microfiltración entre la restauración y el diente se puede monitorizar mediante la penetración de trazadores y tinciones. Al igual que con las pruebas de adhesión, también hay grandes variaciones en los datos de filtración entre diferentes laboratorios, dependiendo de la técnica empleada y de las variables de manipulación que se adoptaron durante la colocación de los adhesivos. A menudo, no hay correlación entre la fuerzas de adhesión y la microfiltración. Aun así, los nuevos sistemas parecen ser superiores en la inhibición de la filtración en la interfase entre la estructura dentaria acondicionada y la resina de adhesión.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué las restauraciones de vidrio ionómero no se emplean como selladores de surcos y fisuras de una forma rutinaria?

RESTAURACIONES CON VIDRIO IONÓMERO

A pesar de que estos materiales no se consideran adhesivos dentales, son de interés debido a que representan un tipo de materiales que presentan una adhesión química con la estructura dentaria. Los cementos de vidrio ionómero serán vistos con más detalle en la discusión de los cementos dentales (cap. 16). Se componen de un polvo, que es vidrio de aluminosilicato soluble al ácido, y una solución acuosa de ácido poliacrílico o un poliácido similar. Los iones Ca^{2+} y Al^{3+} del polvo reaccionan con los grupos carboxilato para entrecruzar el ácido polimérico. Estos mismos grupos carboxilato interactúan fuertemente con los iones Ca^{2+} de la superficie del esmalte y de la dentina, obteniéndose una adhesión química a la estructura dentaria. Debido a su capacidad de liberación de fluoruros, son especialmente útiles en los pacientes con gran riesgo de caries. Para los dientes que requieren una restauración tipo II, a veces se emplean en la **técnica de sándwich.** Esta técnica consiste en la colocación de un cemento de vidrio ionómero tipo II en la zona cervical de una caja proximal o en el suelo de otras preparaciones cavitarias y en la reconstrucción del resto del empaste con una resina compuesta. Esta última capa le confiere una fuerza y duración mayores en las zonas oclusales.

Los cementos de vidrio ionómero son translúcidos y se pueden emplear como materiales de restauración estética, sobre todo en las lesiones erosivas de clase V. A pesar de que la resistencia de cizallamiento de la unión medida en laboratorio sólo es de 3 MPa, la retención clínica es excelente. Hasta hace poco, los ionómeros de vidrio eran los únicos materiales que obtenían tasas de retención del 100% en las lesiones de clase V sin retención mecánica ni con grabado de esmalte, según estudios con una duración de 3 o más años.

La longevidad clínica no sólo depende de las fuerzas de adhesión, sino también de las fuerzas de despegamiento. Las restauraciones de resina compuesta conllevan una significativa contracción de polimerización que genera tensiones en la interfase diente-resina del orden de 20 MPa que pueden romper las uniones dentinarias de casi todas las restauraciones, salvo aquéllas que son más pequeñas. Debido a que el vidrio ionómero genera una baja tensión de fraguado, se quedan bien retenidas incluso cuando las fuerzas adhesivas son tan bajas como 3 MPa en aquellas zonas como las lesiones de clase V, donde las fuerzas oclusales u otras generan muy pocas tensiones. Incluso se ha empleado con un éxito limitado como agente sellador de surcos y fisuras. Debido a las grandes tensiones que se generan en las zonas oclusales, se produce un mayor grado de despegamiento y fracturas en estos sitios.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

¿En qué se diferencia la adhesión de amalgama a la dentina con la adhesión de resina compuesta a la dentina?

AMALGAMA ADHERIDA

Aunque el diseño tradicional de las cavidades para amalgama se ha basado en la creación de formas que propiciaran la retención y resistencia, la filosofía de la odontología conservadora moderna y el deseo de aumentar el uso de amalgamas hacia restauraciones más extensas (p. ej., coronas de amalgama) ha estimulado la búsqueda de métodos que mejoren la retención de las restauraciones de amalgama. Para lograr estos objetivos los apoyos mecánicos como los pins roscados o los pozos labrados en la dentina han servido de gran ayuda durante estos años. Recientemente, los agentes adhesivos con la estructura del tipo M-R-X han obtenido un cierto éxito clínico. Uno de estos sistemas emplea el 4-metacriloxietil trimelitato anhídrido (4-META; fig. 14-11). Sin embargo, el mecanismo responsable de la unión de amalgama a la resina es de naturaleza predominantemente mecánica. Está producida por la condensación de una masa plástica de amalgama dentro de una capa plástica de resina que genera áreas macrorretentivas en el interior de la resina una vez que ésta ha fraguado. Los resultados obtenidos en ensayos clínicos con grupo control han sido ambiguos, aunque se puede decir que los agentes adhesivos a la amalgama juegan el papel de adyuvante a las medidas convencionales de retención, sobre todo cuando se emplean de una forma correcta.

PREGUNTA CLAVE

¿Puede prevenir el sellador la progresión de una caries secundaria cuando éste se coloca sobre una caries de esmalte o dentina?

SELLADORES DE FOSAS Y FISURAS

Se han utilizado diferentes técnicas y materiales con la finalidad de prevenir la caries en áreas susceptibles como las fosas y fisuras de los dientes posteriores, sobre todo en pacientes jóvenes y en aquéllos que, en general, tienen un elevado riesgo de caries. Las técnicas más populares de selladores hacen uso de sistemas de resinas que se colocan en las superficies oclusales de los dientes. El objetivo de los selladores es que las resinas se introduzcan en las fosas y fisuras para que las aíslen de las bacterias orales y de otros residuos. La figura 14-12 muestra un corte transversal de un diente en el que se ha aplicado un sellador de surcos y fisuras.

Muchos tipos de resinas, con relleno o sin él, se han utilizado con este fin. Estos sistemas incluyeron cianoacrilatos, poliuretanos y bis-GMA. Los productos comerciales disponibles se basan tanto en las resinas de poliuretano como en la resina bis-GMA. La re-

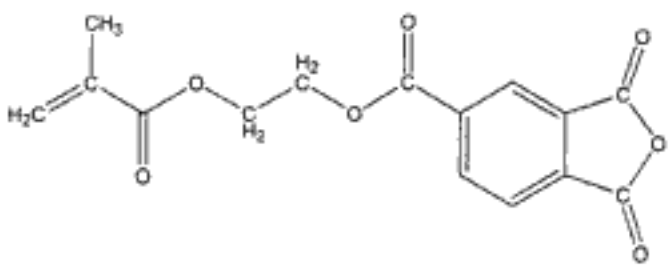


Fig. 14-11 4-metacriloxietil trimelitato anhídrido.

Material chroniony prawem autorskim

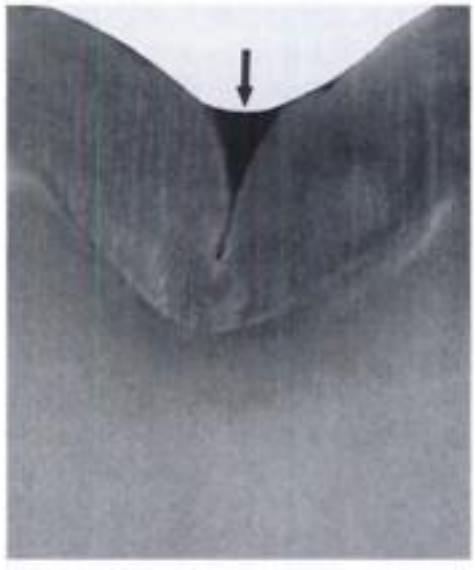


Fig. 14-12 Corte transversal de un diente que muestra la penetración de un sellador en una fisura oclusal **(flecha).** (Por cortesía de K-J. Söderholm.)

sina bis-GMA puede ser polimerizada de forma convencional mediante la activación química gracias a la iniciación con el peróxido de amina o mediante fotoactivación. La resina sin relleno se puede suministrar como material transparente con o sin color. Las que contienen relleno son opacas, y su presentación es del color del diente o blanca.

El éxito de una técnica con sellador depende de la obtención y mantenimiento de una adaptación íntima del sellador a la superficie dental y, por tanto, se espera que la selle. Por ello, estos agentes tienen baja viscosidad para que fluyan con facilidad hacia el fondo de las fosas y fisuras, además de mojar el diente. Para obtener la humectación y la posterior retención mecánica del sellador, primero se acondiciona la superficie con un grabado ácido, tal y como se describió antes. Las propiedades físicas de estos productos se parecen más a las resinas de obturación directa sin relleno que a las compuestas.

Es impresionante la reducción de caries oclusales como resultado de la aplicación cuidadosa de los selladores de fosas y fisuras. El empleo de estos materiales constituye un tratamiento eficaz que es apoyado por la American Dental Association, la American Academy of Pediatric Dentistry, la American Society of Dentistry for Children y la American Association of Public Health Dentistry.

Hay estudios clínicos que muestran que la frecuencia de fracaso de los selladores es del 5% al año cuando se hace una aplicación única del sellador. En un artículo, al cabo de 10 años de estudio, se observó que el 78% de los primeros molares estaban libres de caries cuando fueron tratados con una aplicación única del sellador. Por otro lado, el 31% de los molares contralaterales que no tuvieron el tratamiento estaban libres de caries. Mertz-Fairhurst y cols. (1998) demostraron unos resultados más espectaculares sobre restauraciones de resina compuesta sellada de clase I donde no se había eliminado la caries. Demostraron que las lesiones no progresaron a lo largo de un período de 10 años siempre que el sellado permaneciera intacto.

Cuando es dudoso que exista caries en una fosa o fisura está justificada la colocación de un sellador. Los ensayos clínicos en los que intencionalmente se aplicaron selladores sobre fosas y fisuras que tenían caries han demostrado que mientras exista retención del sellador, no habrá progreso de la caries.

Si el dentista está incómodo cuando sella una lesión potencial de caries y cree que se debe realizar una inspección visual de la lesión, se puede realizar otra maniobra conservadora. Ésta consiste en la preparación de una cavidad mínima y la colocación de una restauración adherida a dentina y esmalte junto con la aplicación posterior de sellador. Con esta intervención se sella la mayor parte de la superficie oclusal. Esta técnica se denomina **restauración preventiva de resina (RPR).** La aplicación de la RPR tiene una tasa de éxito del 75% después de 9 años, que es bastante elevada, incluso al compararse con las obturaciones tradicionales de amalgama.

Materiał chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Asmussen E, and Munksgaard EC: Bonding of restorative resins to dentine: Status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. Int Dent J 38:97, 1988.

Se describen la formulación y las características químicas de los adhesivos dentinarios y se muestran datos sobre la fuerza de adhesión. Asimismo, se citan algunos factores clínicos que afectan a la retención de la obturación.

Bowen RL, Eichmiller FC, Marjenhoff WA, and Rupp NW: Adhesive bonding of composites. J Am Coll Dent 56:10, 1989.

Este artículo expone las principales ventajas de varios sistemas de adhesión a la dentina y el esmalte de uso común, se destacan las diferencias en la composición química y en las instrucciones de uso.

Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34:849, 1955.

En este artículo publicado hace aproximadamente 50 años, Buonocuore sugiere que el grabado del esmalte mejora la adhesión mecánica de una resina sin relleno (las resinas compuestas aún no existían). Esta técnica es actualmente uno de los pasos fundamentales en el uso de las resinas compuestas modernas.

Buonocore MG: The Use of Adhesives in Dentistry. Springfield, IL, Charles C Thomas, 1975.

En este libro, Buonocore, el descubridor de la técnica de grabado ácido, identifica los problemas potenciales que se pueden asociar con el uso de adhesivos en odontología y que aún permanecen vigentes con los sistemas actuales, por ejemplo, en los adhesivos dentinarios.

Douglas WH: Clinical status of dentine bonding agents. J Dent 17:209, 1989.

Una excelente revisión y puesta al día de la evolución de los primeros adhesivos dentinarios, los problemas relacionados con la adhesión y los aspectos clínicos relacionados con fenómenos como la microfiltración y el fortalecimiento de la estructura dentaria. Es una referencia obligada para aquellos clínicos interesados en este tema tan controvertido.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki M, and Iwaku M: Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 58:1364, 1979.

Se realizó un gran descubrimiento en adhesión dentinaria cuando se comprobó que el grabado ácido de la dentina aumentaba la retención de las restauraciones sin provocar un trauma pulpar grave.

Houpt M, Fuks A, and Eidelman E: The preventive resin (composite resin/sealant) restoration: nine-year results. Quintessence Int 25:155, 1994.

Se muestran los datos, al cabo de 9 años de estudio, que demuestran la eficacia del uso de las RPR para el tratamiento de cavidades con lesiones por caries.

Mertz-Fairhurst EJ: Current status of sealant retention and caries prevention. National Institutes of Health Consensus Development Conference. Dental sealants in the prevention of tooth decay. J Dent Res 48:18, 1984.

Los datos que se aportan al cabo de 10 años muestran una reducción sustancial en la caries tras la colocación de selladores cuando se comparan con superficies control no tratadas.

Mertz-Fairhurst EJ, Curtis JW, Ergle JW, Rueggeberg FA, and Adair SM: Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: Results at year 10. J Am Dent Assoc 129:55, 1998.

Estudio clásico de seguimiento de 10 años que demuestra la eficacia de las resinas compuestas con sellador en la prevención de la progresión de la caries, incluso cuando no se eliminaba la dentina cariada.

Nakabayashi N, Kojima K, and Masuhara E: Sealants consensus development conference statement on dental sealants and the prevention of tooth decay. J Am Dent Assoc 108:233, 1984.

Se recogen las recomendaciones aportadas en una conferencia de consenso sobre el estado actual de la terapia mediante selladores. Los datos presentados abogan firmemente por el uso de los selladores.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, and Tay F: The microtensile bond test: A review. J Adhes Dent 1(4):299, 1999.

Artículo de revisión de las pruebas de microtracción en la adhesión, que permite conocer los verdaderos valores de la resistencia de adhesión entre las superficies de los sistemas adhesivos modernos, para los cuales las pruebas de cizallamiento de la adhesión convencionales obtenían unos resultados de fracaso cohesivo en la dentina.

Perdigao J, Lopes M: Dentin bonding—Questions for the new millennium. J Adhes Dent 1(3):19, 1999.

Puesta al día del estado de la adhesión a la dentina, presenta también una discusión de diferentes preguntas sin respuesta.

Simonsen RJ: Retention and effectiveness of dental sealant after 15 years. J Am Dent Assoc 122:34-42, 1991.

Este artículo muestra la evaluación a largo plazo de los selladores en aplicación única.

Material chroniony prawem autorskim

15
Resinas para restauraciones

H. Ralph Rawls y J. Esquivel-Upshaw

ESQUEMA

Materiales para restauraciones estéticas
Resinas compuestas para restauraciones
Polimerización de las resinas compuestas
Clasificación de las resinas compuestas
Resinas compuestas para restauraciones de dientes posteriores
Empleo de las resinas compuestas para carillas
Acabado de las resinas compuestas
Biocompatibilidad de las resinas compuestas
Reparación de las resinas compuestas
Probabilidad de supervivencia de las resinas compuestas

PALABRAS CLAVE

Activación: Es el proceso por el que se suministra la energía inicial para que el iniciador forme los radicales libres que provocan el comienzo de la polimerización. Las tres principales fuentes de energía que se usan en las resinas odontológicas son el calor, las reacciones químicas y la luz.

Activador: Fuente de energía que activa el iniciador para producir los radicales libres. Para que el iniciador se disocie y genere radicales libres, se pueden aplicar tres tipos de fuentes de energía: 1) energía térmica, 2) una especie química donante de electrones, como puede ser una amina terciaria, que forma un complejo y reduce la energía térmica necesaria a la disponible a temperatura ambiente y 3) luz visible que suministra la energía fotoiniciadora a un agente fotosensible, por ejemplo la canforoquinona (CQ).

Agente de conexión: Material adhesivo que se aplica a las partículas de relleno para asegurar la adhesión química con la matriz de la resina.

Capa inhibida por oxígeno: Capa delgada de una resina polimerizada que contiene grupos metacrilatos que no han reaccionado debido a la presencia de oxígeno.

Estrogenicidad: Potencial de algunos productos químicos sintéticos de tener afinidad por los receptores de estrógeno y provocar alteraciones en la reproducción.

Factor C: Cociente o factor de configuración en una restauración de resina compuesta entre la superficie adherida y la superficie no adherida o libre.

Grado de conversión (GC): Porcentaje de uniones carbono-carbono que se convierten en uniones sencillas cuando se forma una resina polimérica; también, el porcentaje de grupos metacrilato polimerizados.

Inhibidor: Sustancia química que se añade a los sistemas de resinas para minimizar la polimerización espontánea. Esto permite aumentar el tiempo de trabajo y prolongar el tiempo de almacenamiento del producto.

Iniciador: Sustancia química que produce radicales libres que inician la reacción de polimerización. Entra a formar parte de la reacción y del producto polimerizado final, por lo que no se puede considerar un catalizador.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Material compuesto: En la ciencia de los materiales es un sólido formado por dos o más fases distintas (p. ej., partículas en una matriz de metal) que cuando se combinan obtienen unas propiedades intermedias o superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual; es también un término que se emplea en odontología para definir las resinas compuestas.

Microrrelleno: Partículas de relleno de sílice coloidal, de un tamaño aproximado de 0,04 µm, que sirve de refuerzo a la resina y permite una superficie de terminación con un pulido de gran calidad.

Profundidad de fraguado: Grosor de resina compuesta que puede polimerizar de monómero a polímero bajo condiciones específicas de fotopolimerización.

Relleno: Partículas orgánicas de resina y/o inorgánicas que sirven para fortalecer una resina compuesta, disminuir la expansión térmica, minimizar la contracción de polimerización y reducir el aumento de volumen provocado por la absorción de agua.

Resina compuesta condensable: Resina compuesta híbrida diseñada para zonas posteriores, su consistencia dura facilita la condensación.

Resina compuesta de polimerización química: Resina con relleno de partículas que se polimeriza mediante una activación química.

Resina compuesta dental: Material con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión.

Resina compuesta fluida: Resina compuesta híbrida con un bajo nivel de relleno y con una distribución más restringida de tamaños de partícula que aumenta la fluidez y favorece una adaptación más íntima con las superficies preparadas de los dientes.

Resina compuesta fotopolimerizable: Resina compuesta con relleno de partículas que está formada por una única pasta que se polimeriza mediante un sistema de iniciación sensible a la luz (CQ con un iniciador de amina) y una fuente de activación de luz (luz visible azul).

Resina compuesta híbrida: Resina compuesta por una mezcla de partículas de relleno de sílice pequeñas y coloidales que obtiene un balance óptimo entre las propiedades de resistencia, contracción de polimerización, resistencia al desgaste y pulido.

Resina de activación química: Sistema de resina compuesto de dos pastas (peróxido de benzoílo [PB] como iniciador en una de ellas y una amina terciaria aromática como activador en la otra) que, cuando se mezclan, liberan radicales libres que inician la polimerización.

Resina de fraguado dual: Resina compuesta dental que contiene componentes químio y fotopolimerizables para superar, en teoría, las limitaciones de los sistemas de polimerización química y mediante luz; estas limitaciones son, respectivamente, la incorporación de poros durante la mezcla y el límite en la profundidad de fraguado.

MATERIALES PARA RESTAURACIONES ESTÉTICAS

Durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser empleados como materiales de restauración estética eran los silicatos. A pesar de que liberaban flúor, no se emplearon en dientes permanentes (v. cap. 16) debido a que en pocos años sufrían un desgaste importante. Las resinas acrílicas, muy parecidas a las que se utilizan para cubetas individuales y para dentaduras (polimetilmetacrilato [PMMA]) reemplazaron a los silicatos a finales de los 40 y principios de los 50, debido a su parecido con el diente, su insolubilidad en los fluidos orales, su facilidad de manipulación y su bajo coste. Desgraciadamente, las resinas acrílicas también presentan una resistencia al desgaste baja; por otra parte, presentan una contracción de polimerización alta que hace que se caigan de las paredes de la preparación y que tengan una filtración marginal elevada. Tienen un coeficiente de expansión y contracción térmica demasiado elevado, por lo que se provoca una mayor tensión en los márgenes de la cavidad cuando se ingieren comidas o bebidas frías o calientes. En cierta forma, este problema se redujo con la adición de polvo de cuarzo para formar una estructura de **material compuesto.** La introducción de partículas de **relleno** inertes fue una forma práctica de reducir la contracción de fraguado y la expansión térmica. El relleno ocupaba espacio, pero no entraba a formar parte de la reacción. Además, los rellenos que se solían emplear tenían unos coeficientes de expansión térmica extremadamente bajos, por lo que

Material chroniony prawem autorskim

se parecían a la estructura dentaria. Por esto se disminuyó en gran medida la tensión generada por la contracción y la expansión térmica.

Las primeras resinas compuestas basadas en el PMMA no tuvieron mucho éxito. Esto fue porque las partículas de relleno ocupaban y reducían el volumen del polímero de resina sin estar adheridas (conectadas) al mismo. Los defectos que se desarrollaban entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina de alrededor daban lugar a filtración, tinción y una menor resistencia al desgaste. El avance más importante se realizó cuando el Dr. Ray L. Bowen (1962), de la unidad de investigación de la American Dental Association del Nacional Bureau of Standard (ahora el National Institute of Standards and Technology) [American Dental Association en el Comité Nacional de Estandarización (ahora el Instituto Nacional de Normalización y Tecnología)] desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación de Bowen fue el bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina dimetacrilato (v. cap. 7), y un **agente de conexión** de silano orgánico que producía la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz de resina.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son los componentes principales de las resinas compuestas? ¿Cuál es el potencial de aplicación de las resinas compuestas en odontología? ¿Cuál es el papel que desempeñan los agentes de conexión, el relleno, el bis-GMA y otros dimetacrilatos de alto peso molecular en la función y eficacia clínica de las resinas odontológicas?

Usos y aplicaciones

Las propiedades de la matriz de resina y los agentes de conexión relleno-matriz actuales han resuelto los problemas de los primeros materiales restauradores. Así, desde el inicio de los años 70, los sistemas de resinas compuestas y sus resinas de dimetacrilato han sido el material de elección para las restauraciones estéticas directas de la zona anterior. Estos materiales incluso están ganando aceptación para restauraciones de las zonas oclusales posteriores y otras zonas con gran exposición a las fuerzas, por lo que también se emplean como selladores de fosas y fisuras, adhesivos para frentes laminados de porcelana y para la cementación de otras prótesis fijas. Actualmente, la vida media de una resina compuesta en las zonas posteriores (7 años) se está acercando a la de la amalgama (10 años).

RESINAS COMPUESTAS PARA RESTAURACIONES

Hay tres componentes estructurales en las resinas compuestas dentales:

1. Matriz: material de resina plástica que forma una fase continua que contiene las partículas de relleno.
2. Relleno: fibras y/o partículas de refuerzo que se dispersan en la matriz.
3. Agente de conexión: adhesivo que favorece la unión entre el relleno y la matriz de resina.

Resinas compuestas dentales

Material con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión.

PREGUNTA CLAVE

El esmalte y la dentina son materiales compuestos naturales. ¿Cuáles son los componentes del esmalte y la dentina que representan las estructuras de relleno y de matriz en el diente en analogía con las que las forman en las resinas compuestas?

Material chroniony prawem autorskim

Composición y función de los componentes

El esmalte y la dentina de los dientes son dos ejemplos de los muchos materiales compuestos que se encuentran en la naturaleza. El esmalte contiene aproximadamente un 95% en peso de estructura inorgánica, de la cual un 90-92% es hidroxiapatita. Los otros componentes son un 1% en peso de una estructura orgánica denominada enamelina y un 4% en peso de agua. La dentina contiene aproximadamente un 75% en peso de estructura inorgánica, fundamentalmente pequeños cristales de hidroxiapatita, un 20% en peso de masa orgánica (de la cual un 90% es colágeno) y un 5% en peso de agua. En estos dos casos de «material compuesto dental natural» las partículas de relleno son los cristales de hidroxiapatita. Las propiedades de estos dos tejidos se diferencian en las proporciones matriz-relleno. Esto presenta una analogía con los materiales de restauración sintéticos, en los que la diferencia en el relleno de las resinas tiene una gran influencia en las propiedades del material.

Las resinas compuestas tienen cierto número de componentes que se añaden a la resina matriz, partículas de relleno inorgánico y agentes de conexión. Se requiere un sistema **activador-iniciador** para que la pasta blanda de resina moldeable se transforme en una restauración dura de larga duración. Hay otros componentes que se añaden para mejorar las propiedades, apariencia y durabilidad del material. Los pigmentos permiten conseguir el color de la estructura dentaria. Los absorbentes de ultravioleta (UV) y otros aditivos mejoran la estabilidad del color, y los **inhibidores** de la polimerización alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo en las **resinas quimioactivadas.** Más adelante se tratarán estos componentes.

Matriz de resina

La mayoría de las resinas emplean una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos, como la Bis-GMA, uno de los ingredientes más utilizados (v. fig. 7-16), el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA; v. fig. 7-17) y el dimetracrilato de uretano (UDMA; v. fig. 7-18). El UDMA, la bis-GMA y el TEGDMA son los ingredientes de la matriz de resina que más se emplean para formar estructuras de polímero entrecruzado (v. fig. 7-3) en los selladores y en las resinas compuestas.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es el problema que se produce durante la contracción de polimerización de las resinas restauradoras odontológicas?

Tal y como se ha tratado anteriormente, la contracción se produce durante el fraguado, cuando los monómeros, que se encuentran en forma de un agregado de moléculas libres, se juntan para formar cadenas poliméricas que se entrecruzan y ensamblan de forma rígida. Antes de la polimerización, los monómeros se mantienen apenas juntos por fuerzas de Van der Waals, con una mínima energía potencial de separación (cap. 2). Como polímero, las unidades elementales se han conectado mediante uniones covalentes con una energía potencial de separación mínima aproximadamente un 20% más baja que las que existen en los monómeros que no han reaccionado. Esto hace que durante el fraguado se produzca una gran contracción volumétrica. Asimismo, esta contracción de fraguado produce unas tensiones inevitables en la resina cuando se alcanza un punto tras el que la resina pasa de estado de «gel» y comienza a endurecer. Estas fuerzas tienden a desarrollarse en la interfase del tejido/material compuesto, por ello se debilita la adhesión e incluso se pueden producir grietas en los márgenes de la restauración. Esto conlleva tinciones, caries secundarias y otros problemas clínicos. Debido a que la bis-GMA y el UDMA tiene al menos cinco veces el peso molecular del metil metacrilato, la densidad de los grupos de metacrilato con dobles enlaces es aproximadamente un quin-

Material chroniony prawem autorskim

to de la densidad de estos monómeros, por lo que se reduce proporcionalmente la contracción de polimerización. El uso del dimetacrilato también mejora el entrecruzamiento, lo que aumenta la fuerza y la rigidez del polímero.

A pesar de que un alto peso molecular del monómero reduce la contracción de fraguado y aumenta las propiedades mecánicas, también se aumenta la viscosidad, tal y como se explicó en el capítulo 7. La resina bis-GMA tiene una viscosidad particularmente alta (similar a la miel), por lo que es muy difícil de mezclar y manipular. Por ello, es necesario utilizar monómeros mucho más fluidos, de un peso molecular más bajo, para que se diluyan las resinas bis-GMA y similares, y se consigan unos niveles de relleno lo suficientemente altos (se discutirá en la siguiente sección), a la vez que se consiguen pastas de resina con una consistencia adecuada para la manipulación clínica. Estos monómeros diluyentes pueden ser cualquier metacrilato fluido, aunque se emplean normalmente dimetacrilatos como el TEGDMA. Se produce una reducción significativa de la viscosidad cuando se añade TEGDMA a la resina bis-GMA. Una mezcla del 75% de bis-GMA y del 25% de TEGDMA tiene una viscosidad de 4.300 centipoise, mientras que la viscosidad del 50% en peso de bis-GMA/50% en peso de TEGDMA es de 200 centipoise (como un jarabe ligero).

Los monómeros de dimetacrilato tienen la ventaja de producir un gran entrecruzamiento entre sus cadenas poliméricas. Esto genera una matriz de resina rígida que es altamente resistente al reblandecimiento y/o degradación por el calor o solventes como el agua y el alcohol. Desgraciadamente, los inconvenientes como la contracción de polimerización, la resistencia al desgaste y las propiedades de manipulación limitan la posibilidad de optimizar las propiedades de los materiales compuestos. Así, es muy difícil equilibrar de la mejor manera posible estas propiedades enfrentadas para permitir el desarrollo de una resina compuesta «universal». Por ello han proliferado muchos tipos de productos de restauración a base de resina, cada cual con una aplicación específica.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cómo afecta a la contracción de polimerización el relleno de refuerzo de las resinas compuestas dentales? ¿Cuáles son la relación y los inconvenientes entre el tamaño de las partículas, composición, carga de relleno con respecto a los efectos sobre la consistencia, pulido, radiopacidad, durabilidad y aspecto en las resinas compuestas?

Partículas de relleno y proporción del relleno

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz de resina mejora sustancialmente las propiedades del material, siempre que las partículas estén bien adheridas a la matriz. Si esto no ocurre, estas partículas no actúan como refuerzo sino como debilitadores del material. Debido a la importancia de una buena adhesión de las partículas de relleno, el uso de un agente de conexión eficaz es extremadamente importante para el éxito de un material de resina compuesta.

Beneficios del relleno

El propósito principal de las partículas de relleno es reforzar la resina compuesta y reducir la cantidad de material de la matriz. Muchas de las propiedades de las resinas compuestas dentales se han mejorado gracias a un aumento de la «carga» del relleno (fracción volumétrica): 1) refuerzo de la matriz de resina, que provoca una mayor dureza, resistencia y una disminución del desgaste, 2) reducción de la contracción de polimerización, 3) reducción de la expansión y contracción térmica, 4) aumento de la viscosidad y por ello mejora en su manipulación (el monómero líquido más el relleno dan lugar a una consistencia pastosa), 5) disminución en la absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción y 6) aumento de la radiopacidad y de la sensibilidad diagnóstica gracias a la incorporación de cristales de estroncio (Sr) y bario (Ba) y otros metales pesados

Material chroniony prawem autorskim

que absorben los rayos X. Algunos de estos avances sólo se pueden lograr si las partículas de relleno están fijadas fuertemente a la matriz.

Otro beneficio de las partículas de relleno es que la contracción de fraguado está en relación directa con la fracción volumétrica del relleno (carga). A pesar de que la contracción varía de una resina compuesta a otra, ésta puede ser del 1,5 al 4% del volumen en las 24 horas posteriores al fraguado. Otra ventaja de las resinas compuestas es que presentan menor absorción de agua y menor reblandecimiento en comparación con las resinas sin relleno. Las resinas compuestas tienen además un bajo coeficiente de expansión térmica, muy cercano a los tejidos dentarios. Por tanto, se produce menos tensión en la interfase. Se incrementan también las propiedades mecánicas como la resistencia a la compresión, resistencia a la tracción, y aumenta el módulo de elasticidad (rigidez); también aumenta la resistencia a la abrasión. Un aumento en la fracción volumétrica del relleno de partículas adheridas mejora las propiedades físicas y mecánicas a niveles comparables con los de los dientes, y por ello mejora sus propiedades clínicas y su durabilidad.

Las partículas de relleno se producen generalmente por pulverizado o triturado de cuarzo o cristales para obtener partículas de un tamaño que oscila entre los 0,1 y 100 µm (fig. 15-1). Las partículas de sílice, por debajo del tamaño de la micra, de tamaño coloidal (aprox. 0,04 µm), conocidas como **microrrelleno** o individualmente como *micropartículas*, se obtienen por un proceso de precipitación o pirólisis. En estos procesos, un compuesto de sílice (p. ej., $SiCl_4$) se quema en una atmósfera de O_2 y H_2 para formar cadenas de macromoléculas de SiO_2 (fig. 15-2). Estas moléculas son de tamaño coloidal y constituyen las partículas de relleno inorgánico (fig. 15-3).

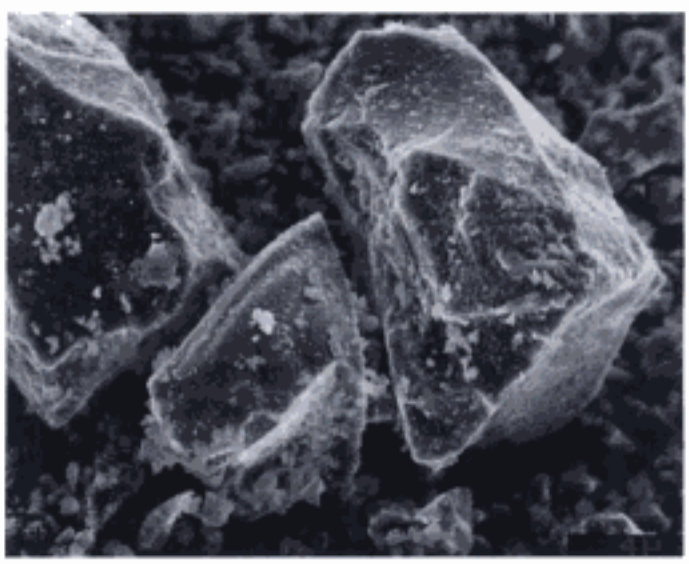


Fig. 15-1 Partículas de relleno de cuarzo triturado (de ~20 a 30 µm de diámetro) empleadas en las primeras fórmulas de las resinas compuestas tradicionales. Las partículas pequeñas que se ven al fondo contribuyen a una distribución más amplia del tamaño de las partículas. (Por cortesía de K-J.M. Söderholm.)

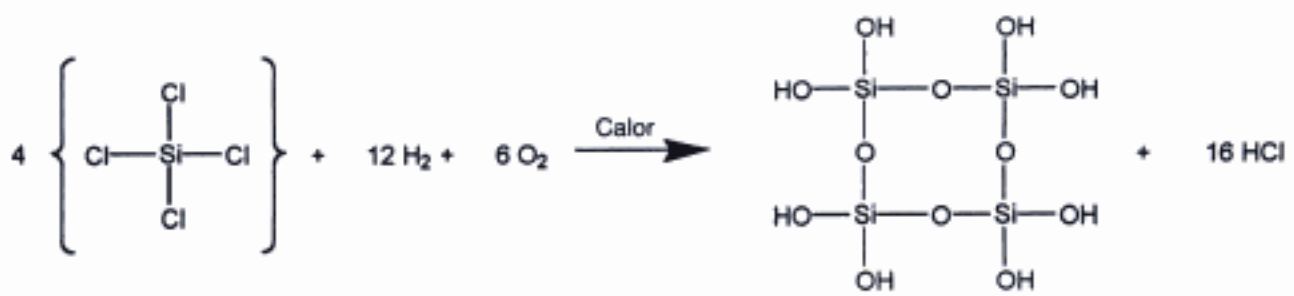


Fig. 15-2 Reacción química que muestra la formación inicial de las partículas de sílice pirogénico, como las empleadas en la resinas de microrrelleno. (Por cortesía de K-J.M. Söderholm.)

Material chroniony prawem autorskim

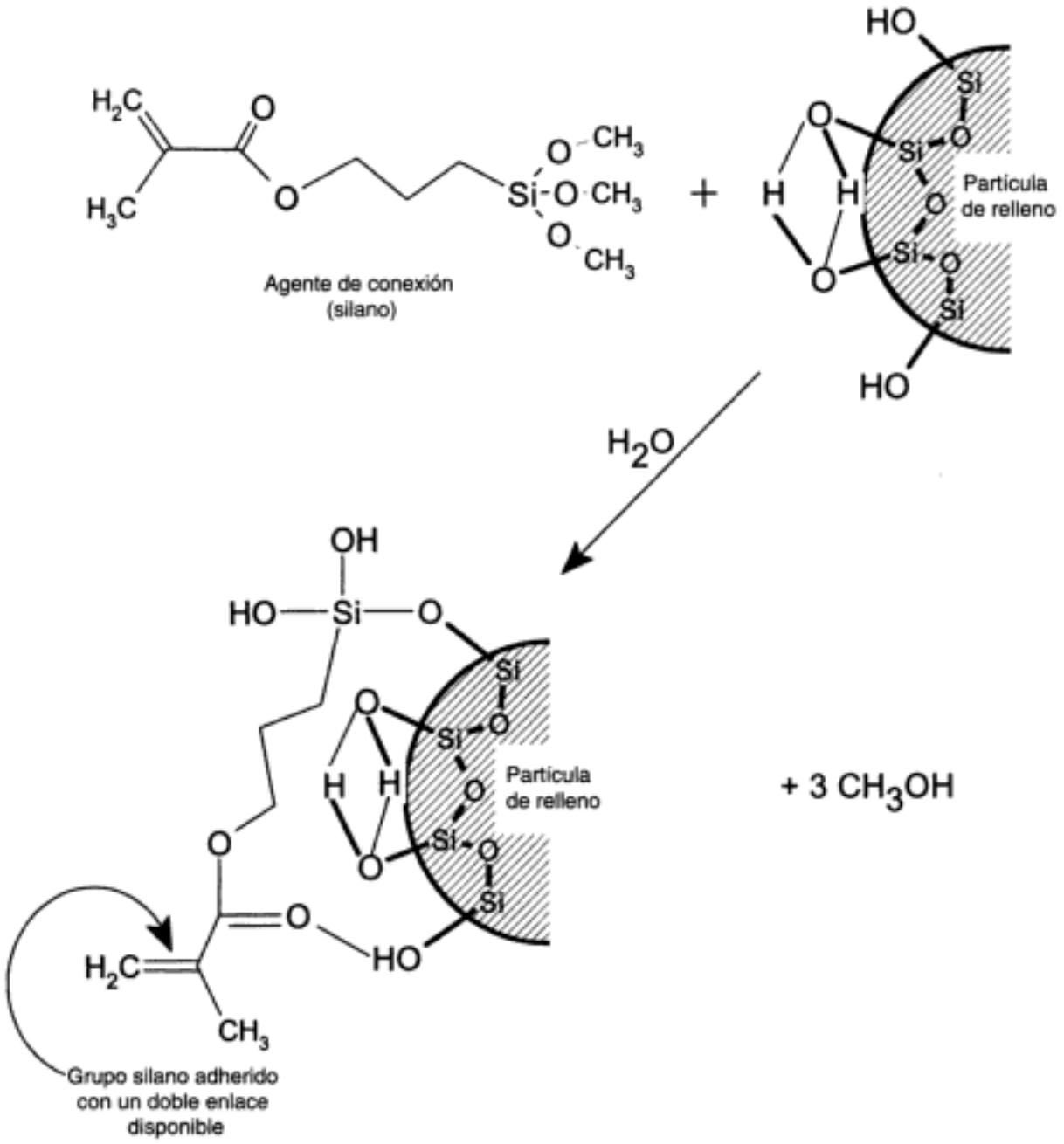


Fig. 15-4 Estructura química del γ-metacril oxipropiltrimetoxisilano y diagrama idealizado de cómo se hidroliza el silano y se adhiere a las superficies de relleno de sílice o vidrio. Estas partículas silanizadas

capítulo 7 sobre las resinas acrílicas. Cuando las dos pastas se mezclan, la amina reacciona con el PB para formar radicales libres, por lo que se inicia la polimerización adicional. Hoy estos materiales se emplean fundamentalmente para la restauración de estructuras grandes (grandes reconstrucciones) que no se pueden polimerizar únicamente con una fuente de luz.

Resinas de activación por luz. Las primeras resinas de activación por luz emplearon la luz UV como iniciador de los radicales libres. Actualmente, las resinas compuestas de fraguado mediante luz UV se han reemplazado por los sistemas de activación de luz visible azul, que mejoran mucho la **profundidad de fraguado** y el tiempo de trabajo, y proporcionan mayores ventajas. Debido a estas cualidades, las resinas compuestas fotoactivadas se emplean mucho más que los materiales de activación química.

Las resinas compuestas fotopolimerizables se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición a la luz. El sistema de iniciación de los radicales libres, que consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz, se encuentra en esta pasta. Mientras que estos componentes no estén expuestos a la luz, no interactúan. Sin embargo, la exposición a una luz de la región azul (longitud de onda de aprox. 468 nm) produce un estado excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización de adición (fig. 15.5).

La canforoquinona (CQ) es un agente fotosensible que se emplea comúnmente y que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Se precisa muy poca cantidad de CQ (0,2% o menos en peso de la pasta). Los iniciadores de amina que se requieren para interaccionar con la CQ, como el dimetil aminoetil metacrilato (DMAEMA), también se deben encontrar en una baja proporción, aproximadamente 0,15% en peso.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué papel desempeñan los inhibidores en las resinas compuestas odontológicas?

Inhibidores

Los inhibidores se añaden a los sistemas de resinas para minimizar o prevenir la polimerización accidental o espontánea de los monómeros. Si se forman radicales libres en el caso, por ejemplo, de una exposición accidental a la luz ambiental mientras se está dispensando el material, los inhibidores reaccionan con los radicales libres mucho más deprisa que los radicales libres reaccionan con el monómero. Esto interrumpe una reacción en cadena mediante la inhibición de la reacción antes de que los radicales libres sean capaces de iniciar la polimerización. Después de que todos los inhibidores se hayan consumido, comienza la reacción en cadena. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado (HTB), empleado a una concentración del 0,01% en peso. El HTB y otros captadores de radicales libres también se emplean como conservantes alimentarios evitando que ésta se oxide y se ponga rancia. Esos inhibidores tienen dos funciones; aumentar la vida media de almacenamiento de las resinas compuestas y garantizar un tiempo de trabajo adecuado.

Modificadores ópticos

Para que las resinas compuestas tengan una apariencia natural, deben tener unas propiedades de tonos y translucidez semejantes a la estructura dental. La tonalidad se logra mediante la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos normalmente son cantidades minúsculas de partículas de óxidos de metal. La translucidez y opacidad se ajustan lo necesario para parecerse a las de la dentina y esmalte. Por ejemplo, si se reconstruye una cavidad de clase IV en una zona incisal, la translucidez de una resina compuesta no

Materiał chroniony prawem autorskim

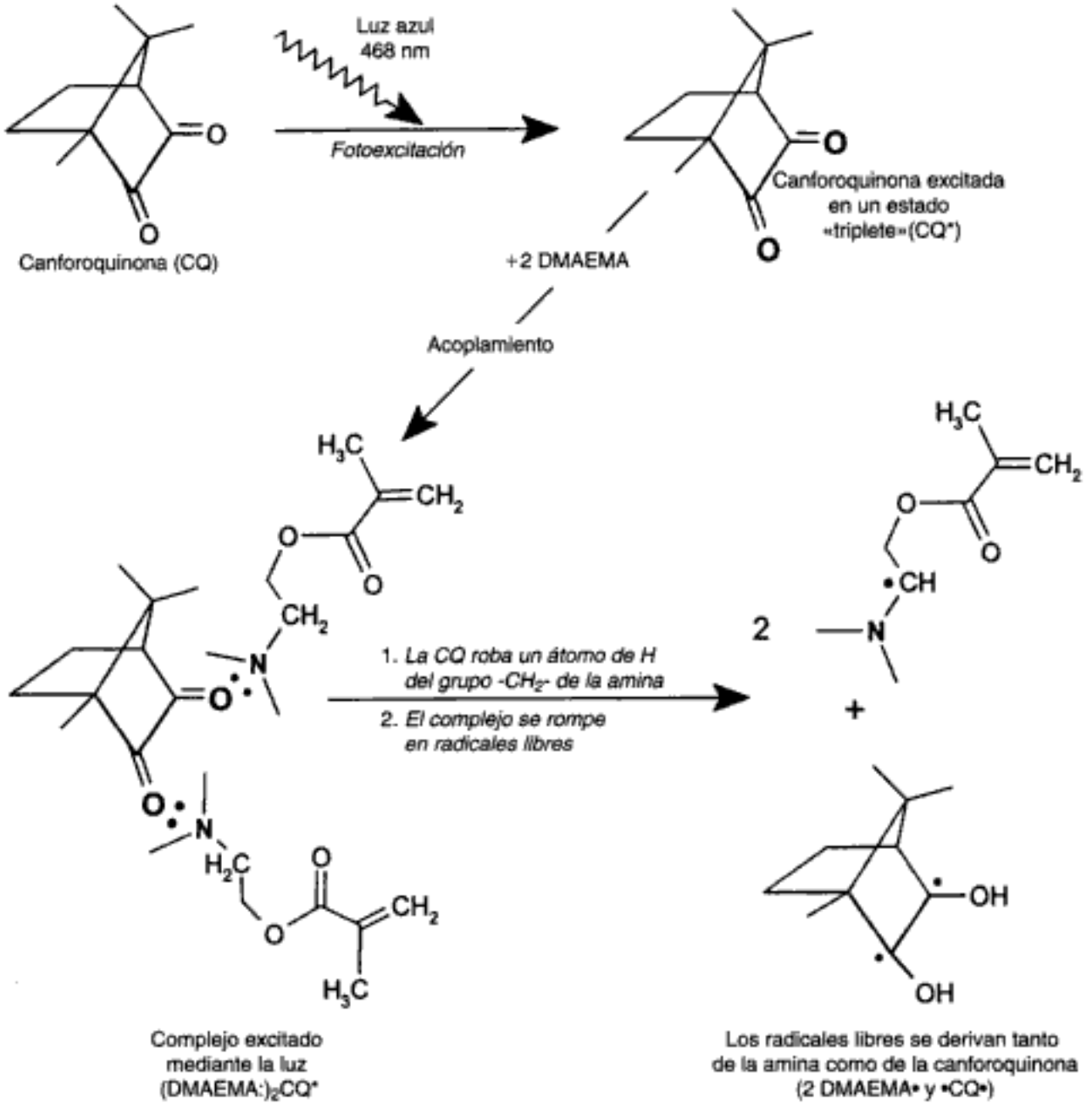


Fig. 15-5 El proceso de fotopolimerización se activa cuando una di-cetona fotosensible como la canforoquinona (CQ) absorbe un cuanto de luz azul y forma un complejo en estado excitado con una amina donante de electrones (p. ej., dimetil aminoetil metacrilato [DMAEMA]). En la figura los «:» representan un par de electrones «donados» por las aminas al grupo >C=O (cetona) de la CQ. Mientras se encuentra este complejo activado, la CQ extrae un átomo de hidrógeno del carbono-α adyacente al grupo amina, el complejo se descompone en la amina y los radicales libres de la CQ. Los radicales libres de la CQ son rápidamente inactivados. Por ello en la fotoiniciación sólo los radicales libres amina inician la reacción de polimerización por adición (v. fig. 7-8).

modificada puede dejar pasar un exceso de luz a través de la restauración. Como resultado de ello, se refleja menos luz (dispersada) hacia el observador, que percibe el borde incisal como demasiado oscuro. Esta deficiencia se puede corregir mediante un opacificador. Sin embargo, si se añade demasiada cantidad de opacificador, se reflejará demasiada luz hacia el observador que percibirá que la restauración es «demasiado blanca» o que tiene, más correctamente, «un valor demasiado elevado» (v. cap. 3). Para incrementar la opacidad, los fabricantes añaden dióxido de titanio y óxido de aluminio a las resinas compuestas, también en cantidades minúsculas (0,001 a 0,007% en peso), debido a que estos óxidos son unos opacificadores altamente eficaces.

Material chroniony prawem autorskim

3. **Lámparas PAC.** Las lámparas PAC emplean gas de xenón que se ioniza y produce plasma. La luz blanca de alta intensidad se filtra para evitar el calor y para que sólo emita luz azul (~400 a 500 nm).
4. **Láser de argón.** Las lámparas de láser de argón tienen la mayor intensidad de luz que emiten a una única longitud de onda. Las más usuales emiten aproximadamente a 490 nm.

La luz de las lámparas de tungsteno y de las de arco de plasma debe ser filtrada para que se transmita la luz únicamente del espectro *azul-violeta*, que es el que coincide con el rango de fotoabsorción de la CQ. La CQ, tal y como se explicó previamente, es la sustancia fotosensible más utilizada en las resinas odontológicas. Las lámparas de polimerizado de LED y el láser dental actuales están diseñados para emitir luz en el rango del espectro de la luz *azul* entre los 400 y 500 nm, que es el rango de fotoabsorción de la CQ. Por ello, no requieren filtros. Se han introducido algunos agentes fotosensibles y fuentes de luz que absorben y emiten, respectivamente, unas longitudes de onda fuera del rango entre 400 y 500 nm, por lo que se corre el riesgo de un fraguado inadecuado a no ser que aquéllos estén adaptados entre sí.

La polimerización se inicia cuando se alcanza una concentración crítica de radicales libres. Esto requiere un número determinado de fotones que deben ser absorbidos por el sistema iniciador, lo que está en dependencia directa con la longitud de onda, intensidad y tiempo de exposición. Pueden existir diferencias sustanciales entre el rango de longitud de onda y la intensidad entre las diferentes marcas y tipos de lámparas que existen en el mercado. Las lámparas QTH más comunes emiten una densidad de potencia radiante que oscila aproximadamente entre 300 y 1.200 miliwatios/cm^2 (mW/ cm^2) en la región azul-violeta, y no es infrecuente que dos marcas difieran en intensidad en un factor de 2 o más.

Para obtener un fraguado máximo, es decir una conversión del 50 al 60% del monómero (v. a continuación), se requiere una energía radiante de aproximadamente 16.000 milijulios/cm^2 (16 julios/cm^2) para una capa de resina de 2 mm de grosor. Esto se consigue mediante la exposición de 40 segundos de una lámpara que emita 400 mW/cm^2 (40 seg × 400mW/cm^2 = 16.000 mJ/cm^2 o 16 J/cm^2). Este mismo resultado se alcanza con 20 segundos de exposición a una intensidad de 800 mW/cm^2 o aproximadamente 13 segundos a 1.200 mW/cm^2. Por tanto, el aumento en la densidad de potencia de una lámpara aumenta el grado y proporción del fraguado. Sin embargo, el fraguado rápido con una fuente de luz de alta intensidad no está exento de inconvenientes, tal y como se discute en los siguientes apartados (v. el apartado sobre la Reducción de la tensión residual).

PREGUNTAS CLAVE

¿Se puede acortar el tiempo necesario para un fraguado adecuado de las resinas compuestas incrementando la intensidad de las lámparas de polimerización? ¿Cómo afecta la intensidad de la lámpara a la profundidad de fraguado?

Profundidad de fraguado y tiempo de exposición

Recientemente se han introducido en el mercado lámparas QTH, PAC y láser con una intensidad mucho mayor (>1.000 mW/cm^2), abriendo las puertas hacia una disminución en los tiempos de exposición y/o una mayor profundidad de fraguado. Estos son efectos muy deseables que pueden disminuir en gran medida el tiempo de trabajo de la restauración y por ello el coste al paciente.

Sin embargo, la absorción y la dispersión de la luz en las resinas compuestas hace que la potencia y el **grado de conversión (GC)** disminuya de forma exponencial con la profundidad de penetración. La intensidad se puede reducir del orden de 10 a 100 en una capa de resina compuesta de 2 mm de grosor. Esto reduce la conversión del monómero a un nivel inaceptable cuando las profundidades son mayores de 2 a 3 mm. Por ello la superficie se debe irradiar durante un mayor tiempo para que exista una densidad de potencia suficiente en las capas más profundas. Dadas las limitaciones de la dispersión de la luz y la ab-

Material chroniony prawem autorskim

sorción inherente en las resinas restauradoras actuales, los inconvenientes son tales que el incremento de la intensidad puede permitir acortar el tiempo de fraguado para una profundidad determinada, o aumentar la profundidad de fraguado para un tiempo de exposición fijo, pero hay pocas posibilidades de que se logren ambos objetivos simultáneamente. La consecuencia práctica es que la profundidad de fraguado está limitada a 2 o 3 mm a menos que se aplique un tiempo de exposición extremadamente largo, independientemente de la intensidad de la lámpara. La solución a estos problemas dependerá más de los avances en la química y tecnología de las estructuras de las resinas compuestas que de los avances en las técnicas clínicas o en la tecnología de las lámparas de fotopolimerización.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los factores más importantes que afectan a la profundidad de fraguado de una lámpara de una intensidad determinada?

La atenuación de la luz puede variar considerablemente de un tipo de resina compuesta a otro, dependiendo de la opacidad, tamaño del relleno, concentración del relleno y tono del pigmento. Tal y como se ha dicho, los tonos más oscuros y/o los opacificadores requieren un mayor tiempo de fraguado. Por estas razones, los fabricantes normalmente recomiendan tiempos de fraguado que se adaptan a cada color y tipo determinado de resina compuesta. Estos tiempos normalmente son el mínimo posible. Para mejorar tanto el grado de polimerización como la supervivencia clínica a largo plazo, el clínico debe ajustar el tiempo de exposición y la técnica de fraguado a la intensidad de la fuente luminosa utilizada, a la vez que la intensidad de la lámpara se debe revisar frecuentemente.

La luz también es absorbida y dispersada cuando pasa a través de la estructura dentaria, especialmente de la dentina, por lo que puede producir un fraguado incompleto en zonas críticas como las cajas interproximales. Cuando intentamos polimerizar la resina a través de la estructura dentaria, debemos incrementar el tiempo de exposición por 2 o 3 para compensar la reducción de la intensidad de la luz.

Cuando se emplean lámparas halógenas, la intensidad de la luz puede disminuir como consecuencia de la calidad y de la «edad» de la fuente lumínica, de la orientación del extremo luminoso de la lámpara, de la distancia entre el terminal y la restauración, y de contaminación como residuos de resina compuesta en el terminal de luz. Como consecuencia, se debe revisar la intensidad de emisión de la lámpara con regularidad, y el operador debe poner siempre el terminal de luz lo más cerca posible del material de restauración.

A pesar de las numerosas ventajas de las resinas fotopolimerizables, aún se precisa de las *resinas compuestas quimiopolimerizables* para ciertas situaciones. Por ejemplo, sólo los materiales polimerizados químicamente pueden obtener unos buenos resultados cuando se emplean como agentes de cementado bajo restauraciones metálicas.

Resinas de fraguado dual y polimerización extraoral

Una manera de superar la limitación de la profundidad de fraguado y otros problemas que se asocian con la fotopolimerización es la combinación del fraguado químico y la fotopolimerización en una misma resina. Estas **resinas de fraguado dual** están disponibles en el mercado y consisten en dos pastas fotopolimerizables, una de ellas contiene peróxido de benzoílo (PB) y la otra contiene una amina terciaria aromática. Cuando se mezclan las dos pastas y se exponen a la luz, se promueve la fotopolimerización mediante la combinación amina/CQ, y la quimiopolimerización mediante la interacción amina/PB. Estos materiales de fraguado dual se han creado para resolver cualquier situación que no permite la penetración suficiente de la luz para que se produzca una conversión de monómeros adecuada, por ejemplo, la cementación de una incrustación intracoronaria de cerámica gruesa. Tal y como les pasa a las resinas quimiopolimerizables, los problemas de las resinas de fraguado dual son la porosidad y la inhibición por aire.

Material chroniony prawem autorskim

aumentan la dureza, resistencia al desgaste y otras propiedades esenciales para las características de la resina. Una conversión del 50 al 60%, típica en las resinas compuestas con una alta densidad de entrecruzamiento de la resina bis-GMA, implica que han polimerizado entre el 50 y el 60% de los grupos metacrilato. Sin embargo, no implica que el 40 o 50% de las moléculas de monómero estén sueltas en la resina, ya que puede que uno de los dos grupos metacrilato de la molécula de dimetacrilato puede haber reaccionado y unido por enlace covalente a la estructura polimérica, y formado un grupo dependiente (v. fig. 15-6). La conversión del monómero a polímero depende de varios factores, como son la composición de la resina, la transmisión de la luz a través del material y la concentración de un agente sensible, iniciador e inhibidor. Como se discutió antes, la transmisión de la luz a través del material se controla por la intensidad de la lámpara, la absorción y dispersión de la luz a través de las partículas de relleno y los opacificadores, así como también por la interposición de estructura dentaria entre la fuente de luz y la resina compuesta.

El GC total no varía entre las resinas compuestas, quimio o fotopolimerizables, que contienen la misma formulación de monómero, siempre que se haga una buena técnica de fotopolimerización. En ambos sistemas de fraguado y a temperatura ambiente los valores de conversión que se alcanzan son del 50 al 70%. Es por ello por lo que la contracción de polimerización de dos resinas comparables foto y quimiopolimerizables es prácticamente igual. Sin embargo, en los materiales fotopolimerizables, la contracción de polimerización conlleva a una mayor tensión en la reconstrucción y a la filtración de los márgenes de la resina y por ello conlleva tinciones, sensibilidad y caries secundaria.

Reducción de la tensión residual

Las resinas fotoactivadas han superado muchas deficiencias de las resinas quimioactivadas, como es la falta de control en el tiempo de trabajo, amarilleado del material y porosidad. Sin embargo, los poros internos de las resinas quimiopolimerizables actúan como un relajante de la tensión residual que se produce en la reconstrucción durante el fraguado (los poros crecen durante el endurecimiento y reducen la concentración de tensiones en los márgenes). Asimismo, la lentitud en el fraguado químico hace que se permita que una gran proporción de la contracción se compense por el movimiento interno entre las cadenas de polímeros en desarrollo, antes de una formación de entrecruzamiento demasiado denso (p. ej., antes de la gelificación). Después del punto del estado de gel, ya no se pueden evitar las tensiones, sino que continúan creciendo y concentrándose dentro de la resina y en la estructura dentaria adyacente a las interfases adheridas.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo se debe realizar la manipulación en la técnica de las resinas compuestas para mejorar la integridad del sellado marginal en una restauración?

Se han intentado dos procedimientos con el fin de superar los problemas de concentración de tensiones y fallo marginal en las resinas compuestas fotopolimerizables: 1) reducción del volumen de contracción modificando la química y/o composición de los sistemas de resinas y 2) diseñar técnicas clínicas que limiten la contracción de polimerización. La primera es la solución más deseable, y actualmente hay muchas investigaciones para el desarrollo de nuevas resinas con menor contracción y menor expansión térmica. Entre tanto, se han investigado muchas técnicas que pueden ser llevadas a cabo por el clínico. Estas técnicas están asociadas con la reconstrucción incremental y el control de la proporción de fraguado.

Reconstrucción incremental y configuración de la cavidad

Existe una técnica que intenta reducir el denominado **factor-C (factor de configuración)**. Este factor se refiere a la geometría de la preparación de la cavidad y se representa por la re-

Material chroniony prawem autorskim

lación entre dos áreas, la de la superficie adherida y la de la no adherida. La tensión residual de polimerización aumenta en proporción directa a este cociente. Durante el fraguado, la contracción hace que las superficies de la cavidad que están adheridas se mantengan en estado de tensión, mientras que las superficies no adheridas o superficies libres (p. ej., porción de la restauración que reproduce la superficie anatómica externa) se relajan de este estrés mediante una contracción interior hacia donde se encuentra mayor volumen de material. La técnica incremental (fig. 15-7) en la que la restauración se construye mediante la polimerización separada y progresiva de capas sucesivas, reduce de forma eficaz la tensión de polimerización disminuyendo el factor C. Es decir, las capas más delgadas reducen la extensión de superficie adherida y aumentan la no adherida, lo que reduce el factor C consiguiente. En cualquier caso, tal y como se ha discutido previamente, la limitación en la profundidad de fraguado hace necesario el uso de una construcción incremental de la resina compuesta. Por eso, la técnica incremental supera ambas limitaciones, tanto la limitada profundidad de fraguado como la concentración de tensión residual durante la contracción de polimerización; sin embargo, a la vez se añaden las dificultades de necesitar más tiempo para la restauración y la consiguiente mayor dificultad en la obturación. Se han descrito numerosas variaciones de esta técnica en numerosos artículos y publicaciones de odontología conservadora.

Técnicas de inicio blando, fraguado incremental y fraguado retardado

Otra manera de limitar la tensión de fotopolimerización durante la restauración es seguir el ejemplo de la iniciación química. Esto se logra mediante la administración de una baja tasa de polimerización inicial y a continuación dejar más tiempo para que se produzca una relajación de tensiones antes de que la resina alcance el estado de gel. Esto se consigue con la técnica de inicio blando. En esta técnica, el fraguado comienza con baja intensidad y acaba con alta intensidad. Esto permite que durante las primeras fases se logre una baja cantidad de polimerizado inicial y una alta relajación del nivel de tensión hasta que una vez que se alcanza el punto de gel se termina con la mayor intensidad. Esto hace que el proceso de fraguado tenga la mayor cantidad de conversión cuando la mayor parte de tensiones ha sido reducida. Varios estudios muestran que mediante este procedimiento se pueden conseguir niveles variables de reducción de tensiones que se generan en las paredes cavitarias, sin el inconveniente de tener que aumentar el tiempo de exposición total ni de sacrificar el GC o la profundidad de fraguado. Es por esto por lo que se han desarrollado varios protocolos e incluso que las lámparas de fotopolimerizado tengan automáticamente una o más secuencias de exposición para estas técnicas de inicio blando.

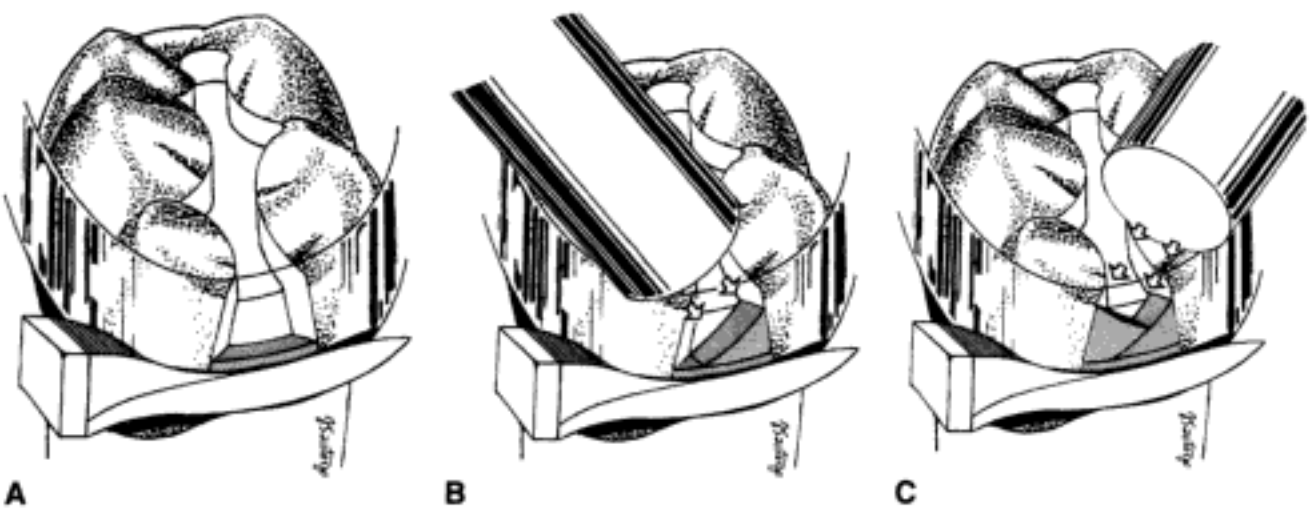


Fig. 15-7 **A,** Primera capa incremental de la resina compuesta, colocada y fraguada (área gris). **B,** Segunda capa incremental en proceso de fraguado mediante la fuente de luz. **C,** Tercera capa de resina compuesta incremental durante el fraguado.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 15-1 Clasificación de las resinas compuestas e indicaciones de uso

Tipo de resina compuesta	Tamaño de partícula	Uso clínico
Tradicional (partícula grande)	1-50 µm vidrio	Zonas de gran tensión
Híbrido (partícula grande)	(1) 1-20 µm vidrio (2) 0,04 µm sílice	Zonas de gran tensión que requieren una gran calidad en el pulido (clases I, II, III y IV)
Híbrido (partícula mediana)	(1) 0,1-10 µm vidrio (2) 0,04 µm sílice	Zonas de gran tensión que requieren una gran calidad en el pulido (clases III y IV)
Híbrido (partícula pequeña/PP)	(1) 0,1-2 µm vidrio (2) 0,04 µm sílice	Zonas de tensión moderada que requieren un pulido óptimo (clases III y IV)
Híbrido condensable	Híbrido de partícula pequeña o media pero con una baja fracción de relleno	Situaciones que necesitan una mejor condensabilidad (clases I y II)
Híbrido fluido	Híbrido de partícula media pero con una distribución más fina en el tamaño de las partículas	Situaciones en las que se necesita una mejor fluidez o donde es difícil el acceso (clase II)
Microrrelleno homogéneo	0,04 µm sílice	Zonas de baja tensión y área subgingival que requieren un mayor acabado y pulido.
Microrrelleno heterogéneo	(1) 0,04 µm sílice (2) partículas de resina prepolimerizadas que contienen sílice de 0,04 µm de tamaño	Zonas de baja tensión y área subgingival donde es esencial una reducción en la contracción.

PP, partículas de relleno pequeñas.

rar como híbrida. Las resinas compuestas del futuro que contienen fibras y/o rellenos de nanopartículas se pueden clasificar de la misma manera.

Una clasificación única de una resina compuesta híbrida no tiene sentido debido a que la mayoría de las resinas compuestas modernas que usan rellenos en el rango de las micras (µm) contienen pequeñas cantidades (<5% en peso) de microrrellenos para que la pasta adquiera una viscosidad adecuada. Las resinas compuestas híbridas empleadas con mayor frecuencia a partir del año 2000, normalmente se refieren a aquellas que contienen rellenos con un tamaño medio de partícula de aprox. 0,5 a 1,0 µm junto con un 10 a 15% de microrrelleno. A continuación se definen aquellas resinas compuestas que presentan estas características. También se describen dos categorías especiales de híbridos que varían con respecto a su definición: las resinas compuestas fluidas y las **resinas compuestas condensables**. Las propiedades de las principales clasificaciones de las resinas compuestas se resumen en la tabla 15-2.

Resinas compuestas tradicionales

Tal y como se aprecia en las tablas 15-1 y 15-2, las resinas compuestas tradicionales tienen un tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. Este grupo de resinas se desarrolló durante los años 70 y se modificó ligeramente a lo largo de los años. Estas resinas compuestas tradicionales también se llaman *resinas compuestas convencionales* o de *macrorrelleno*. Debido a que su uso ya no está tan extendido, tiene más sentido el término *tradicional* que *convencional*. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el sílice amorfo pulverizado y el cuarzo. En la microfotografía de la figura 15-1, hay una distribución muy variada de los tamaños de las partículas de cuarzo. Aunque el promedio es de 8 a 12 µm, hay partículas de hasta 50 µm. La carga de relleno es por lo general del 70 al 80% en peso o del 60 al 70% de volumen. Las partículas de relleno ex-

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 15-2 Propiedades de las resinas compuestas

Características/ propiedades	Acrílico sin relleno	Tradicional	Híbrido (partícula-pequeña)	Híbrido (polivalente)	Microrrelleno	Híbrido fluido	Híbrido condensable	Esmalte	Dentina
Tamaño (μm)	—	8-12	0,5-3	0,4-1,0	0,04-0,4	0,6-1,0	Fibroso	—	—
Relleno inorgánico (% en vol.)	0	60-70	65-77	60-65	20-59	30-55	48-67		
Relleno inorgánico (% en peso)	0	70-80	80-90	75-80	35-67	40-60	65-81	—	—
Resistencia a la compresión (MPa)	70	250-300	350-400	300-350	250-350	—	—	384	297
Resistencia a la tracción (MPa)	24	50-65	75-90	40-50	30-50	—	40-45	10	52
Módulo elástico (GPa)	2,4	8-15	15-20	11-15	3-6	4-8	3-13	84	18
Coeficiente de expansión térmica (ppm/°C)	92,8	25-35	19-26	30-40	50-60	—	—	—	—
Absorción de agua (mg/cm^2)	1,7	0,5-0,7	0,5-0,6	0,5-0,7	1,4-1,7	—	—	—	—
Dureza Knoop (KHN)	15	55	50-60	50-60	25-35	—	—	350-430	68
Contracción de polimerización (% vol.)	8-10	—	2-3	2-3	2-3	3-5	2-3	—	—
Radiopacidad (mm Al)	0,1	2-3	2-3	2-4	0,5-2	1-4	2-3	2	1

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 15-8 Fotografía al microscopio electrónico de barrido de la superficie oclusal de una restauración de resina compuesta tradicional en la zona posterior que ha sido colocada hace 5 años. La resina compuesta se ha eliminado en el margen oclusal de la derecha, y se han expuesto las partículas de relleno mayores, por lo que presenta una superficie rugosa. (Por cortesía de K-J.M. Söderholm.)

puestas, algunas de gran tamaño, están rodeadas de cantidad

exista suficiente contraste para detectar los defectos marginales y/o la caries secundaria en la película radiográfica.

Consideraciones clínicas de las resinas compuestas

La principal desventaja clínica de las resinas compuestas tradicionales es la superficie rugosa que se produce como consecuencia del desgaste por abrasión de la matriz de resina blanda que deja al descubierto las partículas de relleno más resistentes al desgaste, de forma que estas partículas sobresalen de la superficie tal y como se puede ver en la figura 15-8. El pulido de estas restauraciones crea una superficie rugosa, así como también la originan con el tiempo el cepillado dental y el desgaste masticatorio. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación, sin duda por la gran susceptibilidad de la superficie rugosa a retener sustancias colorantes.

La fractura de las resinas compuestas tradicionales no es un problema frecuente, aunque se hayan aplicado para restauraciones con soporte de carga, como las restauraciones de clase II y clase IV. No ocurre lo mismo con la poca resistencia al desgaste por oclusión, lo que constituye un problema clínico. Desde este punto de vista, estas resinas compuestas son de menor calidad que los materiales específicamente diseñados como «resinas compuestas para posteriores», según se explica en la siguiente sección.

Resinas compuestas de partícula pequeña

En un esfuerzo por mantener o mejorar las propiedades físicas y mecánicas de las resinas tradicionales y conseguir una superficie pulida, se redujo el tamaño de las partículas inorgánicas de relleno a un rango de 0,5 a 3 µm, aunque con una distribución excesivamente amplia en los tamaños, tal y como se muestra en la figura 15-9. Esta amplia distribución de las partículas de relleno facilita una gran carga de relleno y las resinas compuestas de partí-

Fig. 15-9 Partículas típicas de resinas compuestas de partícula pequeña. (Por cortesía de E. A. Glasspoole y R. Erickson.)

Material chroniony prawem autorskim

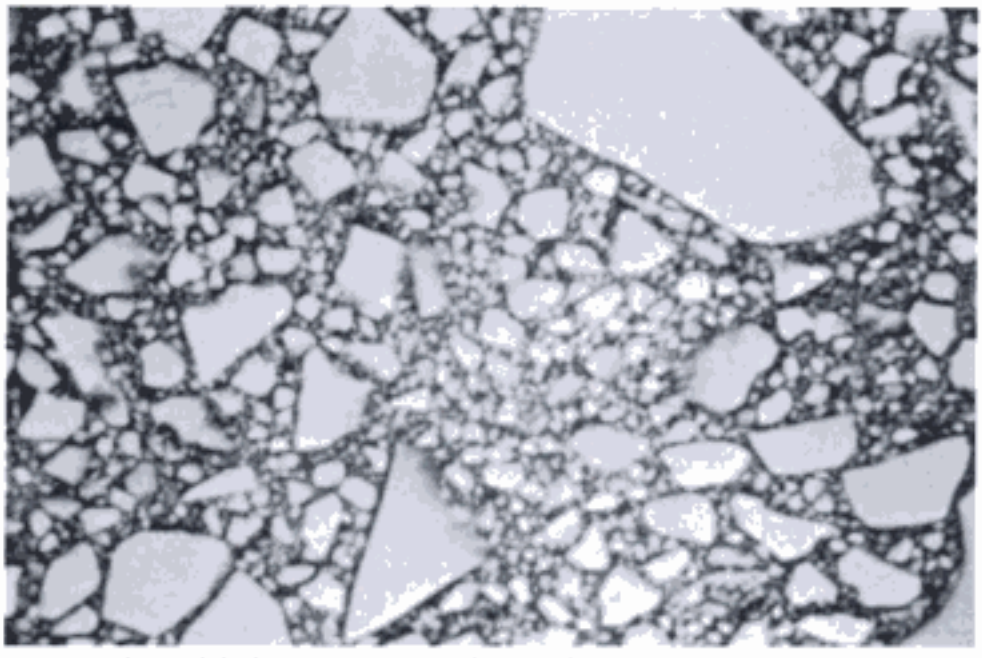


Fig. 15-10 Superficie pulida de resina compuesta de partícula pequeña. (Por cortesía de W. H. Douglas.)

cula pequeña (PP) contienen más relleno inorgánico (80-90% en peso y 65-77% en volumen) que las resinas compuestas tradicionales. Esto es particularmente cierto para las resinas compuestas diseñadas para las zonas posteriores. La alta densidad de las partículas de relleno, si la comparamos con la matriz de resina, es evidente en la muestra pulida de la resina compuesta híbrida de partícula pequeña de la figura 15-10.

Algunas resinas de PP emplean sílice amorfo como relleno, pero la mayoría incorporan cristales que contienen metales pesados que le confieren radiopacidad. La matriz de resina de estos materiales es parecida a la de las resinas compuestas tradicionales y de microrrelleno. El principal relleno consiste en partículas trituradas revestidas de silano. El sílice coloidal se añade en cantidades de aproximadamente el 5% en peso para ajustar la viscosidad de la pasta de forma que permita la condensación en la cavidad.

Por lo general, esta categoría de resinas compuestas presentan unas propiedades físicas y mecánicas superiores. Con el aumento del contenido de partículas, hay una mejora en prácticamente todas las propiedades más importantes (v. tabla 15-2). La resistencia a la compresión y el módulo elástico de las resinas compuestas de PP son mayores que los de las resinas tradicionales y de microrrelleno. La resistencia a la tracción de las resinas de PP es el doble que en las resinas de microrrelleno y 1,5 veces mayor que en las tradicionales. El coeficiente de expansión térmica es menor que en otras resinas, aunque es casi el doble del que presentan las estructuras dentales. El uso de relleno de pequeño tamaño y alta densidad hace que se tenga una superficie muy suave parecida a las de resinas de microrrelleno. Estas propiedades hacen que tenga una mayor resistencia al desgaste y sufra un poco menos de contracción de polimerización.

Estos materiales rellenos con cristales que contienen metales pesados son radiopacos. La radiopacidad es una propiedad importante para los materiales que se emplean en la restauración de dientes posteriores, ya que facilita el diagnóstico de caries secundarias así como otras manifestaciones. Desgraciadamente, los rellenos de cristales con metales pesados son más blandos y más proclives a hidrolizarse y disolverse en agua, mucho más que el sílice amorfo y el vidrio. Al cabo del tiempo, se ablandan y muestran tendencia al desgaste y al deterioro, lo que disminuye la durabilidad a largo plazo de este tipo de restauraciones.

Consideraciones clínicas de las resinas de PP

Debido a la alta cargo de relleno, y por ello a la gran resistencia y otras propiedades físicas, las resinas compuestas de PP están indicadas en situaciones con gran tensión o

propensas a la abrasión como en las preparaciones de clase IV. El tamaño de las partículas de las resinas compuestas de PP hace incluso posible alcanzar superficies con un aceptable acabado en las aplicaciones para zonas anteriores, pero no llegan a ser de tanta calidad como las que se consiguen con las resinas compuestas de microrrelleno.

Resinas compuestas de microrrelleno

Los inconvenientes de las resinas compuestas tradicionales y de PP, como la rugosidad de la superficie y la baja traslucidez, se han superado cuando se emplean partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Estas partículas tienen un tamaño individual aproximado de 0,04 µm (40 nm). Este valor es 1/10 de la longitud de onda de la luz visible y de 200 a 300 veces más pequeño que el tamaño medio de las partículas de las resinas compuestas tradicionales. El concepto de la resina compuesta de microrrelleno alude al refuerzo de la resina gracias a este tipo de relleno, a la vez que presenta una apariencia superficial muy suave, similar a la obtenida con las restauraciones directas de las resinas acrílicas sin relleno.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo es posible que siendo la carga de relleno inorgánico de las resinas compuestas con microrrelleno mucho más baja que en otras resinas compuestas, la contracción de polimerización no sea más alta?

Estas minúsculas partículas de sílice coloidal tienen tendencia a la aglomeración. Estos aglomerados de partículas de sílice coloidal se pueden ver en la figura 15-11. Durante la mezcla, algunos de estos aglomerados se rompen, pero no todos, con lo que el rango en el tamaño de estos aglomerados puede variar de 0,04 a 0,4 µm (v. tabla 15-2).

En teoría, este relleno de sílice coloidal se puede añadir directamente a la resina y en grandes cantidades. Sin embargo, esto no es fácil de llevar a cabo debido a la gran superficie que debe ser mojada por el monómero y sobre todo debido a la formación de seudo-cadenas poliméricas entre las partículas coloidales. Este fenómeno aumenta de forma significativa la viscosidad y produce un engrosamiento indebido, incluso cuando se añade muy poca cantidad de microrrelleno. A pesar de que ha habido varios intentos para aumentar la carga de relleno, en todos los casos se ha comprometido el concepto ideal de un relleno de resina homogéneo con sílice coloidal disperso. Una posibilidad es sin-

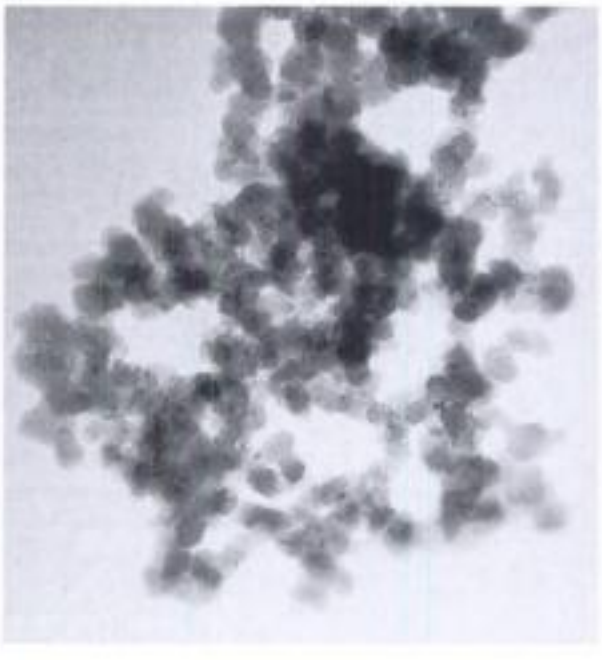


Fig. 15-11 El sílice pirogénico empleado en las resinas compuestas de microrrelleno tiene una superficie total muy grande debido a su tamaño medio de partícula extremadamente pequeño de ~0,04 µm. Estas partículas se aglomeran y forman cadenas largas, como se puede observar en esta fotografía al microscopio electrónico de transmisión. Las cadenas de las partículas de sílice actúan como las cadenas poliméricas de la resina y aumentan drásticamente la viscosidad del monómero, tal y como se describe en el capítulo 7. (Por cortesía de K-M.J.Söderholm.)

Materiał chroniony prawem autorskim

terizar las partículas de sílice coloidal para que se obtengan partículas de un tamaño de varias decenas de micra. Estos grandes aglomerados producen una disminución en el área superficial, con lo que se permite que se pueda añadir más relleno antes de comprometer la reología del material. Sin embargo, el método más usual para aumentar la carga de relleno es realizar nuevas partículas triturando una resina compuesta prepolimerizada que tenga una gran carga de partícula de sílice coloidal. Las partículas de este material con gran cantidad de microrrelleno se incorporan a la pasta de resina para producir un material de obturación con unas características de manipulación aceptables.

La preparación de los rellenos prepolimerizados implica la adición al monómero del 60-70% en peso (aproximadamente 50% en volumen) de sílice coloidal tratado con silano, en condiciones de temperatura ligeramente elevada para disminuir la viscosidad. Cuando el relleno ya ha sido mezclado dentro de la resina, la pasta de resina compuesta se fragua mediante calor empleando el iniciador PB. El GC de la resina es muy alto, aproximadamente del 80%. La resina compuesta fraguada se tritura en partículas que pueden ser de un tamaño mayor que las partículas de cuarzo que se utilizan en las resinas compuestas tradicionales. Estas partículas prepolimerizadas se suelen conocer con el nombre de *relleno orgánico*, término que es algo erróneo debido al hecho de que contienen un gran porcentaje de relleno inorgánico. Estas «partículas de resina compuesta», más las partículas de sílice coloidal tratadas con silano, se mezclan con el monómero para formar la pasta de la resina compuesta. En la figura 15-12 se muestra un diagrama que representa la preparación del relleno en las resinas de microrrelleno.

El contenido final de relleno inorgánico sólo es del 50% en peso, aunque si se contabilizan las partículas de resina compuesta como partículas de relleno, este contenido puede alcanzar cerca del 80% en peso (aproximadamente el 60% del volumen). Esto es de gran importancia si queremos entender ciertas propiedades de estos materiales, como la contracción volumétrica durante la polimerización. Las partículas de resina compuesta no se contraen cuando se realiza el fraguado de este tipo de resina. Por eso, a pesar de que las resinas de microrrelleno tienen una fracción volumétrica de relleno inorgánico mucho más baja que las resinas compuestas tradicionales o de partícula pequeña, no se contraerán tanto como cabe esperar debido al volumen de resina total. La limitación mayor de estos materiales es que la unión entre las partículas de resina compuesta y la matriz de resina que va a fraguar durante la restauración clínica es relativamente débil,

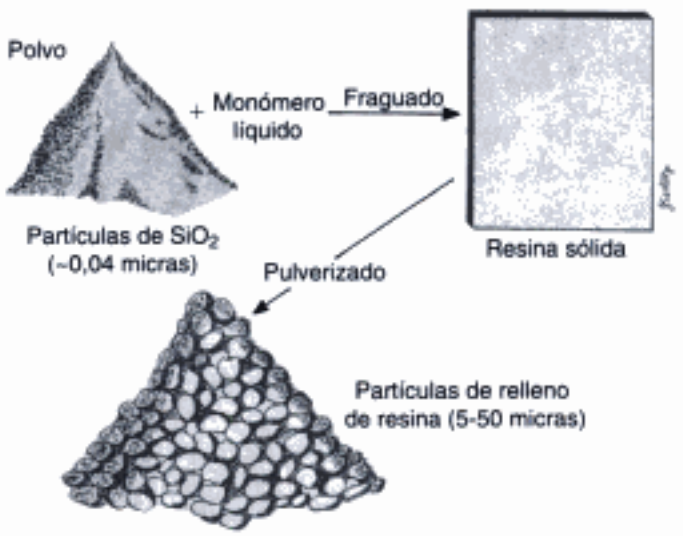


Fig. 15-12 Preparación de las partículas de relleno que se emplean en las resinas compuestas de microrrelleno. Las partículas de relleno de una resina compuesta de microrrelleno constan de «partículas de relleno de resina» pulverizadas que están dispersas en una matriz fraguada de resina. Las partículas de sílice coloidal pirogénico (~0,04 μm) se incorporan tanto a las partículas de relleno de la resina prefraguada como al monómero, aunque la resina prefraguada contiene mucha mayor concentración. (Modificada de P. Lambrechts: *Basic Properties of Dental Composites and Their Impact on Clinical Performance*. Tesis. Katholieke University, Leuven, Bélgica, 1983.)

Material chroniony prawem autorskim

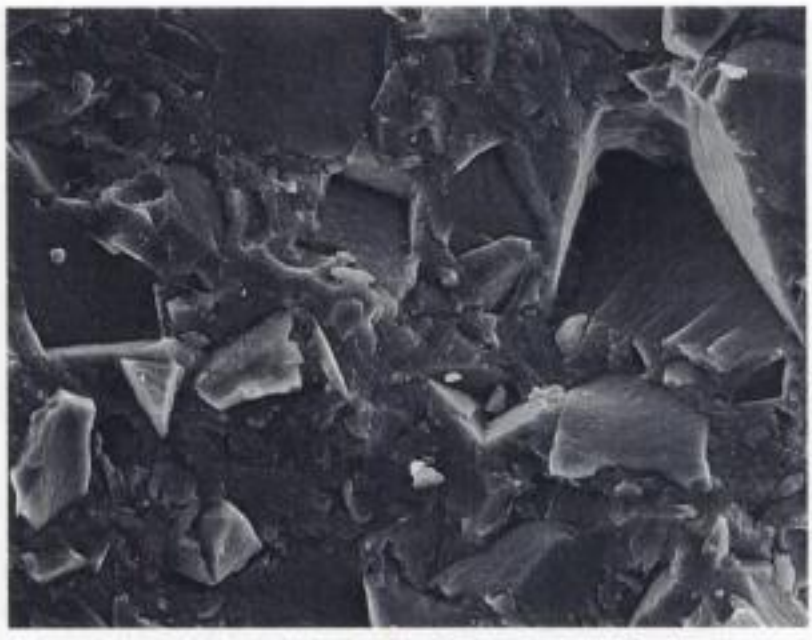


Fig. 15-13 Resina compuesta de microrrelleno fracturada. La superficie de la fractura muestra que las partículas de «relleno orgánico» o de «relleno de resina compuesta» se han perdido, lo que sugiere una unión adhesiva débil entre estas partículas y la matriz que la rodea. (Por cortesía de K-J.M. Söderholm.)

lo que facilita el desgaste por un mecanismo de astillamiento (fig. 15-13). Debido a esta deficiencia, la mayoría de las resinas compuestas de microrrelleno no son adecuadas para superficies con grandes tensiones, aunque hay excepciones notables.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las peores propiedades de las resinas de microrrelleno con respecto a otros materiales de resina compuesta, y cuáles son las implicaciones clínicas de estas deficiencias? ¿Cuáles son las características de las resinas de microrrelleno que hacen que sea un material de elección para ciertas restauraciones? ¿Cuáles son las restauraciones ideales con las resinas compuestas de microrrelleno?

Propiedades de las resinas compuestas de microrrelleno

Por lo general, las resinas compuestas de microrrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales (v. tabla 15-2). Esto es de esperar debido a que el 40-80% del volumen del material lo constituye la resina. La gran desproporción entre resina y relleno inorgánico da lugar a una mayor absorción de agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además, hay una disminución de la resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina clínicamente fraguable; esta disminución de la resistencia es similar a la de las resinas compuestas con partículas de relleno no silanizadas. Sin embargo, las resinas compuestas de microrrelleno presentan una resistencia al desgaste notable durante varios años, con tasas de desgaste comparables a las resinas compuestas de gran carga de relleno diseñadas para las superficies oclusales de los dientes posteriores. Sin embargo, a largo plazo, si las resinas compuestas de microrrelleno se colocan en zonas con gran desgaste, normalmente empiezan a romperse o a desgastarse demasiado rápido como para ser clínicamente aceptables. Si se colocan en zonas de contacto interproximal de los dientes anteriores, pueden ocurrir fenómenos de «deriva». El proceso de desgaste se relaciona con la propagación de fracturas alrededor de las partículas de relleno «orgánicas» que están débilmente adheridas (fig. 15-13).

En comparación con las resinas acrílicas sin relleno, las de microrrelleno tienen importantes propiedades mejoradas; tienen el mejor terminado de superficie lisa de todas

Material chroniony prawem autorskim

las restauraciones estéticas. Por eso, también se suelen preferir para la restauración de las superficies lisas de dientes cariados (clase III y V). Las partículas inorgánicas de relleno son más pequeñas que las partículas abrasivas que se utilizan en el acabado de la restauración. Así cuando se pulen estas restauraciones se está retirando simultáneamente el relleno de sílice junto con la resina de alrededor, dejando una superficie muy lisa y pulida que se mantiene a lo largo de toda la vida de la restauración.

Consideraciones clínicas de las resinas de microrrelleno

En la mayor parte de las aplicaciones, la disminución de propiedades físicas no es un problema. Sin embargo, en situaciones de gran resistencia de carga, como en las restauraciones de clase II y IV, el potencial de fractura es mayor. En ocasiones se observan desajustes por astillamiento en el margen de la restauración, lo que se atribuye a la desunión del relleno compuesto prepolimerizado. Se recomienda el uso de fresas de diamante, más que las fresas de carburo de tungsteno estriadas, para el recortado de las resinas compuestas de microrrelleno para minimizar el riesgo de astillamiento. No obstante, las resinas compuestas de microrrelleno tienen amplia aceptación en la actualidad. Debido a su superficie lisa, se han convertido en la resina de elección para las restauraciones estéticas de dientes anteriores, en particular en las situaciones no sujetas a carga y para la restauración del área subgingival.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las ventajas de la combinación de partículas de dos o más tamaños? ¿Cuáles son las consecuencias clínicas de esta combinación de partículas?

Resinas compuestas híbridas

Esta categoría de resinas compuestas surgió en un esfuerzo por obtener superficies más lisas que las obtenidas por las resinas compuestas de partícula pequeña, pero intentando no perder las propiedades beneficiosas de estas últimas. Hay dentistas que comparan las resinas compuestas híbridas con las resinas de microrrelleno por su superficie lisa y sus características estéticas, propiedades por las que se utilizan en la restauración del sector anterior.

Como su nombre indica, hay dos clases de partículas de relleno en este tipo de materiales. Las partículas de relleno más modernas las constituyen el sílice coloidal y partículas de vidrio triturado que contienen metales pesados, lo que las hace tener un contenido total de relleno de aproximadamente 75-80% en peso (v. tabla 15-1). Estos cristales tienen un tamaño de partícula medio entre 0,4 y 1 µm, y se pretende que se mejore gracias a la reducción de estos tamaños. La distribución típica es del 75% de las partículas trituradas con un tamaño menor a 1 µm. El sílice coloidal representa de 10 a 20% en peso del contenido total del relleno. En este caso, el microrrelleno también interviene de una manera importante en las propiedades. El menor tamaño de las partículas, así como la gran cantidad de las mismas, hace que se aumente la superficie, por tanto, el contenido total de este relleno no es tan alto como en algunas resinas compuestas de PP. En la figura 15-14 se muestra una superficie pulida. El tamaño más pequeño de las partículas de relleno se hace evidente cuando se comparan con las resinas tradicionales y las de PP.

Las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales normalmente oscilan entre las resinas compuestas tradicionales y las de PP. Pero, tal y como se muestra en la tabla 15-2, estas propiedades suelen ser superiores a las resinas de microrrelleno. Como las partículas de relleno contienen átomos de metales pesados, tienen suficiente radiopacidad como para la detección radiográfica de caries secundarias y otros tipos de diagnósticos radiológicos.

Consideraciones clínicas de las resinas compuestas híbridas

Debido a su superficie lisa y a su buena resistencia, estos compuestos tienen un amplio uso en las restauraciones de dientes anteriores, incluyendo las preparaciones de clase IV

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 15-17 El acceso difícil y una manipulación incorrecta pueden producir un punto de contacto abierto en las restauraciones de resina compuesta de clase II (superficie proximal del segundo premolar). Esta deficiencia hace que el diente sea susceptible a la impactación alimentaria y al trauma gingival. Véase también lámina en color.

Resinas compuestas fluidas

Una modificación de las resinas compuestas de PP y las híbridas han originado la denominada **resina compuesta fluida.** A estas resinas se les ha reducido el nivel de relleno para que tengan una consistencia que haga que el material fluya fácilmente, se extienda de manera uniforme y se adapte íntimamente a la forma cavitaria para que se reproduzca la anatomía dental deseada. La reducción en el relleno las hace más susceptibles al desgaste, aunque mejora la capacidad del clínico de realizar una base cavitaria o recubrimiento bien adaptado, sobre todo en las preparaciones posteriores de clase II y en aquellas situaciones de acceso difícil. Debido a esta gran facilidad de adaptación y a su mayor flexibilidad una vez que han fraguado, las resinas compuestas fluidas son útiles en las restauraciones de clase II, en la zona gingival. La resina compuesta de clase II que muestra la figura 15-17 presenta una deficiente adaptación anatómica de la zona interproximal en el segundo premolar. Obsérvese también la pérdida de la restauración del primer premolar.

Otra aplicación es la restauración mínima de clase I para prevenir la caries, usada de forma similar a los selladores de fisuras. Las resinas compuestas fluidas están también indicadas en el caso de mal acceso y muy poca o ninguna exposición al desgaste, y se requiere una adaptación excelente. Las propiedades y el uso clínico de estos materiales es similar a los denominados compómeros, que son híbridos entre resinas compuestas y los cementos de vidrio ionómero (v. cap. 16).

PREGUNTA CLAVE

En comparación con la amalgama, ¿cuáles son las desventajas que presentan las resinas compuestas cuando se aplican como restauración estética de los sectores posteriores?

RESINAS COMPUESTAS PARA RESTAURACIONES DE DIENTES POSTERIORES

Resinas compuestas de obturación directa en sectores posteriores

La amalgama ha sido durante mucho tiempo el material de obturación directa de elección para la restauración de dientes posteriores. Sus atributos son su fácil colocación, sus buenas propiedades mecánicas, su resistencia al desgaste y su característica única de «autosellado» (se reduce la filtración marginal en sus márgenes al cabo del tiempo). Sin embargo, con el aumento de la demanda de la odontología estética y con la preocupación de algunos por el potencial efecto tóxico del mercurio, se ha incrementado el interés y el uso de resinas compuestas para restauraciones de clase I y II (figs. 15-18, 15-19 y 15-20).

Material chroniony prawem autorskim

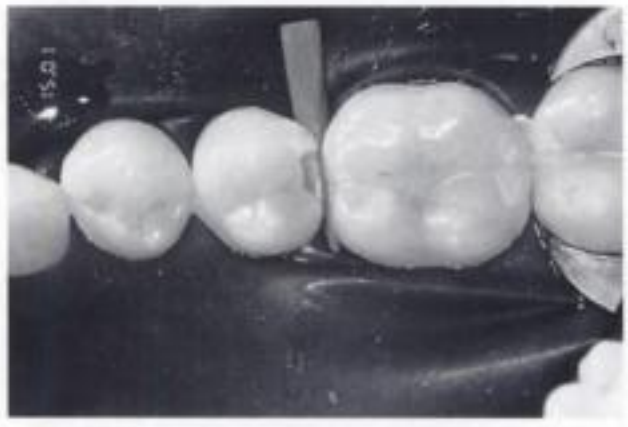


Fig. 15-18 La resina compuesta permite una preparación conservadora del diente en la zona posterior de un segundo premolar. Véase también lámina en color.

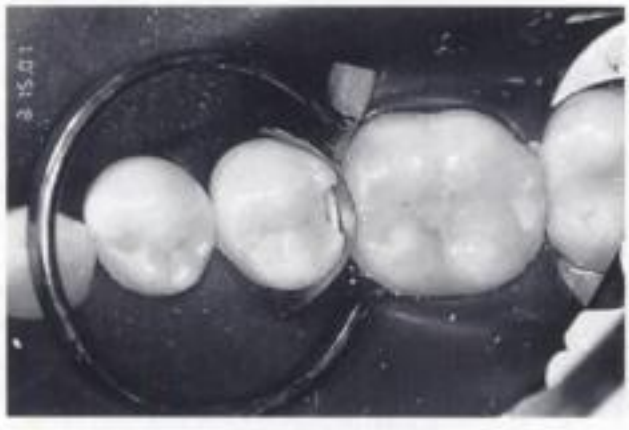


Fig. 15-19 El uso de una matriz segmentada es mejor para restaurar los contactos con resina compuesta. Véase también lámina en color.

Fig. 15-20 Restauración de resina compuesta de clase II (OD en un segundo premolar). Véase también lámina en color.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las principales ventajas e inconvenientes de las partículas fibrosas y/o texturizadas que tienen tendencia al entrecruzamiento y resistencia a la fluidez?

Resinas compuestas condensables

A excepción de las resinas compuestas fluidas, se han utilizado todas las categorías de resinas (tablas 15-1 y 15-2) para la restauración de las zonas posteriores. En comparación con la técnica de amalgama, la colocación de la resina compuesta consume mucho más tiempo y es mucho más exigente. Debido a su consistencia tan plástica y pastosa cuando no han fraguado, las resinas compuestas no se pueden condensar verticalmente en la cavidad, debido a que el material fluye tanto lateral como verticalmente, lo que impide

Material chroniony prawem autorskim

el contacto íntimo con las paredes de la cavidad. En concreto, cuando se precisa la restauración de los puntos de contacto de la zona interproximal entre dos dientes, la consistencia de la pasta de la mayoría de las resinas compuestas obliga a que, para obtener un adecuado punto de contacto, se deba recontornear y ajustar de manera cuidadosa la matriz. Este procedimiento tedioso y lento puede provocar unos resultados muy dispares a no ser que se tenga el conocimiento y la habilidad suficientes (para una información más detallada en la materia se debe consultar un texto sobre odontología conservadora). Este tipo particular de resinas compuestas son, en cierta forma, análogas en su manipulación a las amalgamas de partículas esféricas. La solución a este problema la ofrecen las resinas compuestas con un relleno capaz de aumentar la resistencia y la rigidez cuando está en estado plástico, y que presenta una consistencia similar a las amalgamas torneadas.

Las así denominadas **resinas compuestas condensables** forman dos categorías especiales de las resinas compuestas híbridas. Estos materiales se introdujeron a finales de la década de los 90 para hacer posible que el clínico aplicase técnicas similares a las que se utilizaban en las restauraciones de amalgama. Las características de empaquetado o condensado se producen gracias a la inclusión de partículas de relleno fibrosas y alargadas de aproximadamente 100 µm de longitud, y/o superficies texturizadas que presentan gran capacidad de engranaje y resistencia a la fluidez. Esto provoca que la resina no fraguada sea rígida y resistente al corrimiento, incluso puede ser moldeada con los instrumentos de condensación de la amalgama («condensadores»). Estas superficies rugosas, así como la mezcla de las partículas de relleno fibrosas, le confieren una consistencia que permite ser empaquetada y otras características que mejoran sus propiedades clínicas. A pesar de esta propiedad tan útil, aún prevalecen algunas limitaciones de las resinas compuestas, siendo preciso el doble del tiempo de colocación que el que se necesita para la amalgama. Hasta el momento, estos materiales no han demostrado poseer más ventajas que las resinas compuestas híbridas, salvo las de la técnica de colocación. A pesar de que los fabricantes digan lo contrario, las resinas compuestas condensables no han demostrado ser la respuesta en zonas de gran tensión, no son tan fáciles de colocar en las zonas posteriores, no tienen una contracción de polimerización baja y no presentan una profundidad de fraguado mayor de 2 mm. En la tabla 15-1 se muestra la clasificación de las resinas compuestas en función de su uso.

Filtración marginal

Cuando el margen gingival de la preparación cavitaria se localiza en dentina y/o cemento, y el resto de los márgenes tienen esmalte preparado con el que se ancla firmemente la resina, el material tiende a separarse de este margen gingival durante el fraguado debido a la contracción de polimerización. Esto produce una brecha en la interfase, que potencia el riesgo de filtración marginal y los problemas inherentes a ésta: la tinción marginal y la caries secundaria. Sin duda, éste es uno de los principales problemas para las resinas compuestas de las restauraciones de clase II y V. Se deben tomar todas las precauciones para mantener la integridad de la interfase resina-cemento o resina-dentina. El papel de los adhesivos dentinarios en este proceso se discutió en el capítulo 14.

Radiopacidad

Las resinas compuestas son radiolúcidas por sí mismas. Por ello, cuando no se puede conseguir un contraste radiográfico adecuado, no se detectan los problemas de filtración marginal, caries secundaria, contactos proximales y desgaste de las superficies proximales inadecuados. Así la radiopacidad es una propiedad particularmente importante en los materiales de restauración en el sector posterior. La radiopacidad se debe a los átomos de metales pesados contenidos en ciertas partículas de relleno de vidrio. A pesar de que no todas las resinas compuestas son radiopacas, la mayoría muestra una suficiente radiopacidad para que este problema no se presente. Es importante destacar que algunas

Material chroniony prawem autorskim

resinas fluidas son todavía radiolúcidas, por lo que se debe tener cuidado cuando se emplean para obturar las cajas proximales. Para que se logre un óptimo contraste para el diagnóstico, la radiopacidad de la restauración debe ser casi igual a la del esmalte, o sea, dos veces la de la dentina. Se ha determinado un amplio margen en los valores de radiopacidad para considerarla adecuada, sin embargo cuando se excede demasiado de la radiopacidad del esmalte, se puede llegar a enmascarar las zonas radiolúcidas que se forman en la interfase o incluso caries secundarias.

Desgaste

Junto con la contracción de polimerización, el problema clínico más frecuente es el desgaste oclusal (v. fig. 15-21). El mecanismo del desgaste oclusal es un problema complejo que ha sido muy estudiado. Desgraciadamente, la resistencia al desgaste y a la abrasión sólo se pueden estudiar antes del uso clínico mediante pruebas de laboratorio que simulan unas condiciones ambientales simplificadas. Así no se ha obtenido ningún método de pruebas que prediga las propiedades clínicas de forma correcta. Sin embargo, a pesar de que existen muchas pruebas de laboratorio que son útiles como guía de investigación y de desarrollo de productos, las únicas pruebas que permiten evaluar de manera real la dureza y la duración de los materiales restauradores son las evaluaciones clínicas con grupo control. Según los estudios clínicos, las mejores resinas compuestas diseñadas para dientes posteriores todavía se desgastan más que el esmalte bajo las mismas condiciones. A pesar de que unas tasas de desgaste de 10 a 20 µm al año pueden parecer pequeñas, las resinas compuestas se desgastan de 0,1-0,2 mm más que el esmalte al cabo de 10 años. Debido a estas tasas de desgaste y a la implicación potencial del desgaste, es importante seleccionar con cuidado los casos clínicos que se deben de restaurar con resinas compuestas en las zonas posteriores.

Una propiedad crítica inherente a las resinas compuestas que se emplean en la zona posterior es el mecanismo de desgaste. Se han propuesto dos mecanismos principales del desgaste de la resina compuesta. El primero, el de desgaste de dos cuerpos, se basa en el

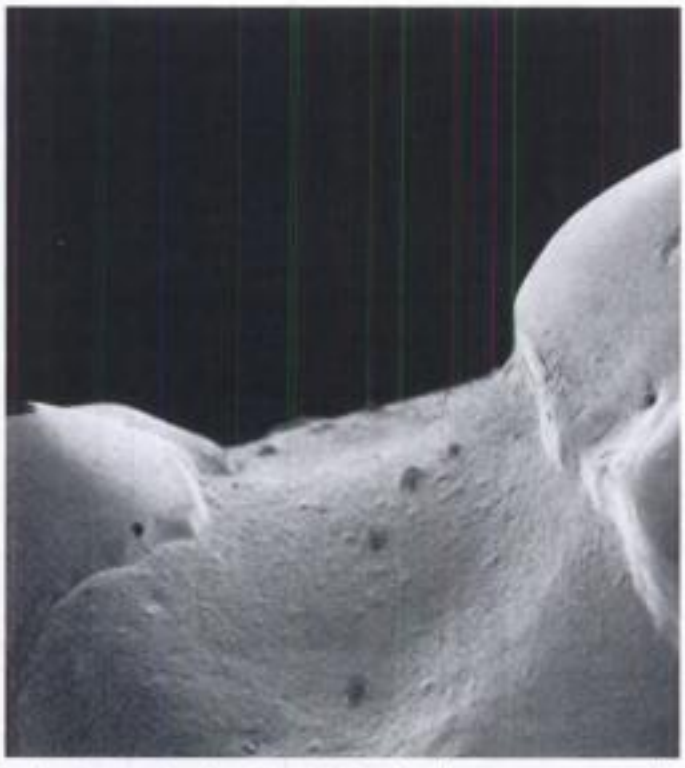


Fig. 15-21 Fotografía al microscopio electrónico de barrido de resina compuesta de partícula pequeña con nueve años de uso, que ilustra el desgaste general de tres cuerpos. (Por cortesía de R. L. Erickson.)

Material chroniony prawem autorskim

contacto directo de la restauración con una cúspide antagonista o con una superficie proximal adyacente, de manera que se generan altas tensiones en una pequeña zona de contacto. El proceso de desgaste en esta región se debe a los grandes niveles de fuerza ejercidos por las cúspides antagonistas o por la fuerza transmitida a la superficie proximal.

La pérdida de material de áreas libres de contacto se debe probablemente al contacto con el bolo alimenticio cuando se está moviendo de la superficie oclusal. Este tipo de desgaste de tres cuerpos puede estar controlado de una forma compleja por las propiedades de la resina compuesta, como la tenacidad, porosidad, estabilidad del agente de conexión (silano), grado de conversión del monómero, carga de relleno y forma y tamaño de las partículas de relleno. En este proceso de desgaste también desempeñan un papel las variaciones entre los pacientes, como las diferencias en los hábitos masticatorios, los niveles de fuerza y las variaciones en el medio oral. Un patrón de desgaste típico se puede mostrar en la figura 15-15, donde se muestra una restauración de resina compuesta de PP de activación química de 9 años de duración. A pesar de que la pérdida de material que se muestra en esta figura es más acusada que para otros materiales de restauración actuales, ilustra el fenómeno de desgaste. Hay que destacar el suave contorno anatómico de las paredes de la cavidad expuesta en donde la resina compuesta ha desaparecido por la abrasión.

En la clínica, la pérdida de material causada por el desgaste directo en las zonas de contacto entre dos dientes es mayor que la que se produce en las zonas libres por causa del contacto con la comida. Las resinas compuestas de partícula pequeña, con gran carga de partícula y con el relleno correctamente adherido a la matriz, son las más resistentes al desgaste. Las restauraciones grandes se desgastan más que las pequeñas, y por tanto más en los molares que en los premolares. La indicación principal de las restauraciones de clase II se basa en los requerimientos estéticos. Por ello se debe realizar una preparación conservadora para que se mantenga más tejido dentario, que absorbe mejor el estrés. El dentista tiene que tener claros los rigurosos procedimientos en la colocación de estas restauraciones, esenciales para el éxito clínico, tal y como viene descrito en los libros de odontología conservadora.

De todos modos, hay una serie de contraindicaciones obvias. Una restauración de resina compuesta de clase II está abocada al fracaso en la boca de un paciente bruxómano debido al gran potencial de desgaste. El uso de las resinas compuestas en la zona posterior de bocas con caries activa es cuestionable debido a que los materiales actuales no tienen un efecto anticaries o una resistencia a la filtración. Si se emplean resinas compuestas en estas situaciones, el sellado de una resina hidrofílica a lo largo de los márgenes puede ser beneficiosa. Sin embargo, la gran demanda estética y las resinas compuestas mejoradas favorecen el aumento de su uso en zonas de gran tensión. Por ello, se espera que la investigación industrial y académica continúe favoreciendo el aumento de la duración clínica de estos materiales.

Criterios de selección

No todos los pacientes son candidatos para este tipo de restauraciones en la zona posterior. La indicación principal para usar resina compuesta en lugar de amalgama es la estética. A pesar de que la demanda del paciente sea alta, estas restauraciones de resina tienen mínimas ventajas cuando se emplean en zonas posteriores. A menudo, las desventajas que se originan con la dificultad en la manipulación contrarrestan los beneficios. Otras indicaciones pueden ser la necesidad de realizar una preparación conservadora del tejido dentario. Debido a que las restauraciones de resina compuesta no requieren retirar tejido para su retención mecánica, el concepto de preparación por resistencia y preparación por retención no se aplica a estas restauraciones. Sin embargo, debido a sus propiedades físicas inferiores, las resinas compuestas no deberían ser empleadas para rehabilitar cúspides o en grandes restauraciones que exceden de 1/3 de la anchura bucolingual del diente. Si es posible, la carga oclusal se debe apoyar en tejido sano dental y no en la resina. Debido a que el desgaste oclusal es un hecho, no se deben colocar resinas compuestas para la zona posterior de los

Material chroniony prawem autorskim

BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS

La preocupación sobre la biocompatibilidad de las resinas compuestas hace referencia a los efectos sobre la pulpa en dos sentidos: 1) la toxicidad química inherente a los materiales y 2) la filtración marginal de los fluidos orales.

La agresión química a la pulpa de las resinas compuestas es posible si los componentes se vierten o se difunden del material y alcanzan la pulpa directamente. Las resinas compuestas con un polimerizado adecuado son relativamente biocompatibles debido a que presentan una solubilidad mínima y hay muy poca filtración de sustancias que no han reaccionado. Desde un punto de vista toxicológico, esta filtración es tan pequeña que no puede causar una reacción tóxica. Sin embargo, desde un punto de vista inmunológico, y en condiciones extremadamente raras, algunos pacientes y personal profesional pueden desarrollar una respuesta alérgica a estos materiales.

Los materiales que no han fraguado de forma adecuada en el suelo de una cavidad pueden servir como reservorio de componentes que pueden difundirse y provocar una inflamación pulpar a largo plazo. Esta situación es especialmente preocupante en los materiales fotopolimerizables. Si el clínico pretende polimerizar una capa demasiado gruesa de resina o si ha empleado un tiempo de exposición inadecuado (tal y como se ha discutido anteriormente), los materiales no fraguados o escasamente polimerizados pueden difundir algunos de sus componentes hacia la pulpa.

La segunda preocupación biológica se asocia con la contracción de polimerización de la resina compuesta y la consiguiente aparición de filtración marginal. La filtración marginal permite el crecimiento bacteriano en su interior, y estos microorganismos pueden provocar caries secundarias o reacción pulpar. Por ello, se debe realizar una técnica de restauración con objeto de disminuir la contracción de polimerización y la filtración marginal, tal y como se describió anteriormente en este capítulo. En el capítulo 8 se hace una revisión de la biocompatibilidad de los materiales.

Un precursor del bis-GMA, el bisfenol A (BFA), ha resultado ser un xenoestrógeno, o un compuesto sintético que en un determinado medio provoca un efecto mimético del estrógeno al tener afinidad por los receptores estrogénicos. El BFA y otros productos químicos modificadores endocrinos (QME) pueden provocar anomalías reproductivas, sobre todo en las etapas de desarrollo de la vida fetal. A pesar de que los efectos sobre seres humanos no está demostrado, la exposición a QME pueden producir cáncer de testículos, disminución del recuento espermático e hipospadias (desplazamiento del meato uretral).

El BFA también ha demostrado poseer una actividad antiandrogénica, que puede afectar al desarrollo de determinados órganos. Los estudios demuestran que la **estrogenicidad** de los compuestos de resina se asocian fundamentalmente con el BFA y el BFA dimetacrilato (BFA-DM), que son los monómeros que se encuentran en la composición de algunos selladores. Los estudios in vitro confirman que la aplicación del BFA y el BFA-DM a células cancerosas provocan una significativa proliferación celular y una síntesis de ADN, muy similar al efecto producido por el estrógeno. Los estudios in vivo sobre mamíferos revelan numerosos efectos como los cambios en los receptores de estrógeno del hipotálamo y la glándula pituitaria que provoca una hiperprolactinemina retrasada o mantenida.

Este tema es muy controvertido debido a que no está claro qué cantidad de BFA o BFA-DM se libera dentro de la cavidad oral, y cuál es la dosis que puede afectar a la salud humana. Un estudio clínico (Olea y cols., 1996) demostró que se recogía BFA en la saliva una hora después de la colocación de un sellador, por lo que los autores concluyeron que la aplicación de selladores puede producir una exposición xenoestrogénica en los niños, lo que condujo a una serie de estudios de seguimiento para confirmar la validez de estos resultados. Los estudios más recientes han demostrado que se debe limitar el BFA-DM en las resinas compuestas debido a su potente efecto estrogénico y a los altos niveles encontrados en el cuerpo; sin embargo, los efectos del BFA son insignificantes. Se deben realizar más investigaciones in vivo para mostrar la actividad química de estos compuestos y observar los efectos en el desarrollo humano.

Materiał chroniony prawem autorskim

En el capítulo 8 se añade más información sobre la biocompatibilidad de los materiales restauradores.

REPARACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas se pueden reparar añadiendo nuevo material sobre el antiguo. Este es un procedimiento muy útil para corregir los defectos o modificar los contornos de una restauración ya existente. Las variaciones en este procedimiento dependen de si la restauración ha sido fraguada recientemente o bien es una restauración muy antigua.

Cuando la restauración hace poco que se ha colocado y polimerizado, aún puede tener una capa inhibida de resina en su superficie. Es posible añadir más resina de forma directa, debido a que en esencia se puede considerar como un excelente sustrato de adhesión. Incluso después de pulir la restauración, es posible reparar un defecto añadiendo más material. Una restauración polimerizada y pulida tiene más del 50% de los grupos metacrilato arreactivos, por lo cual puede polimerizar de nuevo con otras capas de material.

Con el paso del tiempo, en las restauraciones cada vez permanecen menos grupos metacrilato sin reaccionar, por lo que el mayor grado de entrecruzamiento reduce la capacidad del monómero fresco de penetrar en la matriz. La resistencia de adhesión entre el material original y el nuevo disminuye en proporción directa con el tiempo que pasa entre la polimerización y la adición de la resina nueva. Esto también es debido a que las superficies pulidas exponen partículas de relleno que no están rodeadas de silano. Por eso la superficie del relleno no se puede unir químicamente a la nueva capa de resina compuesta. Bajo condiciones ideales, en las que se añadiera un agente de adhesión a base de silanos a la superficie, cuando se colocara resina compuesta nueva, la resistencia de esta reparación sería de la mitad de la resistencia del material original (fig. 15-22).

PROBABILIDAD DE SUPERVIVENCIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las propiedades clínicas de las restauraciones odontológicas se valoran mejor según los ensayos clínicos de longevidad, preferiblemente los que tienen un diseño experimental controlado y aleatorizado. En la literatura odontológica hay muy pocos estudios de este tipo. Aún así, hay un reciente estudio de revisión en el que se valora la longevidad de las restauraciones de amalgama y resina compuesta durante 10 años (Chadwick y cols., 2001). La probabilidad de supervivencia de las restauraciones de dientes permanentes se muestra en la fig. 15-23. Obsérvese cómo los mayores niveles de supervivencia lo obtienen las restauraciones de amalgama. La variabilidad entre los estudios es mucho mayor para restauraciones de resina compuesta que para las de amalgama. Las probabilidades comparativas de supervivencia para las amalgamas frente a las resinas compuestas, sobre dientes permanentes y al cabo de 3, 4, 5 y 7 años, se encuentran resumidas en la tabla 15-3. Datos similares para las restauraciones de dientes temporales tras 3 y 4 años se encuentran también en esta tabla. La tasa global de supervivencia para resinas com-

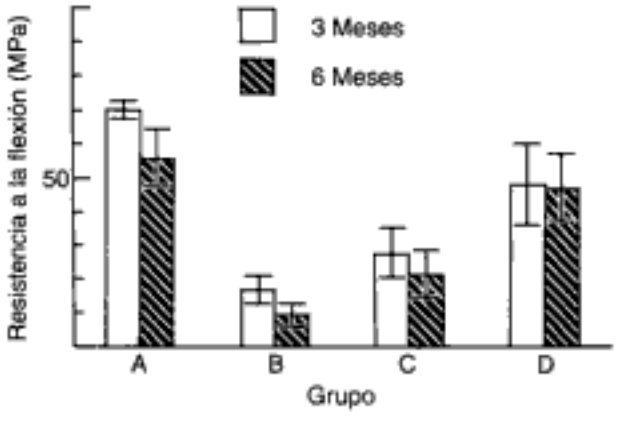


Fig. 15-22 Influencia en la resistencia según el tipo de reparación de la resina compuesta. Resistencia a la flexión tras el almacenamiento en agua destilada a 37% durante 3 y 6 meses. **A,** Original, muestras no fracturadas que sirvieron de control. **B,** Reparación sin grabado previo. **C,** Reparación tras grabado ácido y aplicación de resina líquida. **D,** Reparación tras el tratamiento con tolueno/silano para reblandecer la superficie fracturada y hacerla más receptiva al monómero nuevo. (De K-JM. Söderholm: *Scand J Dent Res* 94:364-369, 1986.)

Material chroniony prawem autorskim

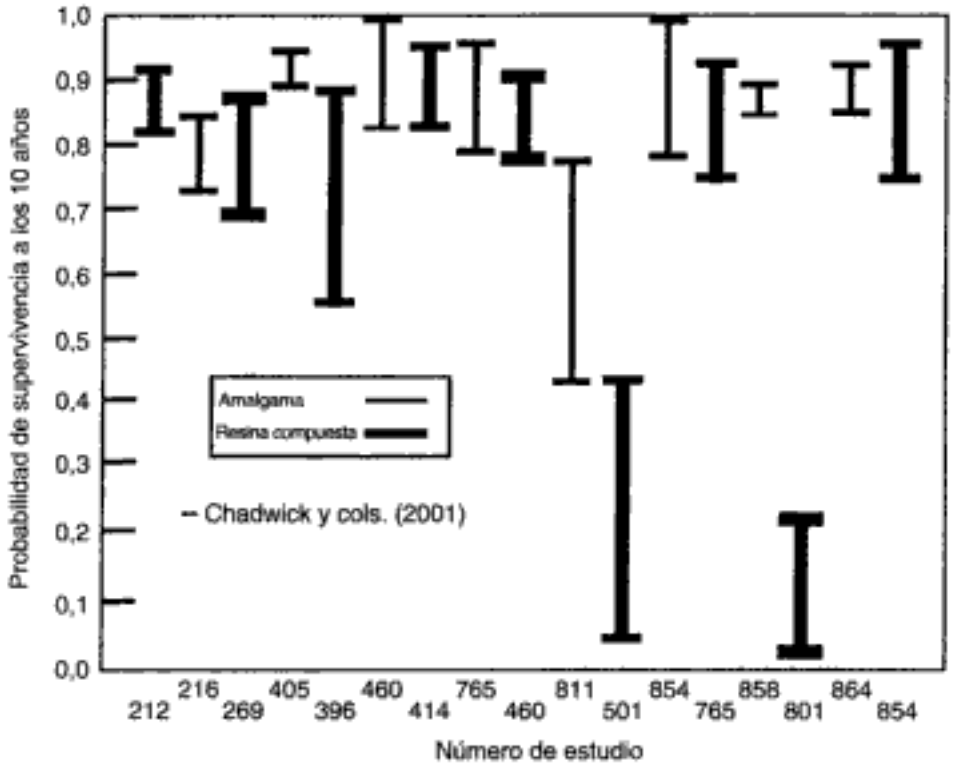


Fig. 15-23 Probabilidad de supervivencia de las restauraciones en el sector posterior de amalgama y resina compuesta a los 10 años. (Por cortesía de K.J. Anusavice.)

puestas en dientes permanentes al cabo de 7 años fue del 67,4%, frente al 94,5% en el caso de la amalgama. Más del 90% de las restauraciones de amalgama en los dientes permanentes sobrevivieron más de 9 años. En comparación, sólo el 64% de las restauraciones con vidrio ionómero sobrevivieron más de 5 años. Sólo el 41% de las resinas compuestas de clase V colocadas junto con adhesivos dentinarios tuvieron una supervivencia mayor de 5 años. Chadwick y cols. (2001) concluyen que las restauraciones de clase II con vidrio ionómero y resina compuesta se deben evitar debido al gran porcentaje de fracasos en el margen gingival de la caja proximal.

Tabla 15-3 **Comparación de la probabilidad de supervivencia (%) para varios tipos de restauraciones al cabo de 3, 4, 5 y 7 años**

	3 años		4 años		5 años		7 años	
Tipo de restauración	**Diente temporal**	**Diente permanente**	**Diente temporal**	**Diente permanente**	**Diente temporal**	**Diente permanente**	**Diente temporal**	**Diente permanente**
Amalgama	95,3	97,2	95,1	96,6	90,8	95,4	—	94,5
Resina compuesta	82,4	90,0	67,2	85,6	—	78,2	—	67,4
Ionómero de vidrio	51,5	73,8	51,5	73,8	31,2	64,9	—	—
AD y resina compuesta	—	83,7	—	47,7	—	41,5	—	—
Incrustación de cerámica o resina compuesta	—	93,3	—	90,1	—	85,3	—	

(Modificada de Chadwick y cols., 2001.)
AD, adhesivo dentinario.

Material chroniony prawem autorskim

Se presenta una revisión detallada de los factores que se deben considerar en el empleo de las resinas compuestas en el sector posterior como alternativa a las amalgamas dentales. El autor concluye que las indicaciones de las resinas compuestas para el sector posterior son muy limitadas.

Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, and Schuster GS: Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. J Biomed Mater Res 45: 192-197, 1999.

Setcos JC, Tarim B, and Suzuki S: Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. Quintessence Int 30:169-173, 1999.

Swartz ML, Phillips RW, and Rhodes B: Visible light-activated resins: Depth of cure. J Am Dent Assoc 106:634, 1983.

La profundidad de fraguado, tal y como demuestran las mediciones de dureza, depende de una serie de parámetros, como el color de la resina, el tipo de sistema y el tiempo de exposición a la luz.

Vanherle G, and Smith DS: Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. St Paul, MN, Dental Products Division, 3M Co, 1985.

Los resultados expuestos en un simposium internacional ofrecen la base para la toma de decisiones clínicas y para una mayor investigación y desarrollo de las resinas compuestas.

Wendt SL, Jr, and Leinfelder KF: The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. J Am Dent Assoc 120:177, 1990.

Uno de los pocos artículos disponibles hasta el momento, que tratan sobre las características clínicas de las incrustaciones de resina compuesta termopolimerizables. Mientras que la integridad marginal fue superior, no hubo diferencias en resistencia al desgaste con respecto a las incrustaciones fotopolimerizables.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, and Celis JP: A classification of dental composites according to morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 8l:310-319, 1992.

Clasificación de las resinas compuestas, basándose en su estructura, que revisa y moderniza la anterior creada por Lutz y Phillips (1983; v. anterior).

Yap AUJ, Sau CW, and Lye KW: Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-colored restoratives. J Oral Rehab 25:456-461, 1998.

Yap AU, Wong ML, and Lim AC: The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives. Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. J Oral Rehabil 27:205-210, 2000.

Material chroniony prawem autorskim

16
Cementos dentales

Chiayi Shen

ESQUEMA

Cementos dentales
Cementos liberadores de flúor para restauraciones directas
Cementos como agentes de cementado
Agentes para protección pulpar
Cemento de fosfato de zinc
Cemento de policarboxilato de zinc
Cemento de ionómero de vidrio
Cementos de ionómero de vidrio reforzados con metal
Cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad
Cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas (ionómero híbrido)
Compómero
Cementos de resina
Cemento de óxido de zinc-eugenol
Hidróxido de calcio
Solubilidad y desintegración de los cementos
Resumen

PALABRAS CLAVE

Acidógeno: Capaz de producir un ácido.
ADMIX de aleación de plata: Tipo de cemento de ionómero de vidrio reforzado con metal.
Agente cementante: Material viscoso que se coloca entre la estructura dentaria y la prótesis, endurece mediante una reacción química y sirve para unir firmemente la prótesis a la estructura dentaria.
Anticariogénico: Capaz de inhibir o prevenir la caries.
Autoadhesivo: Capacidad de un material de adherirse con la estructura dentaria sin la necesidad de una adhesivo dentinario o un adhesivo al esmalte.
Barniz: Solución de una goma natural, resinas sintéticas o resinas disueltas en un solvente volátil como la acetona, éter o cloroformo.
Base: Es un cemento empleado como capa aislante, que a veces actúa como una medicación, y que se coloca en la parte más profunda de la preparación con el fin de proteger el tejido pulpar de las agresiones térmicas o químicas.
Cemento: Sustancia que endurece y que sirve como base, recubrimiento cavitario, material de relleno o adhesivo para unir los dispositivos y prótesis con la estructura dentaria o con otros materiales.
Cemento de fosfato de zinc: Sustancia que se forma por la reacción entre el polvo de óxido de zinc y el líquido de ácido fosfórico y que se puede utilizar como base o como agente cementante.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Cemento de ionómero de vidrio (CIV): Material de naturaleza acuosa que endurece mediante una reacción acidobásica entre el polvo de un vidrio de flúoraluminosilicato y una solución de ácido poliacrílico; también se le denomina *CIV convencional*.

Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina: Cemento de ionómero de vidrio modificado que incorpora monómero polimerizable y un agente de entrecruzamiento; este tipo de cemento tiene un mayor tiempo de trabajo y es menos sensible a la contaminación por agua que los cementos de ionómero de vidrio convencionales; también se le denomina *cemento ionómero híbrido*.

Cemento de ionómero de vidrio reforzado con metal: Cemento de ionómero de vidrio modificado que incorpora partículas metálicas para mejorar las propiedades mecánicas.

Cemento de óxido de zinc-eugenol: Producto que se basa en la reacción entre el óxido de zinc (polvo) y eugenol (líquido) y que puede emplearse como una base, agente cementante, material restaurador o material de impresión.

Cemento de resina: Resina compuesta fluida que se usa para el cementado de brackets y prótesis fija a los dientes tras la aplicación de un adhesivo dentinario y/o un adhesivo a esmalte, para conseguir la adhesión entre estas dos estructuras.

Cemento de silicato: Material de restauración, hecho con una mezcla de un líquido (ácido fosfórico) y un polvo de vidrio de silicato y flúor.

Cermet: Cemento de ionómero de vidrio reforzado con partículas de relleno que se preparan mediante fusión de partículas de plata con el vidrio.

Compómero: Material de resina compuesta que contiene partículas de relleno de vidrio de silicato y una matriz de metacrilato y monómeros ácidos; también conocidos como *resinas compuestas modificadas con poliácidos;* el término *compómero* se deriva de las palabras *composite (resina compuesta)* e *ionómero*.

Craquelado: Entramado de fracturas finas en la superficie de los cementos acuosos como consecuencia de una rápida deshidratación.

Desmineralización: Pérdida de material, en concreto los iones calcio y fosfato, de la estructura del diente como consecuencia de la exposición a los ácidos orgánicos producidos por los microorganismos orales.

Fluorapatita: Compuesto formado en el esmalte del diente cuando un ion flúor reemplaza a un hidroxilo (OH) de la hidroxiapatita.

Fraguado dual: Capacidad de un material de fraguar de dos formas: para los cementos de ionómero de vidrio, una reacción acidobásica y un proceso de quimio o fotopolimerización; para los cementos de resina un proceso de quimio y fotopolimerización.

Fraguado triple: Se refiere al endurecimiento de un cemento de ionómero de vidrio por tres mecanismos: 1) reacción acidobásica entre partículas de polvo y un ácido, 2) reacción de polimerización de activación química y 3) polimerización activada mediante luz.

Fundente: Sustancia que reduce la temperatura de fusión de los minerales durante el fundido del vidrio.

Grosor de capa: Espacio comprendido entre dos superficies separadas por un cemento (p. ej., distancia entre la superficie del diente y la prótesis cementada); es una propiedad de los agentes cementantes. Se mide después de aplicar presión entre dos superficies planas separadas por la capa de cemento.

Maduración: Proceso de endurecimiento de la matriz del cemento a través de la hidratación durante el cual se logra una resistencia mecánica mayor.

Punto de condensación: Temperatura a la que la humedad del aire comienza a condensarse (p. ej., la temperatura a la que la condensación se deposita en una loseta de vidrio enfriada).

Reacción acidobásica: Reacción química entre dos compuestos, una sustancia dadora de iones hidrógeno (ácido) y otra de iones hidroxilo (base), que producen una sal y agua; para los cementos acuosos, el líquido es el ácido y el polvo es la base.

Recarga de flúor: Fenómeno por el cual el cemento de ionómero de vidrio absorbe flúor a partir de una solución con alta concentración de fluoruros.

Recubrimiento cavitario: Capa fina de cemento, como la suspensión de hidróxido de calcio, en una suspensión acuosa o resinosa (antes de la evaporación) que se emplea como protector pulpar; algunos cementos de ionómero de vidrio que se usan a modo de capa intermedia entre la estructura dentaria y la restauración de resina compuesta están considerados como recubrimiento cavitario.

Remineralización: Proceso de restauración del contenido mineral en una estructura dentaria desmineralizada.

Material chroniony prawem autorskim

Restauración: Prótesis o material de relleno que se usa para restaurar o reemplazar un diente, una porción de diente, varios dientes y otros tejidos orales.

Restauración intermedia: Obturación o prótesis dental que se coloca por un tiempo limitado, que oscila entre varios días o meses, y tiene por objeto el sellado del diente o mantener la posición de la prótesis hasta que se coloque una restauración definitiva; también se le denomina *restauración temporal*.

Restauración «permanente»: Restauración a largo plazo para dientes perdidos, dañados o decolorados. Debido a la tendencia de cualquier material a sufrir degradación o fractura a lo largo del tiempo, el término *permanente* no implica una expectativa de tiempo de vida ilimitada.

Restauración temporal: Véase **restauración intermedia.**

Técnica de sándwich: Proceso de colocar cemento de ionómero de vidrio como una capa intermedia entre la estructura dentaria y una resina compuesta; esta restauración añade los beneficios de la calidad adhesiva y la capacidad de liberación de flúor de un cemento de ionómero de vidrio con las calidades estéticas y la duración de las resinas compuestas.

Tiempo de fraguado: Tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta el punto en el que la masa alcanza la consistencia o dureza deseada.

Tiempo de trabajo: Tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta el punto en el que la consistencia del material ya no es apta para su uso.

Tratamiento restaurativo atraumático (TRA): Procedimiento clínico realizado sin el empleo de fresas odontológicas, pulverizador aire-agua o anestesia y que consiste en la excavación manual de la lesión cariosa del diente y la restauración posterior de la cavidad con un cemento liberador de flúor tipo II.

Vidrio: Material duro, brillante, amorfo y no cristalino que se obtiene de forma típica de la fusión de silicatos con otros tipos de óxidos minerales.

CEMENTOS DENTALES

La mayoría de los cementos se suministran en forma de dos componentes, polvo y líquido. Un número creciente de ellos también se pueden empaquetar en una cápsula que permite ser mezclada en el vibrador de amalgama. Algunos se han reformulado en dos pastas. Con la excepción de los cementos de resina, el líquido suele ser una solución ácida donante de protones, y el polvo es de naturaleza básica, consistente tanto en **vidrio** como en partículas de óxido metálico. Dependiendo del tamaño de las partículas y la relación entre polvo/líquido (P/L), cuando se mezclan los dos componentes se alcanza una consistencia fluida o más espesa, que endurece (o fragua) en un período razonable. La reacción entre el polvo y el líquido es esencialmente una **reacción acidobásica.** Después del fraguado, estos cementos adquieren suficiente resistencia como para que puedan ser empleados como una **base,** una **restauración permanente** o temporal, o como un **agente cementante.**

Los **cementos** deben presentar una baja viscosidad para poder fluir a través de la interfase entre los tejidos duros y la prótesis fija, y deben ser capaces de mojar ambas superficies para mantener la prótesis en su sitio. Este tipo de material se denomina *agente cementante*. Antes de la colocación de la restauración o el asentamiento de la prótesis, la pulpa se puede haber irritado o dañado de una gran cantidad de formas, como procesos cariosos o preparaciones cavitarias. Como método de proteger la pulpa contra otros traumas térmicos y químicos posteriores, algunos cementos dentales pueden ser empleados como bases que se colocan bajo las restauraciones y como agentes protectores de la pulpa y **recubrimientos cavitarios** que se colocan en la superficie del diente preparado en la zona cercana a la cámara pulpar.

Los avances en la química de las resinas para aplicaciones dentales han llevado al desarrollo de los cementos a base de resina compuesta; se ha conseguido una consistencia adecuada que permite la colocación como agente cementante en varios tipos de prótesis. Estos materiales se denominan *cementos de resina.* Otros materiales que se asocian con la protección pulpar, como los **barnices** cavitarios y los recubrimientos cavitarios también entran dentro de esta categoría de cementos dentales debido a sus aplicaciones. Por ello los cementos dentales se clasifican de acuerdo con sus principa-

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 16-1 Productos comerciales representativos del fosfato de zinc, policarboxilato de zinc, ionómero de vidrio, óxido de zinc-eugenol y agentes de cementado de resina.

les ingredientes químicos y sus aplicaciones. En la figura 16-1 se muestran ejemplos de varios tipos de cementos.

PREGUNTA CLAVE

Los cementos dentales no son tan resistentes como la amalgama o la resina compuesta. ¿Por qué usamos cementos como restauraciones en algunas situaciones?

CEMENTOS LIBERADORES DE FLÚOR PARA RESTAURACIONES DIRECTAS

Los cementos liberadores de flúor que se emplean como material restaurador tienen poca resistencia en comparación con las amalgamas o las resinas compuestas, por lo que sólo se pueden utilizar en zonas de baja tensión. Esta resistencia relativamente baja es beneficiosa cuando se emplean para **restauraciones intermedias** o temporales debido a que el material es más fácil de retirar cuando se recambia por una restauración más duradera. El uso de **cemento de ionómero de vidrio (CIV)** está contraindicado a largo plazo. Sin embargo a menudo se debe usar un cemento liberador de flúor para las restauraciones de pacientes con gran riesgo de caries.

El uso del cemento dental como material de restauración comenzó con el **cemento de silicato,** que se compone de vidrio de silicato y ácido fosfórico. El cemento de silicato, al ser un material frágil, una vez que ha fraguado es relativamente resistente a la compresión aunque muy débil a la tracción. A pesar de su gran tasa de degradación a lo largo del tiempo, el cemento de silicato es más estético que la amalgama. Un estudio observacional sobre 20.000 restauraciones de amalgama y cemento de silicato mostró que hubo un 12% de incidencia de caries secundaria adyacente a la amalgama y sólo un 3% de caries en las restauraciones con silicato. También la incidencia de caries en una superficie proximal adyacente a una restauración con cemento de silicato fue menor que la que se presentó en la superficie anexa a una restauración con amalgama.

El vidrio del cemento de silicato se fabricaba mediante la fusión a una temperatura de aproximadamente 1.400 °C de compuestos de óxido de sílice (SiO_2), alúmina (Al_2O_3), compuestos de flúor y sales de calcio. El CIV tipo II ha evolucionado a partir del cemento de silicato, así como otros muchos cementos han derivado del CIV. Los estudios de laboratorio muestran cómo el flúor se libera en medio acuoso de los cementos de silicato y otros cementos que contienen flúor. El potencial **anticariogénico** tan destacado de los cementos de silicato confirma la propiedad de los iones F^- de inhibir la **desmineralización**

Material chroniony prawem autorskim

y la capacidad de los cementos de liberación de flúor de poder ser empleados como materiales de restauración directa. Sin embargo no hay consenso en el mecanismo exacto de esta acción anticariogénica. Se sabe que una concentración de flúor de 5 partes por millón (ppm) o más se mantiene en la región inmediata a la restauración de ionómero de vidrio. Debido a que la caries secundaria se inhibe en la zona adyacente a las restauraciones liberadoras de flúor, este efecto es especialmente importante en áreas donde se acumula la placa.

Actualmente hay tres grandes teorías que explican el mecanismo anticariogénico del flúor: aumenta la resistencia a los ácidos del esmalte, favorece la remineralización e inhibe el metabolismo de los carbohidratos de la microflora acidogénica de la placa.

Resistencia a los ácidos del esmalte

La teoría de la resistencia a los ácidos del esmalte afirma que el flúor, cuando se incorpora a la apatita en forma de **fluorapatita**, disminuye la solubilidad de aquélla. A pesar de que la incorporación de flúor posterupción es mínima, la continua liberación de iones flúor del cemento de silicato produce una concentración alta y localizada en un medio ambiente fluorado en la interfase entre el material de restauración y el esmalte. Este mecanismo es semejante al que sucede cuando se aplican soluciones tópicas de flúor, salvo por que en los materiales de liberación de flúor éste se acumula en los márgenes de la preparación. El aumento de contenido de flúor en la capa superficial del esmalte adyacente a la restauración de silicato liberador de flúor, y la reducción de la solubilidad a los ácidos del esmalte se muestran en la tabla 16-1. Cuando se realizaron experimentos con un cemento de silicato con un **fundente** no fluorado, no se observaron cambios apreciables en el contenido de flúor en el esmalte. De hecho, la solubilidad del esmalte aumentó.

Esta teoría implica que la resistencia a la caries, una vez conseguida, perdurará durante toda la vida del diente. Sin embargo, también se ha observado que la protección contra la caries por medio del flúor cesa cuando se finaliza la ingesta o administración de flúor. Por ejemplo, los individuos que han nacido y crecido en una zona con agua fluorada y se mudan a otra que no tiene flúor en el agua, rápidamente experimentan las mismas incidencias en caries características de su nueva comunidad. Un efecto preventivo similar se logra a través de la aplicación de barnices de flúor o geles en el consultorio dental. Los individuos que tienen un gran riesgo de caries y que han recibido aplicaciones de barnices u otros suplementos de flúor pueden llegar a desarrollar nuevas lesiones cariosas cuando dejan de administrarse estos suplementos.

Equilibrio desmineralización-remineralización

El flúor iónico está presente en soluciones acuosas, en la placa dental y en el interior del esmalte y dentina. La teoría del equilibrio desmineralización-remineralización indica que la presencia de 0,2 a 1,0 ppm de flúor disminuye la solubilidad del esmalte, y el acúmulo en el esmalte puede mejorar la relación entre remineralización y des-

Tabla 16-1 **Cambios en el contenido de flúor y solubilidad del esmalte a los ácidos provocados por los cementos**

Tipo de cemento	Cambios en el contenido de flúor	Cambios en la solubilidad a los ácidos
Silicato (sin flúor)	0%	20%
Silicato (con flúor)	3.500%	−40%
Silicofosfato de zinc	5.000%	−50%
Ionómero de vidrio	3.000%	−30%

Los valores medios que están unidos por una línea recta no tienen una diferencia significativa entre ellos.

Material chroniony prawem autorskim

mineralización. Debido a que el flúor de los fluidos orales es diluido y deglutido, se requiere un aporte continuo de flúor para mantener su capacidad protectora. Parece que estos dos mecanismos son mutuamente dependientes. Sin embargo, las evidencias químicas, clínicas y epidemiológicas indican que el mecanismo desmineralización-remineralización está lejos de ser el mecanismo más importante en la prevención de la caries.

Hay dos tipos de flúor que se depositan en el esmalte tras la aplicación de los barnices fluorados o el flúor tópico: flúor líquido, en forma de fluorapatita, y flúor no ligado, en forma de depósitos cristalinos de fluoruro cálcico. El flúor ligado al esmalte no se relaciona con la inhibición de la caries, mientras que el fluoruro cálcico no ligado se disuelve cuando disminuye el pH en la cavidad oral, libera iones de flúor y hace inclinar la balanza de la remineralización-desmineralización hacia la primera.

Flúor y metabolismo de la placa

El flúor se acumula en la placa dental. Las fuentes de este flúor de la placa son la saliva, el fluido gingival, la dieta, barnices o geles de flúor y el esmalte desmineralizado. Está confirmado que el flúor inhibe el metabolismo de los carbohidratos de la placa **acidogénica** de la microflora. El flúor entra en el microorganismo en contra de un gradiente de concentración y se acumula intracelularmente a medida que disminuye el pH del fluido extracelular. El transporte de fluoruro de hidrógeno (FH) desde el fluido extracelular de las células provoca la disociación en iones F^- y H^+ en el interior donde hay un medio más alcalino. El flúor iónico provoca una inhibición enzimática, enlenteciendo la tasa de producción de ácido. Mientras, el flúor aumenta la permeabilidad celular y se puede difundir rápidamente fuera de la bacteria cariogénica, contribuyendo a aumentar de nuevo el contenido de flúor de la matriz de la placa.

Los experimentos in vitro demuestran que una concentración alta de flúor en un rango de 100 ppm reduce la población bacteriana sensible. Las concentraciones subletales alteran el metabolismo de las carbohidratos, disminuyen su acidogenicidad, alteran la producción de los polisacáridos extracelulares insolubles y posiblemente reducen la adhesión. La concentración de flúor en saliva rara vez excede de pocas ppm. El efecto de flúor adicional en el metabolismo de la placa es insignificante, salvo para los individuos con una tasa de secreción salivar muy baja (<0,5 ml/min) y excepto para períodos de hasta 2 horas después al tratamiento con flúor tópico.

La presencia de los cementos que contienen flúor debería tener muy poco impacto en la concentración de flúor de la saliva. La eficacia sólo se limita a las áreas adyacentes a las restauraciones liberadoras de flúor. Los análisis químicos de la placa recogida de los márgenes de la resina, amalgama, y restauraciones de oro colado revelan una diferencia en la composición en comparación con la placa que se acumula en los márgenes de las restauraciones de cemento de silicato.

Fuentes liberadoras de flúor

El conocimiento de los mecanismos de la prevención de la caries por parte de los cementos de silicato ha impulsado numerosas investigaciones para aplicar las características anticariogénicas derivadas de la adición de compuestos de flúor a las resinas, a la amalgama, a **cementos de fosfato de zinc**, a **cemento de óxido de zinc eugenol (OZE)**, selladores de fosas y fisuras, barnices cavitarios e incluso a chicles. La adición del flúor se consigue mediante la incorporación física de una sal soluble de flúor dentro del material o mediante rellenos de minerales fluorados casi insolubles. Otra alternativa para la liberación de flúor de forma química es el empleo de monómeros con flúor como radical que formarán parte de la matriz de la sustancia. Estos monómeros liberan iones flúor cuando los intercambian con grupos hidroxilo.

Los CIV se mantienen como los materiales liberadores de flúor más significativos en comparación con las amalgamas o las resinas compuestas fluoradas, que lo hacen de for-

Materiał chroniony prawem autorskim

ma más baja y con una duración menor. La pérdida de flúor del material es motivo de gran preocupación con respecto a las propiedades del material a largo plazo.

Recarga de flúor

A pesar de que los datos in vitro demuestran que la liberación de flúor del ionómero de vidrio se mantiene durante años, la tasa de liberación se reduce incluso hasta una proporción de 10 durante los primeros meses. También se ha demostrado que los cementos de silicato son capaces de absorber flúor de su medio ambiente. Para investigar el fenómeno de la **recarga de flúor** en los CIV los investigadores almacenaron muestras antiguas en pasta de dientes fluorada (250 ppm) o soluciones de fluoruro sódico de hasta 2.500 ppm durante 15 minutos. Los datos obtenidos sobre la nueva liberación de flúor demuestran que las muestras recargadas presentan una liberación muy alta inicial y una rápida disminución hasta los niveles de liberación previos al cabo de las semanas. Los niveles de «reliberación» dependen de la concentración y duración del medio en el que se almacenan. La eficiencia de la recarga parece disminuir con la frecuencia de dicha recarga. Aún no está demostrada la eficacia clínica de la recarga del ionómero de vidrio para favorecer la inhibición de la caries.

CEMENTOS COMO AGENTES DE CEMENTADO

Existen numerosos tratamientos dentales que precisan un agente cementante que permita la unión de prótesis y otros dispositivos con el diente. Entre ellos están las restauraciones de metal, metal-cerámica, resina compuesta y cerámicas; restauraciones provisionales o intermedias de resinas acrílicas, carillas para el sector anterior, dispositivos ortodóncicos, y pins y pernos usados para la retención de las restauraciones. La palabra *cementante* implica el uso de una sustancia moldeable que selle el espacio o que cemente dos componentes entre sí; en adelante el término describe los agentes de cementado dental.

La tabla 16-2 muestra los componentes principales del fosfato de zinc, OZE, policarboxilato de zinc, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resinas (ionómero híbrido), compómeros y cementos de resina.

En la tabla 16-3 hay una lista de las propiedades físicas y mecánicas de los diferentes tipos de agentes de cementación, así como los requerimientos expuestos por la American Nacional Standards Institute/American Dental Asociation (ANSI/ADA), en la especificación n.° 96 para los cementos dentales con base acuosa. Los valores de esta tabla han sido recogidos de varias fuentes; por ello son representativos de los cementos mas usuales. A pesar de que hay variaciones entre las diferentes marcas, la diferencia inducida por las variables en la manipulación es normalmente mayor que aquellas diferencias inherentes entre las diferentes marcas.

Tal y como muestra la tabla 16-3, las propiedades de los cementos varían de uno a otro. Por ello la elección del cemento se realiza en gran medida por las demandas biológicas y funcionales de una situación clínica en concreto. Si se requiere un aprovechamiento óptimo, a la hora de elegir un cemento para una función específica se deben tener en cuenta las propiedades biológicas y físicas, y las características de la manipulación (**tiempo de trabajo**, tiempo de fraguado, consistencia y facilidad de remover el exceso de material).

PREGUNTA CLAVE

Durante el asentamiento inicial de una prótesis parcial fija de tres piezas (puente), la prótesis encaja perfectamente y se muestra tan retenida al diente que se necesita gran cantidad de fuerza para desinsertarla ¿Por qué se precisa cemento como retención en este caso en concreto?

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 16-2 Reactivos y tipo de reacción de los cementos dentales

Materiales	Formulación y componentes reactivos	Tipo de reacción
Fosfato de zinc	Polvo: óxido de zinc y óxido de magnesio Líquido: ácido fosfórico	Reacción acidobásica
Óxido de zinc eugenol	Polvo: óxido de zinc Líquido: eugenol	Reacción acidobásica
Óxido de zinc eugenol (modificado con EBA)	Polvo: óxido de zinc Líquido: eugenol y ácido etoxibenzoico	Reacción acidobásica
Policarboxilato de zinc	Polvo: óxido de zinc y óxido de magnesio Líquido: ácido poliacrílico	Reacción acidobásica
Ionómero de vidrio	Polvo: vidrio de fluoraluminosilicato Líquido: ácido poliacrílico, ácido carboxílico polibásico, agua	Reacción acidobásica
Ionómero de vidrio modificado con resinas	Polvo: vidrio de fluoraluminosilicato, iniciadores químicos y/o lumínicos Líquido: ácido poliacrílico, monómero de metacrilato soluble en agua, agua y activador	Foto o quimiopolimerización y reacción acidobásica
	Pasta A: vidrio de fluoraluminosilicato, iniciador de activación química Pasta B: ácido poliacrílico, monómero de metacrilato soluble en agua, agua y activador	Polimerización químicas y reacción acidobásica
Compómero	Pasta única: monómero de metacrilato, monómero acídico e iniciador	Fotopolimerización
	Polvo: vidrio de fluoraluminosilicato, óxidos metálicos, fluoruro sódico, iniciadores químicos y/o lumínicos	Foto o quimiopolimerización y reacción acidobásica
	Líquido: monómeros de dimetacrilato/carboxílico, monómeros de acrilato multifuncionales, agua, activador (para el fraguado químico)	
Cemento de resina	Pasta única: monómeros de metacrilato, iniciador	Fotopolimerización
	Pasta base: monómeros de metacrilato, rellenos, iniciadores químicos y/o lumínicos	Foto y quimiofotopolimerización o sólo quimiopolimerización
	Catalizador: monómeros de metacrilato, rellenos, activador (para el fraguado químico)	
	Polvo: Perlas de polimetil metacrilato (como espesante)	Quimiopolimerización
	Líquido 1: monómeros de metacrilato Líquido 2: catalizador	

Características de la interfase prótesis-pilar

Cuando dos superficies relativamente lisas se ponen en contacto, como sucede cuando una prótesis fija se coloca en la preparación dentaria, aparece un microespacio entre ambos sustratos. Tal y como muestra la figura 16-2, *A*, las superficies preparadas bajo el microscopio aparecen rugosas, esto es, con picos y valles superficiales. Cuando las dos superficies se ponen en contacto, sólo los picos entran en contacto (fig. 16-2, *B*). Las áreas que no lo están aparecen como espacios abiertos. Estos espacios creados son importantes si tenemos en cuenta la entrada de fluido oral y la invasión bacteriana. Uno de los principales propósitos del agente cementante es sellar estos espacios completamente. El

Materiał chroniony prawem autorskim

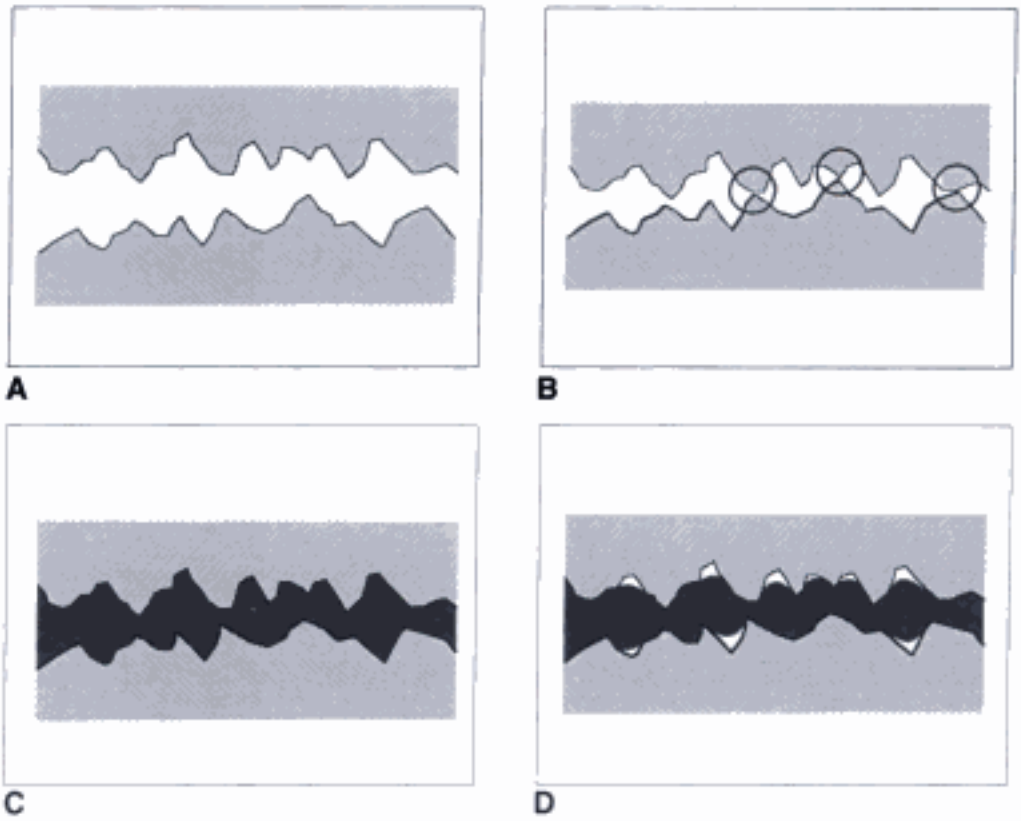


Fig. 16-2 Imagen microscópica de la interfase pilar-prótesis. **A,** Superficies irregulares que van a ser unidas. **B,** Las dos superficies cuando se presionan sin una capa intermedia de cemento. Obsérvese el pequeño número de puntos de contacto indicados por los círculos. **C,** Interfase continua cuando se usa un tercer material como capa intermedia, sea un cemento o un adhesivo. **D,** Huecos generados por la incapacidad de la capa intermedia de mojar toda la superficie.

Colocación del cemento

La pasta de cemento debe cubrir toda la superficie interna de la corona y extenderse ligeramente sobre el margen para asegurar que el espacio existente entre la corona y el diente se sella completamente. Se debe llenar aproximadamente la mitad del volumen interior de la corona (fig. 16-3, *B*). La zona oclusal de la preparación del diente no debe presentar burbujas. Esto sirve para evitar el atrapamiento de aire en esta zona crítica durante las primeras fases de la colocación. Si se mantienen huecos en la región oclusal, cualquier carga oclusal aplicada por encima de las burbujas en una incrustación intra o extracoronaria, o una corona cerámica, provocará una fuerza de tracción excesiva que puede conducir a una fractura en la cerámica. No es deseable el relleno completo de la corona con cemento por al menos cuatro razones: 1) se aumenta el riesgo de atrapamiento de burbujas, 2) se aumenta el tiempo de colocación, 3) se puede requerir una mayor presión y 4) se aumenta el tiempo necesario para la retirada del exceso de cemento.

Asentamiento

Se realiza una presión moderada con los dedos para desplazar el exceso de cemento y asentar la corona en el diente preparado. Después de esto se explora la unión marginal en tres o más puntos con una sonda para evaluar el cierre periférico, y se dice al paciente que muerda una pieza blanda de madera o rollo de algodón para asegurar un asentamiento completo. Durante esta etapa, el resto del exceso de cemento se expulsa a través del espacio existente entre la prótesis y el diente. Cuando la prótesis alcanza su posición final en el diente preparado, el espacio que permite la salida del cemento se hace más pequeño por lo que el asentamiento es más difícil (fig. 16-3, *C*). Las variables que faci-

Materiał chroniony prawem autorskim

Es importante asegurar el completo asentamiento de la prótesis durante el cementado. Esto se puede llevar a cabo al menos por dos procedimientos, la evaluación de una correcta oclusión y la evaluación de al menos tres puntos en el margen del cementado, todo ello antes de que el cemento fragüe. Esta última medida asegura que cuando hay una adaptación correcta de tres puntos, todos los demás también estarán adaptados a lo largo de todo el margen de la preparación.

En la figura 16-4 se muestra el efecto que tiene el incremento en la viscosidad del agente cementante en el asentamiento de una restauración colada. Una corona cementada con una mezcla de cemento de fosfato de zinc batido en una loseta fría ofrece un asentamiento correcto, tal y como se observa en la figura 16-4, *A*. Por otro lado, debido a la alta viscosidad de una mezcla preparada en una loseta templada, en la figura 16-4, *B*, ha habido un fracaso en el asentamiento de la corona debido a que hay una capa gruesa de cemento expuesta en el margen cervical. Se podría haber empleado un vibrador de ultrasonidos para asentar la corona aún más. La gruesa capa de cemento tiene dos problemas potenciales: 1) que la prótesis va a estar en hiperoclusión y 2) que este espacio mayor en la zona del cementado puede aumentar el riesgo de «socavado», que puede producirse cuando se usan instrumentos de limpieza o en el alisado y pulido de las raíces.

Retirada del exceso de material

Al finalizar la colocación de la prótesis el exceso de cemento se acumula en el área marginal. La retirada del mismo depende de las propiedades del cemento utilizado. Si el cemento endurece a un estado rígido y no se adhiere a las superficies colindantes, diente y prótesis, lo mejor es su retirada cuando haya fraguado del todo. Los cementos de óxido de zinc y OZE deben fraguar del todo antes de su retirada. Los procedimientos de remoción de los excesos de cemento de ionómero de vidrio, policarboxilato de zinc y cementos de resina son muy variados debido a su capacidad potencial de adhesión mediante mecanismos químicos y/o físicos. Las superficies colindantes se pueden impregnar con una sustancia separadora, como vaselina, por lo cual se inhibe

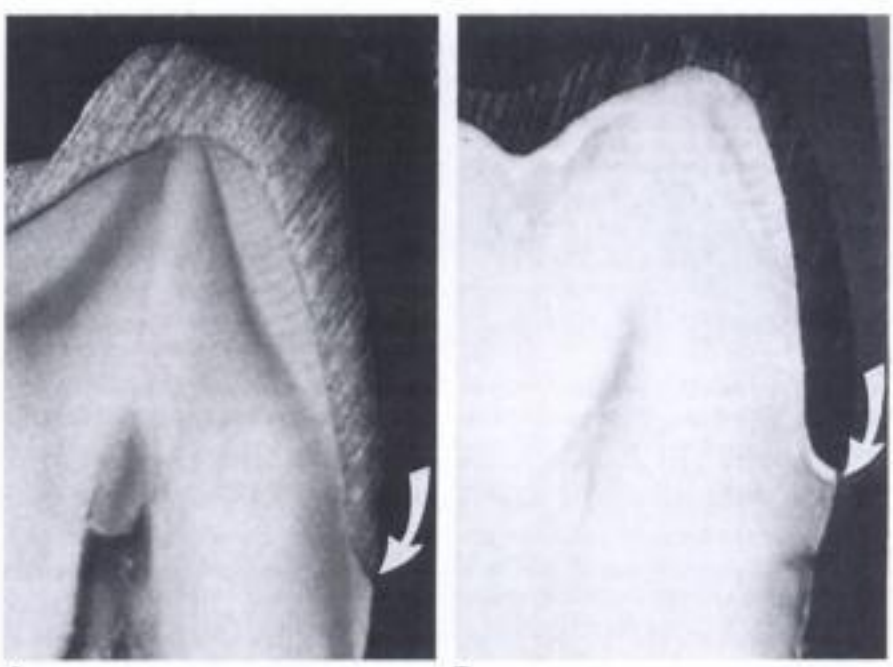


Fig. 16-4 Corte de unas coronas de oro cementadas con la misma mezcla de cemento de fosfato de zinc. La corona **A** se cementó al cabo de 2,5 minutos del inicio de la mezcla, mientras que la corona **B** se cementó a los 5 minutos. Debido al aumento de la viscosidad a lo largo del tiempo, la corona colada **B** no asentó en su totalidad, dejando una capa gruesa de cemento expuesta en el margen **(flecha)**.

Material chroniony prawem autorskim

la adherencia a las superficies y se facilita la retirada del exceso del cemento una vez que ha fraguado. Sin embargo, se debe tener cuidado para que este separador no entre en contacto con el área marginal del diente o de la prótesis. En otra técnica, el exceso de cemento se retira tan pronto como se ha colocado la prótesis, para evitar que el cemento se adhiera a las superficies adyacentes.

En las instrucciones de uso del fabricante de los CIV tipo I y de los cementos de resina de **fraguado dual,** se indica que una vez que la prótesis se ha colocado, el cemento se debe dejar endurecer de 1,5 a 3 minutos después de la mezcla y antes de que se retire el exceso de cemento. Esto se justifica debido a que, en este período de tiempo, el cemento se vuelve más viscoso aunque no rígido, por lo cual su retirada es mucho más sencilla. En los cementos fotopolimerizables, incluyendo los cementos de fraguado dual, se recomiendo una irradiación corta de luz (p. ej., 10 seg) con el mismo propósito.

La viscosidad del cemento va aumentando a medida que endurece, hasta que acaba siendo sólida. Si el clínico intenta retirar el exceso de material inmediatamente antes de que se solidifique, corre el riesgo de que se rompa la integridad del sellado marginal. En esta fase, el cemento es tan grueso que cualquier intento de retirar el exceso puede hacer que inadvertidamente se retire el cemento del área marginal. El material más relevante en este sentido es el cemento de policarboxilato, que pasa por una fase gomosa antes del fraguado.

Poscementación

Los cementos acuosos continúan madurando a lo largo del tiempo una vez que han pasado el período de fraguado definido. Si pudiera madurar en un medio ambiente aislado, libre de contaminación y libre de la evaporación de agua, el cemento tendría una mayor resistencia y sería más resistente a la disolución. Como medida de precaución, el profesional debería aplicar una capa de barniz o un adhesivo a lo largo del margen de la restauración antes de que el paciente se vaya. En otra parte de este capítulo se dan más detalles al respecto.

Mecanismos de retención

Las prótesis se retienen por mecanismos mecánicos o químicos o por una combinación de ambos. A un nivel microscópico, la interfase es similar a la que muestra la figura 16-5.

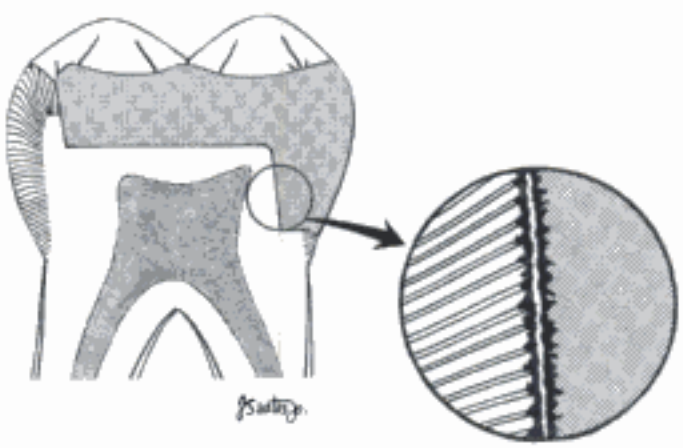


Fig. 16-5 Esquema de un posible mecanismo que puede explicar la retención mecánica por cemento en una incrustación intracoronaria de oro. El cemento penetra en las irregularidades de la estructura del diente y del colado. Tras su endurecido, estas zonas retentivas mantienen la restauración en su sitio. La ampliación muestra una fractura en estas diminutas proyecciones de cemento lo que provoca la pérdida de retención y puede dar lugar al desprendimiento de la incrustación. Véanse también láminas en color. (De Philips RW, Swartz ML y Norman RD: *Materials for the Practicing Dentist*. St. Louis, Mosby, 1969.)

Material chroniony prawem autorskim

Las dos superficies son rugosas, y el cemento rellena los hendiduras irregulares a lo largo de ambas. Las interfases cemento/prótesis y cemento/diente muestran una continuidad libre de huecos, que hace que la capa de cemento pueda presentar una resistencia al cizallamiento por toda la interfase. Esto constituye el principio de la retención mecánica. La fuerza retentiva depende de la capacidad del agente cementante para resistir las fuerzas aplicadas, que pueden actuar para separar la prótesis. En ciertas ocasiones, la retención mecánica no es suficiente para asegurar la retención por sí sola. Además el incompleto sellado del margen de la prótesis puede provocar la presencia de huecos en la superficie que permite la entrada de fluido oral.

Debido a que el clínico no debe confiar únicamente en la eficacia de la adhesión mecánica, debe buscar siempre la retención ideal mediante la adhesión química. En teoría, las uniones mecánicas pueden evitar la separación de las interfases y por ello mejorar la retención. Los cementos acuosos basados en ácidos poliacrílicos presentan una adhesión química de quelación de los ácidos acrílicos con los componentes orgánicos e inorgánicos del diente. Los cementos basados en la N-fenil glicina y glicidil metacrilato (NPG-GMA), fosfatos polimerizables y el 4-metacril etil trimelítico anhídrido (4-META) se cree que son capaces de unirse con el calcio de la dentina. Los adhesivos dentinarios actuales, por su naturaleza hidrofílica y por su capacidad de penetrar en las porosidades de la dentina creadas a través del grabado ácido, muestran una gran resistencia adhesiva a través de las retenciones micromecánicas.

PREGUNTA CLAVE

El «grosor de capa» de un cemento dental tiene dos significados. ¿Cuál es la importancia clínica de los mismos?

Desinserción de la prótesis

La prótesis fija se puede desinsertar debido a factores biológicos, físicos o ambos. Las caries secundarias tienen un origen biológico. La desintegración del agente cementante puede ser el resultado de la fractura o la erosión del cemento. Para una prótesis frágil, como una corona cerámica, la fractura de la prótesis puede suceder por razones físicas, como las fuerzas intraorales, imperfecciones en el interior de la corona o porosidades en el cemento.

En el medio oral, los agentes cementantes están inmersos en soluciones acuosas. En este medio, la capa de cemento cercana al margen se puede erosionar o disolver, y dejar así un espacio (fig. 16-6). Este espacio puede ser susceptible al acúmulo de placa y a la caries secundaria. Debido a estos riesgos, el margen se debe proteger mediante un revestimiento que permita su endurecimiento a largo plazo. Se han asociado dos tipos de fracaso con el cemento: fractura del cemento (fig. 16-7, *A*), y filtración en la interfase (fig. 16-7, *B*). Debido a que el cemento es el punto débil de estas estructuras, se deben elegir unos materiales más resistentes para mejorar la retención y evitar la desinserción de la prótesis mediante una base firme que soporte las fuerzas aplicadas.

Hay muchos factores que influyen en la retención de las prótesis fijas. En primer lugar, el **grosor de la capa** de cemento bajo la prótesis debe ser fino. Una capa delgada tiene menos imperfecciones internas que una capa gruesa. En segundo lugar, el cemento debe tener unos valores de resistencia altos. Está demostrado que se precisan mayores fuerzas para el descementado de los dispositivos que han sido cementados con materiales que tienen alta resistencia a la compresión, tracción o cizallamiento que los cementados con materiales más débiles. También está bien documentado que las fuerzas que se producen en el cemento durante la masticación son sumamente complejas. Mientras que la resistencia a la compresión es un buen indicador de la re-

Material chroniony prawem autorskim

sistencia a la fractura, existen otros factores importantes como la resistencia a la tracción, al cizallamiento, resistencia a la fractura y el grosor de capa. En tercer lugar, los cambios dimensionales que suceden durante el endurecimiento del cemento deben ser mínimos. Estos cambios son la ganancia o pérdida de agua y las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre el diente, la prótesis y el cemento. Por ello es muy importante aislar el cemento inmediatamente después de la remoción del exceso de cemento. En cuarto lugar, se debe emplear un cemento con capacidad de adhesión química con el diente y con las superficies protésicas; también se deben usar materiales que mejoren la adhesión de los materiales restauradores con la superficie dentaria. La capa de cemento disminuye el potencial de separación en la interfase y maximiza los efectos de la resistencia inherente del cemento con respecto a la retención de la prótesis.

Cuando se realizan trabas mecánicas como mecanismo principal de retención, se produce una tendencia al fracaso a lo largo de la interfase. Cuando se emplea adhesión química, el fracaso a menudo se produce en el cemento mismo. La prótesis comienza a desinsertarse sólo cuando la capa de cemento se disuelve o se fractura.

Grosor de capa

Con respecto a la cementación, el grosor de capa de los cementos se puede definir de dos maneras. La primera está descrita en la especificación n.º 96 (ISO 9917-1) de la ANSI/ADA y se refiere a la consistencia del cemento. Se coloca un cemento recién mezclado entre dos superficies planas y transparentes y se aplica una carga vertical de 150 newton (N) durante 10 segundos antes del término del tiempo de trabajo. Cuando han transcurrido al menos 10 minutos desde la aplicación de la carga, se mide el grosor de las capas entre las dos superficies planas. La capa debe ser continua y no debe haber huecos en el seno del material. Para el cementado, el máximo grosor de capa permitido es de 25 µm, aunque se prefieren valores menores para que el exceso de cemento pueda expulsarse más fácilmente. El tamaño de partículas y la relación P/L afectan significativamente al grosor de la capa. Para aplicaciones restauradoras, como cementación temporal y definitiva, el grosor máximo típico es alrededor de 40 µm. En comparación, un cabello humano tiene un diámetro entre 40 y 80 µm.

El grosor de capa también se refiere al grosor del cemento entre una corona colada, incrustación intra o extracoronaria o carilla y la estructura dentaria. Tal y como se ha discutido en las secciones anteriores, el grosor de capa juega un importante papel en la retención de la prótesis. Este grosor de la capa varía con 1) la cantidad de fuerza aplicada durante la colocación de la prótesis, 2) el modo con el que se aplica la fuerza, 3) la forma de la prótesis con respecto a su capacidad de impedir o facilitar el flujo del cemento y 4) el ajuste de la prótesis con la preparación dentaria. Los valores registrados en la literatura del grosor de capa oscilan entre 25 y 150 µm.

AGENTES PARA PROTECCIÓN PULPAR

Las restauraciones metálicas, debido a que son excelentes conductores térmicos, pueden provocar hipersensibilidad cuando se toman comidas o bebidas frías y calientes. Otros materiales restauradores, como los cementos con presencia de ácido fosfórico, las resinas compuestas de obturación directa y en algunos casos los CIV pueden producir irritación química. También la filtración de la interfase producida por la contracción del fraguado de la amalgama o de las resinas compuestas puede provocar irritación pulpar.

Los barnices, los recubrimientos cavitarios, y las bases se han empleado en estas restauraciones para evitar estos tipos de agresión. Aparte de servir como aislantes térmicos, como barrera contra las sustancias irritantes liberadas por los materiales restauradores y como agentes selladores contra la filtración de la interfase y, por tanto, contra la invasión bacteriana asociada, algunas de estas sustancias también pueden servir para prevenir la caries.

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 16-4 Conductividad térmica de las bases de cemento comparadas con dos materiales aislantes

Material	Conductividad térmica (mcal • cm/cm² • seg •°K)
Cemento de fosfato de zinc (seco)	3,11
Cemento de fosfato de zinc (húmedo)	3,88
Óxido de zinc eugenol	3,98
Asbesto	1,90
Corcho	7,00

micas, el galvanismo y las agresiones químicas, dependiendo de los materiales restauradores que se empleen. Además, el material también debe ser lo suficientemente fuerte como para aguantar las fuerzas de condensación durante la colocación de la restauración y ser resistente a las fracturas que pueden ser provocadas por las fuerzas masticatorias que se transmiten a través de la restauración. El cemento de fosfato de zinc se ha empleado para este propósito durante muchos años, así como otros cementos de OZE. Los cementos de policarboxilato de zinc y los CIV también tienen propiedades suficientes como para poder servir como bases. Otros cementos ionómeros de fraguado rápido también están disponibles para esta aplicación.

La tabla 16-4 muestra que la conductividad térmica del fosfato de zinc y los cementos de OZE se halla al mismo rango que otros aislantes reconocidos como el corcho y el asbesto. Las capacidades de aislamiento de otros cementos (p. ej., el policarboxilato, el ionómero de vidrio y el hidróxido de calcio) también entran dentro de este rango. La experiencia clínica demuestra que los cambios de temperatura en la boca presentan unos efectos más marcados en la pulpa cuando los dientes tienen grandes restauraciones de amalgama que no están aisladas por una base. El calor que se transfiere a través del material no sólo depende del coeficiente de conductividad térmica y la difusión térmica de la sustancia, sino también de su grosor.

El hidróxido de calcio y el cemento de OZE son unas barreras efectivas contra la penetración de irritantes provenientes de los materiales restauradores. Las bases de policarboxilato de zinc y los CIV también pueden ser empleados como barreras químicas. Hay cierta preocupación cuando se emplea el fosfato de zinc como base para el aislamiento térmico, debido a que su pH bajo puede obligar al aislamiento pulpar. Sin embargo, cuando el cemento de fosfato de zinc se mezcla en una gruesa masa dura no pegajosa, el riesgo es mínimo debido a que hay muy poco ácido libre. En el caso del empleo de ionómero de vidrio como base, las capas profundas se deben proteger mediante una capa de pasta de hidróxido de calcio.

Los estudios demuestran que los cementos dentales pueden adquirir una resistencia suficiente para aguantar la condensación después de que consigan un fraguado inicial.

Tabla 16-5 **Resistencia a la compresión de los materiales de base de cemento**

	7 min		30 min		24 h	
Materi...	MPa	psi	MPa	psi	MPa	psi
Óxido de zinc-eugenol	2,8	400	3,5	500	5,2	750
	15,9	2.300	20,7	3000	24,1	3.500
	6,2	900	6,9	1000	12,4	1.800
Hidróxido de calcio	7,6	1.100	6,2	900	8,3	1.200
	3,8	550	4,8	700	10,3	1.500
Fosfato de zinc	6,9	1.000	86,9	12.600	119,3	17.300

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 16-8 Efecto de la relación polvo/líquido (P/L) en la resistencia de dos cementos. Las muestras de cementos se prepararon con más o menos cantidad de polvo (relación más alta y más baja de P/L) que la cantidad recomendada por los fabricantes (representada por una variación del 0%).

4. Debido a que la reacción entre polvo y líquido es exotérmica, el método más efectivo para controlar el tiempo de trabajo y de fraguado es regular la temperatura de la loseta de mezcla. Enfriando esta loseta se disminuye significativamente la reacción química entre el polvo y el líquido, con lo que se retarda la formación de la matriz. Esto permite la incorporación de una cantidad óptima de polvo dentro del líquido sin que se produzca una viscosidad excesivamente elevada. Para la misma relación P/L y técnica de mezclado, el cemento preparado en una loseta fría (fig. 16-9, *A*) es lo suficientemente fluido como para ser adecuado para la cementación de las restauraciones coladas, mientras que la mezcla realizada en una loseta a temperatura ambiente (fig. 16-9, *B*) puede resultar demasiado viscosa para el cementado de precisión de estas restauraciones coladas.

Propiedades físicas del cemento de fosfato de zinc

Hay dos propiedades físicas del cemento que son básicas para la retención de las prótesis fijas: las propiedades mecánicas y la solubilidad. La prótesis puede desinsertarse si el cemento subyacente es sometido a tensiones por encima de su resistencia. La alta solubilidad puede provocar la pérdida del cemento necesario para la retención y puede formar zonas de acúmulo de placa.

Los cementos de fosfato de zinc como agente cementante, cuando se manipulan de forma adecuada, exhiben una resistencia a la compresión de hasta 104 megapascales (MPa) y una resistencia diametral a la tracción de aproximadamente 5,5 (MPa) (tabla 16-3). El cemento de fosfato de zinc tiene un módulo de elasticidad de aproximadamente 13,7 gigapascales (GPa). Por ello es lo suficientemente rígido como para ser resistente a la deformación elástica, incluso cuando se emplea como agente de cementado para restauraciones sometidas a una gran carga masticatoria.

Tal y como se ilustra en la figura 16-8, la resistencia a la compresión, y quizá la resistencia a la tracción, varían con la relación P/L. La relación P/L recomendada para el cemento de fosfato de zinc puede ser de 1,4 g de polvo por 0,5 ml de líquido. El incremento en la resistencia provocado por el aumento de la cantidad de polvo recomendada es modesto en comparación con la reducción que se produciría en el caso de la disminución de polvo en la mezcla. Una reducción en la relación de P/L en el mezclado provoca un cemento extremadamente frágil. La pérdida o ganancia del contenido en agua del líquido reduce tanto la resistencia a la compresión como a la tracción del cemento.

Material chroniony prawem autorskim

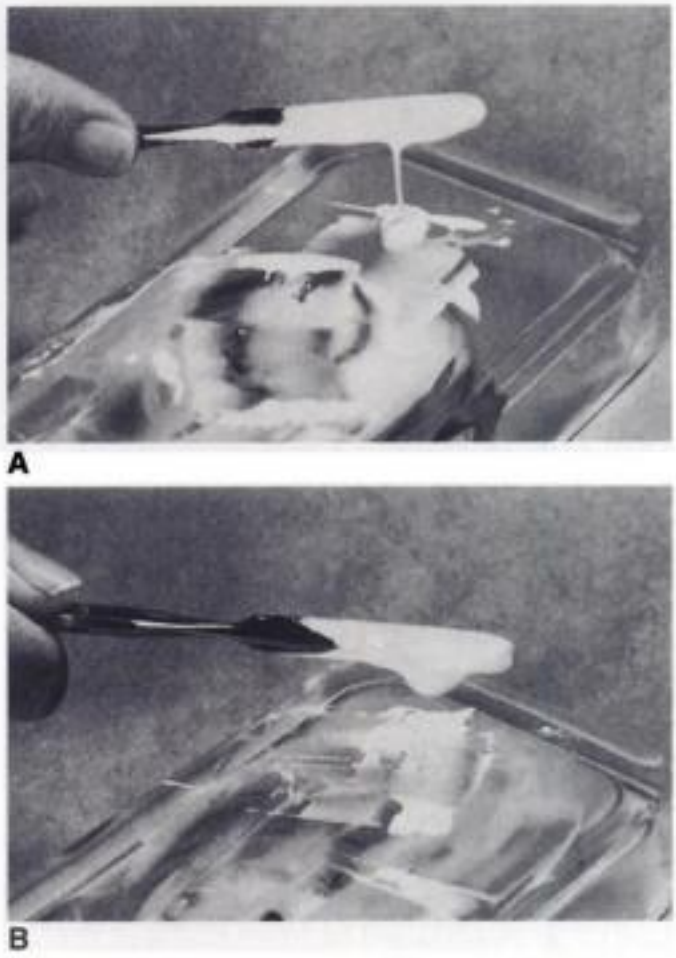


Fig. 16-9 Dos mezclas de cemento preparadas con la misma proporción P/L. La temperatura de la loseta de mezcla en **A** fue de 18 °C; en la **B** fue de 29,5 °C. (De Philips RW, Swartz ML y Norman RD: *Materials for the Practicing Dentist*. St. Louis, Mosby, 1969.)

El cemento de fosfato de zinc presenta una solubilidad relativamente baja en el agua cuando se examina según la especificación de la ANSI/ADA. Sin embargo, esta prueba se realiza para el control de calidad y no refleja la tasa relativa de desintegración de los diferentes tipos de cemento en la cavidad oral. In vivo, la desintegración se va a tratar más adelante. Asimismo, la tasa de solubilidad del cemento de fosfato de zinc es bastante mayor en ácidos orgánicos, como el ácido láctico, acético y cítrico.

Retención

El fraguado del cemento de fosfato de zinc no provoca ninguna reacción con los tejidos duros u otros materiales de restauración circundantes. De hecho, la adhesión se produce por un engranaje mecánico en la interfase, no mediante interacciones químicas, y cualquier aplicación de un recubrimiento sobre la superficie del diente con propósitos de protección pulpar reduce la retención.

Propiedades biológicas

Tal y como cabe esperar de la presencia del ácido fosfórico, la acidez del cemento de fosfato de zinc es muy alta en el momento en que la prótesis se coloca en un diente preparado. Dos minutos después del comienzo de la mezcla, el pH del cemento es aproximadamente 2 (tabla 16-6). Entonces, este pH aumenta rápidamente, pero no llegará a ser de 5,5 hasta pasadas 24 horas. Debido a estos datos, es evidente que se puede provocar

Materiał chroniony prawem autorskim

3. Según las instrucciones, el polvo se debe dividir en muchas porciones. La mezcla se inicia con una pequeña porción del mismo, y se incorporan a la mezcla mediante un batido enérgico. Se debe utilizar una gran superficie de la loseta. Una buena regla a seguir es el espatulado de cada incremento durante 15 a 20 segundos. El tiempo de mezclado no es demasiado crítico. El acabado de la mezcla normalmente precisa entre 1,5 y 2 minutos. Es importante seguir las instrucciones que se encuentran en estos materiales. Tal y como se indicó con anterioridad, la consistencia apropiada varía dependiendo de la aplicación del cemento. Sin embargo, siempre es preferible que se adquiera una consistencia por la adición de más polvo, más que por dejar endurecer una mezcla más diluida. Para una prótesis parcial fija, se requiere un tiempo adicional para aplicar el cemento. En este caso, es aceptable disminuir ligeramente la viscosidad de la mezcla.
4. Las prótesis se deben colocar inmediatamente antes de que se produzca la formación de la matriz. Después de que la prótesis se haya colocado, se debe mantener una presión hasta que el cemento fragua. El campo operatorio se debe mantener seco durante todo el procedimiento.
5. El exceso de cemento sólo se retira una vez que el cemento haya endurecido. Es recomendable aplicar una capa de barniz u otro recubrimiento impermeable en el margen de la restauración. El propósito del recubrimiento de barniz es permitir un mayor tiempo de maduración y aumentar la resistencia a la disolución en los fluidos orales.

CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE ZINC

El policarboxilato de zinc es el primer sistema de cementado que surgió como resultado del esfuerzo por obtener un agente cementante adhesivo que se pudiera unir con firmeza a la estructura dentaria.

Composición química

Los cementos de policarboxilatos se presentan en forma de polvo-líquido. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o un copolímero del ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos, como el ácido itacónico. El peso molecular de los poliácidos está en un rango de 30.000 a 50.000. La concentración de ácido oscila entre el 32 al 42% en peso.

La composición y los procedimientos de elaboración del polvo son parecidos a los del cemento de fosfato de zinc. El polvo contiene fundamentalmente óxido de zinc y algo de óxido de magnesio. Este último puede ser sustituido por óxido de estaño. También se pueden añadir otros óxidos, como el de bismuto y aluminio. El polvo también puede contener pequeñas cantidades de fluoruro estañoso, que modifica el tiempo de fraguado y mejora las propiedades en la manipulación. El fluoruro estañoso es un aditivo importante ya que aumenta su resistencia. Sin embargo, el flúor liberado por este cemento es sólo una pequeña fracción (del 15 al 20%) del flúor liberado por otros cementos, como el CIV.

La reacción de fraguado de este cemento implica la disolución de la superficie de las partículas por el ácido y la liberación de iones de zinc, magnesio y estaño; estos iones se unen con la cadena polimérica gracias a los grupos carboxilo, tal y como se ilustra en la figura 16-11, *A*. Estos iones reaccionan con los grupos carboxilos de las cadenas adyacentes del poliácido, por lo que se forma una sal entrecruzada a medida que el cemento fragua. El cemento endurecido consiste en una matriz amorfa en fase de gel entre la cual se hallan dispersas partículas sin reaccionar. La microestructura se asemeja a la apariencia del cemento de fosfato de zinc.

Material chroniony prawem autorskim

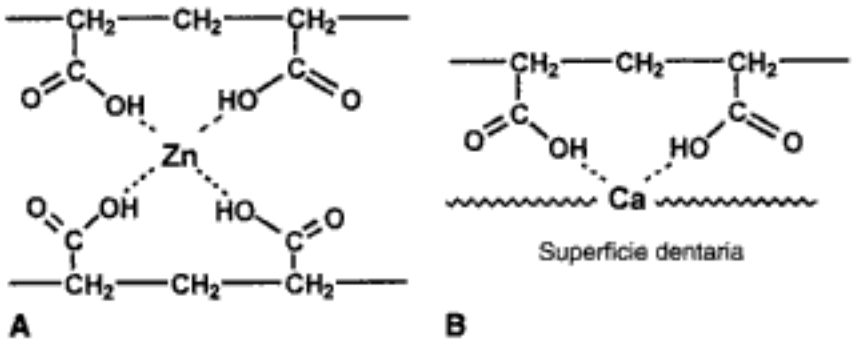


Fig. 16-11 Papel que desempeñan los grupos funcionales carboxilato. **A,** Formación de la matriz. **B,** Unión a la estructura dentaria.

Adhesión a la estructura dentaria

Tal y como se ha explicado anteriormente, una de las principales características del cemento de policarboxilato de zinc es que presenta adhesión química a la estructura dentaria. Aún no se conoce del todo el mecanismo, aunque puede resultar similar al que se produce durante la reacción de fraguado. Tal y como se muestra en la figura 16-11, *B*, se cree que el ácido poliacrílico reacciona con los iones de calcio de la superficie del esmalte o dentina mediante los grupos carboxilo. Por esto la fuerza adhesiva es mayor en el esmalte que en la dentina. Esto se refleja en la figura 16-12, que compara la fuerza adhesiva del cemento de policarboxilato de zinc a la dentina y el esmalte.

Grosor de capa

Cuando se mezcla el cemento de policarboxilato en la proporción P/L recomendada, parece ser mucho más viscoso que una mezcla comparable de cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, la mezcla de policarboxilato de zinc se considera seudoplástica, y se vuel-

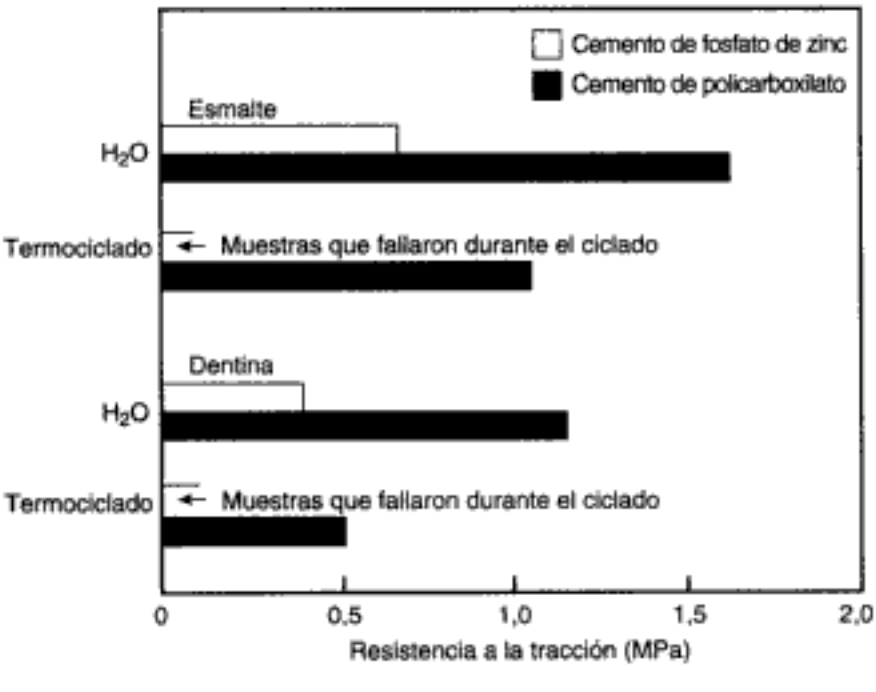


Fig. 16-12 Fuerza de tracción necesaria para separar las superficies de esmalte y dentina unidas con cemento de policarboxilato tras su almacenamiento en agua durante 1 semana. Las muestras sobrecargadas desde un punto de vista térmico se sometieron a 2.500 ciclos entre las inmersiones de agua a una temperatura de 10 y 50 °C.

Material chroniony prawem autorskim

ve fluida al aumentar la tasa de compresión. Esto significa que las fases de espatulado y la colocación reducen la viscosidad del cemento, por lo que durante estos procedimientos se puede obtener un grosor de capa de 25 µm o menor.

Tiempo de trabajo y fraguado

El tiempo de trabajo para este cemento es mucho más corto que para el fosfato de zinc (p. ej., aproximadamente 2,5 min frente a los aprox. 5 min del fosfato de zinc). Esto se puede observar en la figura 16-13, en la que se ha trazado la viscosidad del fosfato de zinc, el policarboxilato de zinc y los CIV en función del tiempo. La fase de meseta de las curvas representa los tiempos de trabajo. Reduciendo la temperatura de la reacción se puede aumentar el tiempo de trabajo. Desgraciadamente, la temperatura de una loseta fría puede hacer que el ácido poliacrílico se espese. Este aumento de la viscosidad hace que el mezclado sea más difícil. Así se recomienda que antes del mezclado, lo único que debe ser refrigerado es el polvo. Esto se justifica debido a que la reacción se da en la superficie, y la disminución de la temperatura del polvo puede producir un retraso en la reacción sin que el líquido se llegue a espesar. El tiempo de fraguado oscila entre 6 y 9 minutos, que es un rango adecuado para un agente cementante.

Propiedades mecánicas

La resistencia a la compresión del policarboxilato de zinc oscila aproximadamente entre 55 y 67 MPa; por tanto, estos valores son inferiores a los del fosfato de zinc. Sin embargo la resistencia diametral a la tracción es ligeramente mayor. No es tan rígido (2,4 a 4,4 MPa) como el cemento de fosfato de zinc (13,7 MPa), tal y como indica su módulo elástico, que es menos de la mitad que el del fosfato de zinc. Asimismo, no es tan frágil como este último. Debido a su potencial de deformación plástica, es mucho más difícil de retirar el exceso de cemento tras su fraguado.

Solubilidad

La solubilidad del cemento de policarboxilato de zinc es baja en agua, pero aumenta cuando se expone a ácidos orgánicos con un pH de menos de 4,5. Asimismo, la reduc-

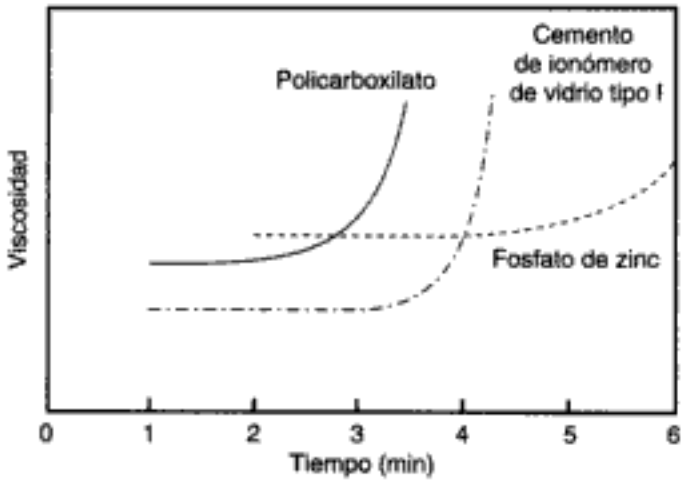


Fig. 16-13 Viscosidad de cementos recién mezclados. La viscosidad se refiere a la capacidad relativa que permite el asentamiento completo de la prótesis. El cemento de fosfato de zinc es más viscoso inicialmente, aunque permite un mayor tiempo de trabajo para el asentamiento en comparación con el policarboxilato de zinc o el cemento de ionómero de vidrio. (De Mount GJ: *An atlas of Glass-Ionomer Cements*, Londres, Martin Dunitz, 1990.)

Materiał chroniony prawem autorskim

ción en la relación P/L produce una mayor solubilidad y una mayor tasa de desintegración en la cavidad oral.

Consideraciones biológicas

El pH del líquido del cemento es de 1,7 aproximadamente. Sin embargo, este líquido es rápidamente neutralizado por el polvo. Por ello, el pH de la mezcla aumenta rápidamente a medida que ocurre la reacción de fraguado, tal y como se muestra en la tabla 16-6. El pH del cemento de policarboxilato es mayor que el del fosfato de zinc durante todos los intervalos de tiempo. A pesar de su naturaleza ácida, provoca una irritación mínima pulpar.

Hay varias teorías que intentan explicar las diferencias a nivel pulpar de los cementos de policarboxilato y fosfato de zinc. El pH de los cementos de policarboxilato aumenta más deprisa que el de los de fosfato. También es posible que el mayor tamaño de las moléculas del ácido poliacrílico limite su difusión hacia los tubulillos dentinarios. Su excelente biocompatibilidad con la pulpa es uno de los factores principales que explican la gran popularidad de estos cementos. A este respecto, el cemento de policarboxilato es equivalente al cemento de OZE. La sensibilidad postoperatoria prácticamente es insignificante para ambos cementos.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué se debe aplicar el cemento de policarboxilato en la superficie dental preparada antes de que pierda su apariencia brillante?

Manipulación

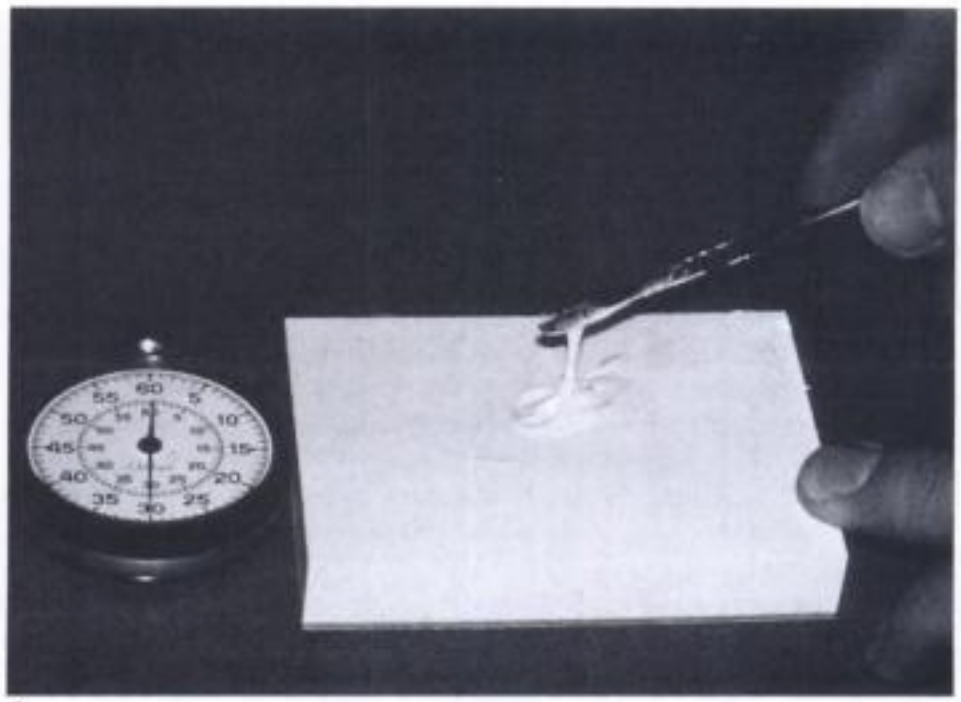
El líquido del cemento de policarboxilato de zinc es muy viscoso. La viscosidad está en función del peso molecular y de la concentración del ácido poliacrílico, parámetros que varían de una marca de cemento a otra. Por ello, la relación P/L que se requiere para proporcionar una consistencia adecuada del cemento también varía entre las diferentes marcas. Generalmente, esta relación suele ser de 1,5 partes de polvo por 1 parte de líquido, en peso.

Este cemento se debe mezclar en una superficie que no absorba líquido. Una loseta de cristal ofrece ventaja sobre los papeles de mezcla que suministra el fabricante debido a que una vez que la loseta se enfría, mantiene esa temperatura durante más tiempo. Tal y como se ha dicho anteriormente, el enfriamiento de la loseta y del polvo ofrece un mayor tiempo de trabajo, aunque nunca se debe guardar el líquido en la nevera.

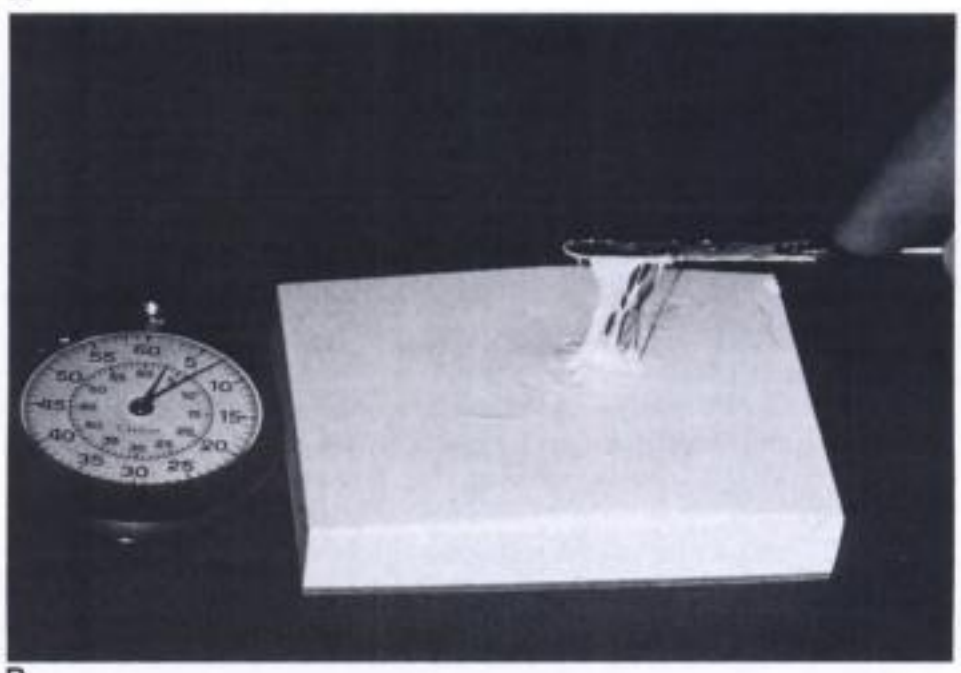
El líquido no se debe dispensar antes de que se vaya a realizar la mezcla. Tal y como se muestra en la figura 16-10, puede perder agua por evaporación muy rápidamente. La perdida de agua del líquido produce un notorio incremento de la viscosidad.

El polvo se incorpora rápidamente al líquido en grandes cantidades. La figura 16-14 nos muestra la consistencia del cemento tras treinta segundos de mezcla, en comparación con la consistencia que tiene tras un mayor tiempo de mezclado o con un tiempo adicional en la loseta de mezcla. Si se quiere obtener una adhesión adecuada con la superficie dentaria, el cemento se debe colocar en el diente antes de que pierda su apariencia brillante. Esta superficie brillante indica la presencia de suficiente número de grupos ácidos carboxilo libres que son vitales para la adhesión con la superficie del diente. Una mezcla de apariencia mate indica un número insuficiente de grupos carboxilo que no son capaces de adherir con el calcio de la superficie dentaria.

Materiał chroniony prawem autorskim



A



B

Fig. 16-14 **A,** Consistencia del cemento de policarboxilato de zinc tras 30 segundos de mezclado. **B,** Si el tiempo de mezcla se prolonga o se deja la mezcla en la loseta, el cemento se vuelve mate y pegajoso al tacto. (Por cortesía de M. Jendresen.)

Preparación de la superficie y retención

A pesar de la capacidad de adhesión del cemento a la superficie dentaria, los cementos de policarboxilato de zinc no son superiores a los de fosfato de zinc en cuanto a la retención en restauraciones coladas de metales nobles. La fuerza que se requiere para la remoción de incrustaciones de oro cementadas con fosfato de zinc o con cemento de policarboxilato es similar. El examen de la superficie fracturada muestra que el fracaso normalmente se produce en la interfase cemento-diente con el cemento de fosfato de zinc. En el caso de los cementos de policarboxilato de zinc, el fallo suele darse en la interfase cemento-metal, más que en la interfase cemento-diente.

Material chroniony prawem autorskim

El cemento no se une con los metales nobles cuando el modelo o el vaciado está contaminado. Por ello, es esencial limpiar la superficie contaminada de la cavidad de la prótesis para que mejore la humectabilidad y la adhesión mecánica en la interfase cemento-metal. Esta superficie se puede erosionar de forma cuidadosa con una piedra pequeña, o también se puede hacer mediante el chorreado con abrasivo de alúmina a alta presión. Sin embargo, se debe evitar un chorreado excesivo para minimizar el riesgo de la deformación marginal de los metales colados. Tras esta exposición del metal, el colado se debe aclarar de forma exhaustiva para retirar los residuos y posteriormente proceder al secado de la superficie.

Debido a que este tipo de cemento permite la oportunidad de obtener adhesión a la estructura dentaria, se debe realizar una limpieza meticulosa de la superficie de la cavidad para asegurar un contacto íntimo y favorecer la interacción entre diente y cemento. Un procedimiento recomendado es la aplicación de una solución de ácido maleico o poliacrílico al 10% durante 10 a 15 segundos, seguido de la irrigación con agua.

Tras esta limpieza, la cavidad se debe aislar para evitar una contaminación posterior. Se considera un sistema de secado adecuado la absorción con algodón antes de la cementación. El secado con la jeringa de aire es aceptable, aunque puede provocar ciertas molestias en el paciente a menos que el diente sea anestesiado.

Retirada del exceso de cemento

Durante el fraguado, el cemento de policarboxilato de zinc pasa por una fase plástica, en la que la retirada del exceso de cemento es delicada. El exceso de cemento que se expulsa por debajo de los márgenes de la preparación no se debe retirar en esta fase debido a que hay peligro de retirar con éste el cemento que hay por debajo de los márgenes, produciendo un hueco o burbuja. El exceso de cemento se debe retirar cuando ha endurecido por completo. Es importante recubrir la superficie prostética con un separador, como la vaselina, para prevenir que el exceso de cemento se adhiera a esta superficie. Se tiene que evitar que este medio separador toque los márgenes de la prótesis. Otra posibilidad de remoción es empezar a retirar el exceso de cemento tan pronto como haya finalizado el fraguado. El objetivo de estos dos métodos es evitar la retirada del exceso de cemento en la fase plástica.

CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO

El ionómero de vidrio es el nombre genérico de un grupo de materiales que se basan en la reacción de un polvo de vidrio de silicato y ácido poliacrílico. Este material adquiere su nombre de su formulación con polvo de vidrio y un ionómero que contiene ácidos carboxílicos. En sus principios, el cemento pretendía ser una restauración estética de dientes anteriores, especialmente indicada para las cavidades de clase III y clase V. Debido a su adhesión a la estructura dentaria y su potencial para la prevención de la caries, su utilización se extendió como agente cementante, adhesivo ortodóncico de brackets, sellador de surcos y fisuras, recubrimiento y base cavitarios, reconstrucción de muñones y restauraciones intermedias. El tipo de aplicación depende de la consistencia del cemento, que oscila desde una viscosidad baja a una muy alta, según la distribución del tamaño de las partículas y la relación P/L. El tamaño máximo de partícula es de 50 µm para los cementos restauradores y de 15 µm para los agentes cementantes.

La composición química del CIV ha evolucionado a lo largo del tiempo. La necesidad de mejorar sus propiedades mecánicas llevó a la incorporación de partículas de metal que dieron lugar a un **cemento de ionómero de vidrio reforzado con metal.** El reemplazo de parte del ácido poliacrílico con monómeros hidrofílicos condujo a un material fotopolimerizable o quimiopolimerizable denominado **cemento de ionómero de vidrio modificado con resina** o cemento ionómero híbrido. La reacción ácido-básica es parte del proceso de fraguado. Por ello estos materiales son considerados

Material chroniony prawem autorskim

como ionómeros de vidrio de fraguado dual. Los **vidrios ionómeros de fraguado triple** son aquellos que emplean ambos métodos de iniciación de la polimerización. Este material tiene un mayor tiempo de trabajo y su fraguado es menos sensible a la humedad. Usando un líquido a base de monómeros poliácidos sin agua en lugar del ácido poliacrílico, se obtiene una resina compuesta modificada con un poliácido, comúnmente denominado *compómero* (palabra derivada de ***composite*** e ***ionómero***). La composición química de las partículas de vidrio varía en cada una de estas versiones, pero son en esencia cemento de fluoraluminosilicato. El material original actualmente se denomina CIV *convencional*. En esta sección nos centraremos en las características y manipulación del CIV convencional.

Composición

El polvo del ionómero de vidrio es un vidrio de fluoraluminosilicato de calcio soluble a los ácidos. La composición de dos polvos comercializados de ionómero de vidrio se puede ver en la tabla 16-7. Los materiales en bruto se funden y se convierten en vidrio homogéneo al calentarlos a una temperatura de 1.100-1.500 °C. La radiopacidad la confieren aditivos con lantano, estroncio, bario y óxido de zinc. El cristal se pulveriza en partículas de 15 a 50 µm. En su forma original, el líquido de CIV era una solución acuosa de ácido poliacrílico a una concentración que oscilaba entre el 40-50%. Este líquido era muy viscoso, por lo que tenía tendencia a la gelificación al cabo del tiempo. En la mayoría de los cementos actuales, el ácido se presenta en forma de un copolímero con ácidos itacónico, maleico o tricarboxílico (fig. 16-15). Estos ácidos pretenden aumentar la reactividad del líquido, disminuir la viscosidad y reducir la tendencia a transformarse en gel. También en el líquido está presente el ácido tartárico, que mejora las características de manipulación aumentando el tiempo de trabajo, aunque disminuyendo a su vez el tiempo de fraguado (fig. 16-16). La viscosidad del cemento que tiene ácido tartárico no varía durante su período de vida. Sin embargo, se puede producir un cambio en la viscosidad cuando el cemento ha caducado.

Como método para aumentar el tiempo de trabajo del CIV, se coloca poliácido liofilizado en polvo y el vidrio en el mismo frasco del polvo. El líquido consta de agua o agua mezclada con ácido tartárico. Cuando se mezcla el polvo con el agua, el ácido en polvo se disuelve, con lo que se forma un ácido líquido que permite el inicio de la reacción acidobásico. Este tipo de cemento es conocido en ocasiones como *ionómero de vidrio de fraguado con agua* o erróneamente *ionómero de vidrio anhídrido*.

PREGUNTA CLAVE

El agua desempeña dos importantes funciones en el CIV convencional. ¿Cuáles son y cómo se producen?

Tabla 16-7 Composición del polvo de dos cementos de ionómero de vidrio

Compuesto	Composición A (% en peso)	Composición B (% en peso)
SiO_2	41,9	35,2
Al_2O_3	28,6	20,1
AlF_3	1,6	2,4
CaF_2	15,7	20,1
NaF	9,3	3,6
$AlPO_4$	3,8	12,0

Material chroniony prawem autorskim

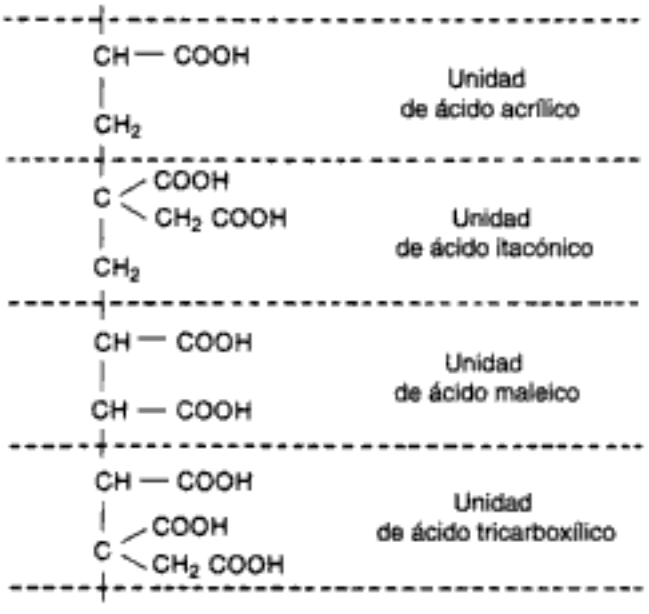


Fig. 16-15 Estructura de varios tipos de ácidos alquenoicos que componen los poliácidos de los cementos de ionómero de vidrio.

Química del fraguado

Cuando el polvo y el líquido se mezclan en una pasta, el ácido graba las superficies de las partículas de vidrio por lo que se liberan iones de calcio, aluminio, sodio y flúor al medio acuoso. Las cadenas del ácido poliacrílico se entrecruzan debido a que los iones de calcio se reemplazan por aluminio a lo largo de las primeras 24 horas. El sodio y el flúor no participan en este entrecruzamiento. Algunos de los iones de sodio reemplazan los iones de hidrógeno de los grupos carboxílicos, mientras que otros iones remanentes se dispersan uniformemente en el cemento fraguado junto con los iones de flúor. En la fase de entrecruzamiento se produce la hidratación de estas cadenas con la misma agua con la que se ha producido la mezcla inicial. Este proceso se denomina **maduración.** La porción sin reaccionar de las partículas de vidrio está recubierta con el gel de sílice que se produce cuando se arrancan los cationes de la superficie de las partículas. Por ello, el

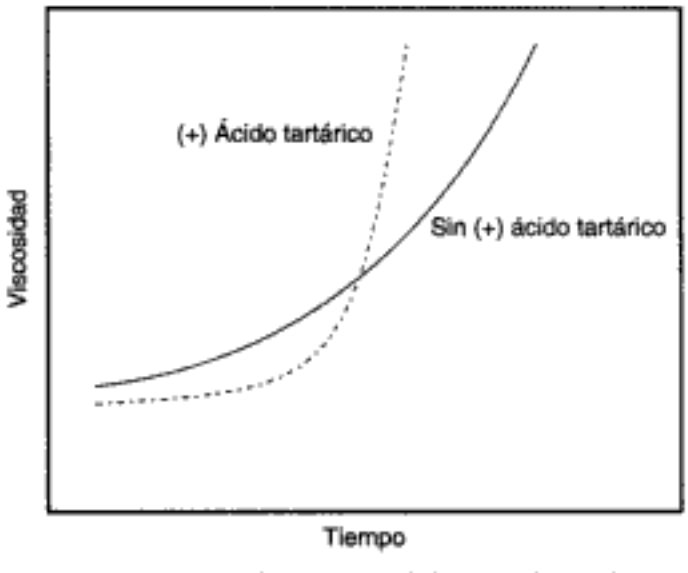


Fig. 16-16 Efecto del ácido tartárico en la relación viscosidad-tiempo durante la reacción de fraguado de un cemento de ionómero de vidrio. (De Wilson y Malean JW: *Glass Ionomer Cement.* Chicago, Quintessence, 1988, pág. 37).

Material chroniony prawem autorskim

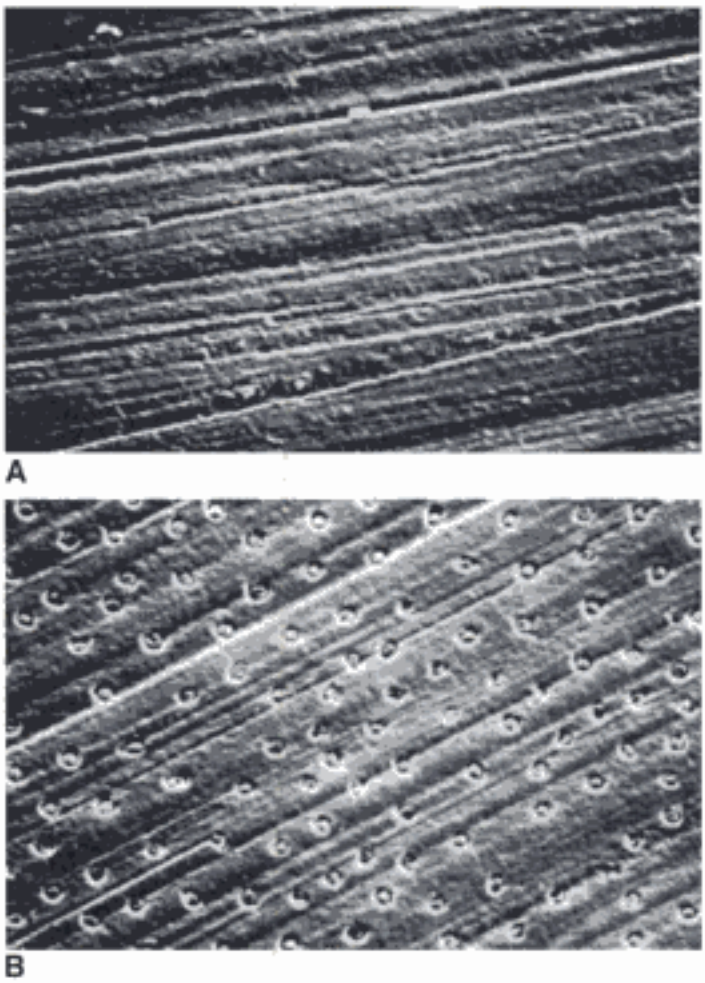


Fig. 16-19 **A,** Superficie de dentina preparada que muestra la presencia del barrillo dentinario. **B,** Tras su limpieza con ácido poliacrílico, el barrillo dentinario se elimina aunque los tubulillos permanecen taponados.

ración de la cavidad. El método más común es el grabado con ácido fosfórico (~34-37%) o con un ácido orgánico como el poliacrílico (~10-20%) durante 10-20 segundos, seguido por el lavado con agua durante 20 a 30 segundos. La figura 16-19 muestra el efecto de la limpieza con una solución al 10% de una superficie de dentina cortada durante 10 segundos. Después del acondicionado e irrigación de la preparación, la superficie se debe secar, pero no debe ser excesivamente desecada. Debe mantenerse limpia para evitar contaminación posterior por saliva o sangre que impida la adhesión al cemento.

Preparación del material

Se debe seguir la proporción P/L recomendada por el fabricante del CIV. Un papel de mezcla es suficiente para el mezclado. Una loseta de vidrio seca y fría se puede emplear para retardar la reacción y aumentar el tiempo de trabajo. Es importante que la loseta no esté a una temperatura por debajo del **punto de condensación.** No se debe dispensar el polvo y el líquido hasta que no empecemos con el procedimiento de mezclado. Una exposición prolongada a la intemperie puede alterar la proporción P/L correcta. El polvo se debe incorporar rápidamente al líquido empleando una espátula rígida en el caso de aplicaciones restauradoras y una espátula de plástico o metálica en el caso de cementado. El tiempo de mezcla no debe pasar de 45 a 60 segundos, dependiendo de cada producto. Durante este tiempo, la mezcla debe tener un aspecto brillante, que indica la presencia de poliácido que no ha reaccionado a nivel de la superficie. Este ácido residual de

Materiał chroniony prawem autorskim

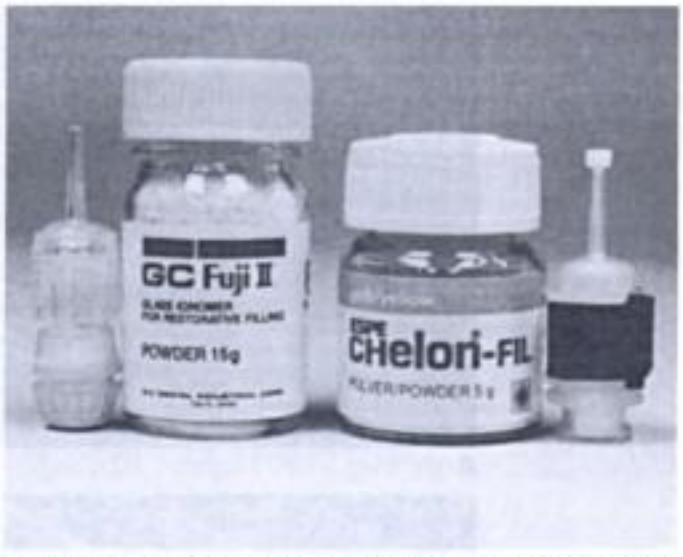


Fig. 16-20 Cementos representativos de ionómero de vidrio restaurador de tipo II. Sólo se muestra el polvo de los cementos. Las cápsulas respectivas contienen tanto el polvo como el líquido.

la superficie es crítico en la adhesión al diente. Una apariencia mate indica que no hay suficiente ácido libre para una adhesión adecuada.

Los ionómeros de vidrio también se presentan en forma de cápsulas que contienen una cantidad predeterminada de líquido y polvo (fig. 16-20). La mezcla se realiza en un vibrador de amalgama tras romper el sellado de separación entre el polvo y el líquido. Se observa que la cápsula contiene un aplicador, a través del cual la mezcla se puede inyectar directamente en la preparación dentaria o en la prótesis fija previo a su cementado. Se debe mantener el protocolo correcto de tiempo y velocidad en la mezcla. Las ventajas principales de las cápsulas son la comodidad, un exhaustivo control de la proporción P/L y la eliminación de las variaciones que se asocian con el espatulado manual.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué las obturaciones dentales con CIV de fraguado rápido duran más que los productos de fraguado lento?

Uso del CIV como material restaurador y retirado de los excesos de material

La mezcla de cemento restaurador se aplica con un instrumento plástico o se inyecta en la superficie de la preparación. Las cavidades se deben sobreobturar ligeramente con el cemento. Tras su colocación, la superficie se debe cubrir con una matriz de plástico para proteger el fraguado del cemento de una pérdida o ganancia de agua en los primeros momentos. Se debe dejar esta matriz colocada al menos durante 5 minutos, aunque este tiempo puede variar dependiendo del tiempo de fraguado de los diferentes productos. Una vez que se ha retirado la matriz, la superficie se debe proteger inmediatamente mientras retiramos el exceso de material de los márgenes mediante el recortado. Si se requieren otros procedimientos de acabado se deben demorar más de 24 horas. Sin embargo, debido a que esto resulta poco realista clínicamente, el acabado de la restauración se debe completar en la misma cita. Por esta razón, los cementos de fraguado rápido son más aconsejables. Incluso así, cuanto más espere el dentista para proteger la superficie, el cemento se volverá más duro, habrá menos riesgo de fractura superficial y tendrá menos tendencia a volverse opaco.

En el caso del cementado no se necesita una matriz de protección. El exceso de cemento se debe retirar inmediatamente tras su colocación o tras el tiempo que determinen las instrucciones del fabricante.

Material chroniony prawem autorskim

Procedimientos postoperatorios

Antes de que el paciente finalice la consulta, la restauración de CIV tipo II se debe cubrir con un agente protector, debido a que el cemento expuesto de las zonas que se han recortado, o de los márgenes, es vulnerable al medio, a menos que haya madurado del todo. Si no se sigue estas recomendaciones para proteger el cemento durante su fase de fraguado, podemos dar lugar de forma inevitable a una superficie agrietada y de aspecto tizoso (fig. 16-21).

En suma, la protección de las restauraciones de ionómero de vidrio depende del cuidado de los procesos que afectan a: 1) la preparación de la superficie dentaria, 2) la correcta manipulación y 3) la protección del cemento durante el fraguado y durante situaciones potenciales que pueden originar desecación. Cuando se controlan estos parámetros, se obtienen restauraciones de gran calidad (fig. 16-22).

CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO REFORZADOS CON METAL

Los CIV carecen de resistencia, por lo cual no pueden soportar altas concentraciones de carga que favorecen la propagación de fracturas. Los CIV se pueden reforzar mediante la incorporación física de una aleación de plata al polvo de vidrio, a la que se conoce como **mezcla de aleación de plata,** o mediante la fusión de polvo de vidrio y partículas de plata gracias al sinterizado. Esta última fórmula se conoce como **cermet.** Existen CIV reforzados con metal basados en ambos sistemas disponibles en el mercado (fig. 16-23).

Propiedades generales

Las tablas 16-8 y 16-9 muestran cómo los rellenos metálicos tienen poca o ninguna influencia sobre las propiedades mecánicas de los ionómeros de vidrio restauradores. Las pruebas in vitro de desgaste demuestran que estos materiales, indicados para obturación de superficies oclusales en dientes temporales, presentan un buen comportamiento inicial aunque no mucho mejor que el ionómero de vidrio convencional colocado en superficies libres de contacto durante mucho tiempo. En condiciones de acidez in vitro, tanto los ionómeros convencionales como los reforzados con metal, muestran unos valores de desgaste similares en zonas libres de contacto con una solución de pH entre 6 y 7, aunque se produce un desgaste considerablemente mayor a un pH 5.

Fig. 16-21 Superficie de una restauración de ionómero de vidrio agrietada y de color tizoso, consecuencia de una protección inadecuada durante la maduración del cemento. (Por cortesía de G. Mount.)

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 16-10 **Liberación acumulada de flúor de varios productos de ionómero de vidrio**

Tipo de cemento	Flúor liberado (μg) 14 días	30 días
Ionómero de vidrio tipo II	440	650
Cermet	200	300
Ionómero de vidrio mezclado con aleación (mezcla de aleación de plata)	3.350	4.040
Ionómero de vidrio tipo I	470	700
Ionómero de vidrio de recubrimiento (convencional)	1.000	1.300
Ionómero de vidrio de recubrimiento (fotopolimerizable)	1.200	1.600

Consideraciones clínicas

La presencia de relleno de metal hace que estos materiales tengan un aspecto opaco y grisáceo. Han sido recomendados como una alternativa limitada a la amalgama o la resina compuesta en restauraciones posteriores. Sin embargo, los datos clínicos sugieren que estos cementos tienen pocas expectativas. En el caso de ser utilizados en restauraciones de clase II frecuentemente sufren fracturas, lo mismo que los ionómeros de vidrio convencionales. Por otro lado, estos cementos tienen un endurecido rápido por lo que deben ser acabados en un tiempo relativamente corto. Junto a su potencial de adhesión y resistencia a la caries, estos materiales han sido mejorados con rellenos de metal para la reconstrucción de muñones en dientes que serán restaurados mediante coronas coladas. Sin embargo, se debe tener un enfoque conservador debido a que tienen una baja resistencia a la fractura y una naturaleza frágil. Se recomienda que no debe emplearse CIV reforzado con metal siempre que en la reconstrucción éste no sobrepase el 40% del volumen. Asimismo, es deseable que se apliquen junto con pins u otros métodos de retención.

PREGUNTA CLAVE

En la técnica restauradora atraumática, ¿por qué el CIV con alta viscosidad es el material más apropiado?

CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO CONVENCIONAL DE ALTA VISCOSIDAD

La odontología moderna requiere para sus procedimientos de la ayuda de un equipamiento auxiliar, agua, electricidad e instrumentos rotatorios. Lamentablemente, los procedimientos restauradores básicos comunes en países industrializados no se pueden realizar en los países más desfavorecidos carentes de infraestructuras que permitan el empleo de agua, electricidad y equipamientos en zonas remotas. En estas zonas, los profesionales se basan en la técnica **restauradora atraumática (TRA)**, que fue diseñada con objeto de mantener la mayor cantidad posible de dientes en estas circunstancias adversas. En esta técnica sólo se emplean instrumentos manuales para eliminar la caries. A menudo esta limpieza de la caries con instrumentos manuales es incompleta, por lo que aumenta el riesgo de caries secundaria. Por esto se requieren materiales que se adhieran químicamente a la estructura del diente, y que sirvan como restauración o como sellador de fosas y fisuras. El ionómero de vidrio, debido a su capacidad de adhesión y liberación de flúor, es el material de elección para cubrir este supuesto. Además, cuando se emplea CIV como restaurador o sellador de fosas y fisuras mediante la técnica TRA, el material se debe empujar dentro de las cavidades formadas en el diente, al contrario que en la técnica con selladores de resina,

Material chroniony prawem autorskim

donde el material fluye por las mismas. Para facilitar la inserción del material de una forma análoga a la que se emplea para la amalgama, se ha desarrollado una versión de alta viscosidad del ionómero de vidrio.

El procedimiento clínico de la técnica TRA es el siguiente: 1) aislamiento del diente mediante rollos de algodón, 2) permitir el acceso a la caries mediante instrumentos de mano, 3) quitar el tejido cariado con una cucharilla, 4) colocar el material restaurador de CIV de alta viscosidad y 5) retirar el exceso de cemento. En circunstancias ideales, la superficie dentaria debe prepararse con un ácido débil con el fin de potenciar la adhesión química al CIV. Sin embargo, en las zonas remotas donde se ha utilizado con frecuencia esta técnica no se dispone de pulverizadores aire-agua ni de aspiración.

Los resultados de un estudio reciente indicaron que la tasa de supervivencia de restauraciones de una sola superficie retenidas parcial y totalmente en dientes permanentes fue del 99% al cabo de un año y del 88% a los 3 años. El mismo estudio mostró que la retención parcial y total de los selladores en dientes permanentes fue del 90% al cabo del año y del 71% a los 3 años.

Debido a que la filosofía de la técnica TRA está basada en el concepto de máxima prevención, mínima intervención quirúrgica y mínima preparación dentaria, estos materiales deben considerarse como obturaciones en dientes temporales y como restauraciones provisionales en dientes posteriores permanentes. Estos materiales presentan una mejor protección para dientes restaurados que los materiales que no tienen flúor. La reciente presentación en cápsulas de estos materiales puede facilitar el uso y por ello mejorar su aceptación (fig. 16-24).

CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINAS (IONÓMERO HÍBRIDO)

La sensibilidad a la humedad y la baja resistencia inicial del CIV son el resultado de la lenta reacción acidobásica. Se pueden añadir grupos funcionales polimerizables para acelerar su fraguado mediante luz o productos químicos, con el fin de evitar estos inconvenientes inherentes y permitir que la reacción acidobásica siga su curso tras esta polimerización. Estos productos se denominan cementos de polimerización dual si sólo se aplica un mecanismo de polimerización; si se emplean los dos se denominan cementos de fraguado triple. Estos materiales están clasificados como ionómeros de vidrio modificados con resina o ionómeros híbridos (fig. 16-25).

Dependiendo de la formulación y la proporción P/L del fabricante, las aplicaciones clínicas de los cementos de vidrio modificados con resina pueden ser recubrimientos cavitarios, selladores de fisuras, bases, reconstrucción de muñones, material restaurador,

Fig. 16-24 Ionómero representativo de vidrio de alta viscosidad empleado para los tratamientos restauradores atraumáticos.

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 16-25 Cementos comerciales representativos de ionómeros de vidrio modificados con resina.

adhesivos para brackets de ortodoncia, material de reparación en amalgamas dañadas en su zona central o en las zonas cuspídeas, y materiales de obturación radicular retrógrada. En estas aplicaciones, para lograr la adhesión es esencial acondicionar la superficie del diente con un ácido moderado.

Composición y reacción de fraguado

Los componentes del polvo consisten en partículas de vidrio de fluoraluminosilicato liberadoras de iones e iniciadores para el fraguado por luz y/o por reacciones químicas. El líquido se compone normalmente de agua y ácido poliacrílico o un ácido poliacrílico modificado con monómeros de metacrilato e hidroxietil metacrilato (HEMA). Estos dos últimos componentes son los responsables de la polimerización. La reacción de fraguado inicial del material es fruto de la polimerización de los grupos metacrilato. La lenta reacción acidobásica es la responsable, en último término, del proceso de maduración y de la resistencia final. El contenido de agua total en este tipo de materiales es menor, para permitir una mejor integración de los ingredientes polimerizables.

Características del cemento de ionómero híbrido

Un cambio sustancial con respecto a los ionómeros de vidrio convencionales es la mejora en la translucidez. Esto se debe a que la inclusión de los monómeros hace que el índice de refracción del líquido sea similar al de las partículas. En pruebas in vitro de CIV modificado con resinas (CIV híbrido), la liberación de flúor es equiparable con los CIV convencionales. La resistencia diametral a la tracción de los ionómeros híbridos es mayor que la de los convencionales (v. tabla 16-8). Este aumento de la resistencia se puede atribuir fundamentalmente a su bajo módulo elástico y a la mayor cantidad de deformación plástica que se produce antes de que se fracture. Hay otras propiedades que son difíciles de comparar debido a las diferencias en las formulaciones del material y en los protocolos de las pruebas.

El mecanismo para la adhesión a la estructura del diente es el mismo que para los CIV convencionales. Se espera que haya menos actividad iónica debido a la reducción en los ácidos carboxílicos del líquido de los ionómeros de vidrio modificados con resina; sin embargo su fuerza adhesiva a la estructura dentaria puede ser mayor que la de los cementos convencionales. La fuerza adhesiva a las resinas compuestas también es mayor y depende de los grupos funcionales residuales no polimerizados del material.

La polimerización provoca un mayor grado de contracción tras el fraguado. El bajo contenido en agua y en ácido carboxílico también reduce la capacidad del cemento de

Material chroniony prawem autorskim

mojar el tejido dentario, por lo que puede aumentar en gran medida la microfiltración si lo comparamos con los ionómeros de vidrio convencionales.

La biocompatibilidad del ionómero de vidrio híbrido es comparable a la de los ionómeros convencionales. Se deben seguir las mismas precauciones, como por ejemplo el uso del hidróxido de calcio en cavidades profundas. También se debe tener en cuenta el aumento transitorio de temperatura que se produce con la polimerización.

Aplicaciones como sellador de fisuras

El CIV tradicional es algo viscoso, por lo cual no penetra adecuadamente en la profundidad de las fisuras. El uso de estos materiales como selladores podría aumentar si hubiera formulaciones menos viscosas. Un estudio clínico muestra que la retención de los selladores de ionómero de vidrio es muy pobre tras 1 año, a pesar de que no se observaron signos de caries. Un examen más riguroso de la superficie oclusal mostró que había porciones de CIV que estaban retenidas en el interior de las fisuras.

Aplicaciones como base/recubrimiento cavitario

Las características de manipulación de los ionómeros de vidrio híbrido se pueden ajustar para que puedan utilizarse tanto de base como de recubrimiento cavitario. La resistencia a la tracción y a la compresión de los recubrimientos cavitarios son menores que para los cementos de restauración. El propósito principal del recubrimiento cavitario de cemento ionómero es servir como un material de adhesión intermedio entre el diente y la restauración de resina compuesta. Como resultado de la adhesión a la dentina, se disminuye la probabilidad de la formación de huecos en el margen gingival localizado en dentina, cemento o ambos, que se podría provocar durante la contracción de polimerización de la resina compuesta.

La ventaja de los ionómeros de vidrio sobre otros adhesivos recae en su capacidad adhesiva demostrada, la menor sensibilidad de la técnica y en un mecanismo anticariogénico por liberación de flúor (v. tabla 16-10). Cuando se utiliza con estas indicaciones, el procedimiento se conoce como **técnica de sándwich.** Esta técnica une las ventajas del ionómero de vidrio con la estética de las resinas compuestas. La técnica de sándwich se recomienda en las restauraciones de clase II y V cuando el paciente tiene un riesgo moderado o alto de caries. Se pueden emplear tanto CIV convencionales como formulaciones de CIV híbrido fotopolimerizables (fig. 16-26).

COMPÓMERO

La búsqueda de un material que presente la capacidad de liberación de flúor de los ionómeros de vidrio convencionales y la duración de las resinas compuestas ha favorecido la introducción de una resina compuesta modificada con poliácidos o compómero.

Fig. 16-26 Recubrimientos cavitarios de ionómero de vidrio comerciales. Los dos de la izquierda vienen presentados por el sistema tradicional polvo/líquido, los de la derecha son fotopolimerizables.

Material chroniony prawem autorskim

Este material tiene una estructura y unas propiedades físicas similares a las resinas compuestas. También tiene la capacidad de liberar flúor y de mantener la reacción acidobásica en presencia de saliva.

PREGUNTA CLAVE

Los ionómeros de vidrio modificados con resina y los compómeros de una sola pasta presentan tanto polimerización como reacciones acidobásicas. ¿Cuál es la diferencia en el papel de la reacción acidobásica en cada tipo de material?

Composición y propiedades químicas

Los compómeros empleados para restauraciones normalmente se dispensan como un material fotopolimerizable en una sola pasta (fig. 16-27). Se compone de partículas de vidrio de silicato, fluoruro sódico y monómero modificado con un poliácido sin nada de agua. Esta mezcla es muy sensible a la humedad, por lo que a menudo se envasa en envoltorios protectores. El fraguado se inicia cuando el monómero ácido se fotopolimeriza y se convierte en un material rígido. Durante el uso de esta restauración en boca, el material endurecido absorbe agua de la saliva que contribuye a la reacción acidobásica entre los grupos ácidos funcionales de la matriz con las partículas de vidrio de silicato. Esta reacción acidobásica inducida por la absorción de agua también facilita la liberación de flúor. Debido a la ausencia de agua en la formulación, la mezcla de cemento no es **autoadhesiva** como los CIV convencionales o el CIV híbrido. Por tanto, se requiere de un adhesivo dentinario cuando se emplean los compómeros como restauración.

Recientemente, se han comercializado compómeros de dos componentes, como polvo-líquido o como dos pastas, para las aplicaciones de cementado (v. fig. 16-27). El polvo se compone de fluorsilicato de estroncio y aluminio, óxidos metálicos e iniciadores foto o quimioactivados. El líquido contiene monómeros polimerizables de metacrilato/ácido carboxílico, monómeros multifuncionales de acrilato y agua. Las pastas tienen los mismos ingredientes que el polvo y el líquido. Debido a la presencia de agua en el líquido, estos materiales son autoadhesivos y la reacción acidobásica comienza en el momento de la mezcla.

Características de los compómeros

Los compómeros en una sola pasta que se emplean como material restaurador liberan menos flúor que los CIV convencionales o híbridos. La fuerza de adhesión del compó-

Fig. 16-27 Compómeros comerciales.

Material chroniony prawem autorskim

mero con la estructura dentaria está dentro del mismo rango que la de los CIV debido al empleo de un adhesivo dentinario. A pesar de que la principal aplicación del compómero en una sola pasta es la restauración de zonas de bajo nivel de carga, los datos clínicos actuales son escasos como para aconsejar el uso del compómero para restaurar cavidades de clase III y V como alternativa al ionómero de vidrio o la resina compuesta. Los sistemas de cementado de dos componentes están indicados fundamentalmente para el cementado de prótesis fabricadas con un sustrato metálico.

Manipulación de los compómeros

Para los sistemas de una sola pasta, la estructura dentaria se debe grabar antes de la aplicación del adhesivo dentinario y del cemento. El acabado de la restauración es el mismo que para las resinas compuestas.

Para los sistemas de cementado de dos componentes, la mezcla de cemento se coloca solamente en la prótesis, y ésta se coloca con presión digital. Después de 90 segundos de finalizar la mezcla, el material alcanza un estado de gel y es en este momento cuando se retira el exceso de cemento. El margen se debe fotopolimerizar inmediatamente para estabilizar la prótesis. El fraguado químico completará la reacción de fraguado en aproximadamente 3 minutos en el medio oral. Puede ser de 10 minutos o más cuando se realiza en un ambiente seco.

CEMENTOS DE RESINA

Los cementos de resina han sido unos agentes de cementado atractivos debido al desarrollo de las resinas compuestas de obturación directa con propiedades mejoradas, a la técnica de grabado ácido que mejora la unión de la resina al esmalte y el potencial adhesivo de la dentina preparada con ácidos orgánicos o inorgánicos. Algunos cementos se diseñan para uso general y otros para usos específicos, como la cementación de coronas y puentes de porcelana, brackets de ortodoncia o coronas y puentes adheridos con resina. Los cementos de resina son, en esencia, resinas compuestas fluidas de baja viscosidad.

Composición y química

La composición básica de la mayoría de los cementos de resina modernos es similar a los materiales para restauración de resina compuesta: una matriz de resina con un relleno inorgánico silanizado. El relleno es el mismo que el que se emplea para las resinas compuestas, esto es, las partículas de sílice o vidrio y/o el sílice coloidal que se emplea en las resinas de microrrelleno. Excepto en preparaciones de carillas de dientes anteriores, que se realizan fundamentalmente sobre esmalte, la mayoría de la superficie del diente preparada para una corona completa es de dentina. Es este caso, la mayoría de los cementos de resina requieren el uso de un adhesivo dentinario para favorecer la unión con la estructura dentaria. El monómero adhesivo que se incorpora en el adhesivo dentinario y en el cemento incluye el HEMA, 4-META, y un organofosfato, como el ácido fosfórico 10-metacril oxidecametileno (MDP). Este sistema 4-META es un adhesivo líquido que adquiere una consistencia similar al cemento mediante la incorporación de perlas de polímero. No se necesita otro agente adhesivo por separado.

La polimerización se puede conseguir a través de un sistema de fraguado químico convencional o mediante fotopolimerización. Algunos sistemas que emplean ambos mecanismos se denominan *sistemas de fraguado dual* (fig. 16-28).

Características de los cementos de resina

Los cementos de resina son un grupo de materiales virtualmente insolubles en los fluidos orales, pero tal y como se muestra en la tabla 16-3, hay una gran variación de pro-

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 16-28 Cementos comerciales de resina.

piedades entre los diferentes productos. Estas variaciones se asocian sin duda alguna con las diferentes composiciones, la concentración del diluyente y el contenido del relleno.

Con respecto a la adhesión a la dentina, el cemento de resina tiene un comportamiento similar a las resinas compuestas. El componente monomérico de estos cementos es el mismo que el de las resinas compuestas, y por tanto es un irritante pulpar. Cuando el grosor de la dentina remanente no sea suficiente para evitar la filtración de irritantes (p. ej., <0,5 mm), es importante poner un protector con hidróxido de calcio o con ionómero de vidrio.

Los cementos de resina activados químicamente se suministran en dos componentes, ya sean éstos polvo/líquido o dos pastas. Estos componentes se combinan en un papel de mezcla durante 20-30 segundos. La retirada del exceso de cemento es difícil si dejamos que fragüe, por lo que se aconseja que se retire inmediatamente después de que la prótesis esté asentada. Este cemento es adecuado para todos los tipos de prótesis.

Los cementos fotopolimerizables son sistemas de un solo componente, al igual que las resinas compuestas. Tienen un amplio campo de aplicación, como en la cementación de prótesis delgadas de cerámica, prótesis de resina y la adhesión directa de los brackets de ortodoncia de metal o cerámica siempre que el grosor de la zona de adhesión sea menor a 1,5 mm, para que permita una adecuada transmisión de la luz. El tiempo de exposición que se necesita para polimerizar el cemento de resina depende de la intensidad de luz que atraviesa la restauración o el bracket y de la capa del cemento que se va a polimerizar. De todos modos, este tiempo nunca debe ser menor de 40 segundos. El exceso de cemento se debería retirar tan pronto como se coloca la prótesis a no ser que las instrucciones para la resina en concreto especifiquen otra cosa. Por ejemplo, en algunos prospectos se aconseja la exposición a la luz durante 10 segundos.

Los cementos de fraguado dual son sistemas de dos componentes que requieren de un mezclado, tal y como ocurre en los sistemas de activación química. La reacción química es muy lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo más largo hasta que el cemento se expone a la luz, momento en el cual se solidifica con rapidez. Debido a que el proceso químico aún continúa, este cemento va obteniendo una mayor resistencia. Estos cementos de fraguado dual no se deben emplear en prótesis que transmitan la luz con un grosor mayor a 2,5 mm; por encima de este grosor se deben emplear cementos de fraguado químico. La retirada del exceso de cemento se puede realizar tras el asentamiento de la prótesis o un tiempo de espera después, según lo que indiquen las instrucciones de uso.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

Las prótesis fijas pueden ser de metal, cerámica, ceramometálicas y de resinas compuestas. ¿Cuáles son las diferencias en los tratamientos de estas superficies que se requieren para mejorar la adhesión del material de estas prótesis a los cementos de resina?

Manipulación

Los cementos de resina a menudo se diseñan para una aplicación específica, más que para su uso general. Se formulan para obtener unas características de manipulación que se requieren en ciertas aplicaciones. La preparación de la superficie dentaria es igual para todos ellos, aunque el tratamiento de la superficie protésica varía en función de su composición.

Prótesis metálica

La superficie de adhesión metálica se puede abrasionar mediante el chorreado con partículas de alúmina de 30 a 50 µm a una presión de 0,4 a 0,7 MPa o por grabado electroquímico. Algunos sistemas emplean un agente grabador de metal que contiene un promotor de la adhesión. La formación natural de óxido en la superficie del metal base también contribuye a la adhesión cuando se emplean resinas basadas en MDP o 4-META. Los metales nobles que se emplean en las prótesis ceramometálicas no forman un óxido estable a temperatura ambiente. Sin embargo, para mejorar la adhesión, el clínico puede depositar electroquímicamente una fina capa de estaño (~0,5 µm) sobre el metal noble y después calentarlo a una temperatura determinada para formar un óxido de metal. El revestimiento de sílice se puede emplear para mejorar la adhesión a las aleaciones nobles y de metales base. Los valores de fuerza adhesiva son similares a los que se obtienen mediante el chorreado y el grabado electroquímico.

Brackets de ortodoncia

El éxito de la adhesión de los brackets de ortodoncia depende del adecuado aislamiento, grabado del esmalte y cementado entre el diente y el bracket. La superficie tisular del bracket requiere algún tipo de retención mecánica, como la que presentan las mallas metálicas del bracket metálico. La adhesión de los brackets cerámicos a la resina se consigue mediante el grabado del bracket y/o recubrimiento con un análogo al silano para conectar el relleno inorgánico con la matriz de la resina compuesta. Por otro lado, un bracket de plástico se imprima con un solvente que contenga monómero de metilmetacrilato.

La fuerza de adhesión del cemento de resina a la estructura dentaria parece ser adecuada si se sigue un procedimiento apropiado. El descementado de los brackets de metal a menudo sucede en la interfase cemento/bracket. Para los brackets cerámicos y de plástico, la fractura a menudo ocurre en las aletas de los brackets. También se requiere un adhesivo para el esmalte grabado. En ocasiones resulta problemático retirar los brackets cuando la unión del cemento al bracket y al esmalte grabado es fuerte. Cuando esto ocurre y queremos retirar el bracket del diente, en ocasiones el bracket cerámico frágil se fractura y puede ser necesario retirar el resto mediante desgaste. En ocasiones, también se pueden fracturar fragmentos de esmalte durante la retirada de los brackets cerámicos.

Adhesión de carillas de resina, incrustaciones intra y extracoronarias, coronas y prótesis parciales fijas

Las resinas compuestas se han empleado para la confección de carillas y coronas; no son suficientemente resistentes como para una corona posterior de recubrimiento to-

Material chroniony prawem autorskim

tal, por ello su uso se limita a las coronas provisionales de larga duración. Durante las décadas de 1980-1990, la resistencia al desgaste de las resinas compuestas mejoró mucho así como su resistencia a la fractura. Actualmente, hay varios sistemas disponibles para fabricar incrustaciones intra y extracoronarias, coronas y puentes de resina compuesta. Para el procesamiento de estos materiales se requiere con frecuencia de unas técnicas y un equipo especializados. Dependiendo del cemento que se elija, la superficie de adhesión se puede chorrear para aumentar la rugosidad y/o se puede tratar con un adhesivo específico. Este adhesivo a menudo se basa en el mismo monómero que se emplea para la fabricación de la prótesis. Se debe dejar un tiempo suficiente (p. ej., 30 min) para que éste penetre y difunda dentro del entramado interno de la prótesis.

Adhesión de prótesis cerámicas

Las restauraciones cerámicas pueden ser bastante translúcidas, y pueden requerir ciertos tonos específicos de los agentes cementantes para potenciar su estética. Los cementos de resina son los agentes cementantes de elección para incrustaciones intracoronarias, coronas y puentes cerámicos debido a su capacidad para reducir la fractura en las estructuras cerámicas y al gran rango de tonos que permiten una apariencia estética óptima. Las superficies interiores de las prótesis cerámicas con una fase de vidrio normalmente se graban y se aplica una capa de silano antes de la cementación para obtener una retención óptima.

Para ayudar al clínico a elegir el tono adecuado del cemento, algunos sistemas vienen con materiales de prueba solubles en agua que tienen el mismo tono que los cementos (fig. 16-29). El material se aplica como el cemento, y la prótesis se coloca y se examina in situ para valorar la estética; cuando se ha elegido un tono adecuado, los residuos de esta pasta de prueba se eliminan mediante el lavado con el pulverizador de agua. Este proceso se puede repetir hasta que el clínico ha conseguido una estética satisfactoria. El proceso de cementado se finaliza cuando se aplica un cemento con el mismo tono, después de que el material de prueba se haya limpiado y secado tanto de la preparación como de la prótesis.

CEMENTO DE ÓXIDO DE ZINC-EUGENOL

Estos cementos normalmente se dispensan como un polvo de óxido de zinc y un líquido de eugenol, o a veces en forma de dos pastas. En el momento de su colocación su pH se aproxima a 7, así que es, en potencia, el material dental que tiene menor capacidad irritante.

Fig. 16-29 Geles de prueba.

Material chroniony prawem autorskim

Agente cementante temporal a base de OZE (tipo I)

La resistencia del cemento temporal debe ser lo suficientemente pequeña como para permitir la remoción de la restauración sin trauma a los dientes ni daño a la restauración. Debe sellar suficientemente bien la cavidad para evitar la entrada de fluidos orales, al menos por un corto período de tiempo; de esta forma, se reduce la irritación provocada por la microfiltración. Se cree que la presencia de eugenol libre residual del agente cementante temporal interfiere con el proceso de fraguado de las resinas compuestas; por ello, hay varios tipos de ácidos carboxílicos que pueden reemplazar el eugenol y producir un material semejante al OZE. Estos productos se denominan cementos de óxido de zinc sin eugenol.

Agente cementante definitivo a base de OZE (tipo II)

Los cementos comerciales se han basado durante mucho tiempo en dos sistemas que mejoraban la resistencia mecánica y a la abrasión. Un sistema sustituye en el líquido una parte del eugenol por un ácido ortoetoxibenzoico (EBA), y se añade al polvo alúmina. El otro sistema consiste en un polvo que se fabrica con un 20 a 40% en peso de partículas poliméricas finas y partículas de óxido de zinc que han sido tratadas con ácido carboxílico en su superficie. El líquido que se emplea en este último es el eugenol.

La resistencia a la compresión de estos cementos de OZE mejorados (v. tabla 16-3) es aceptable, pero los valores globales de las resistencias son inferiores a otros cementos. Los cementos a veces presentan dificultad en la manipulación dentro de la cavidad oral. El grosor de la película de estos productos tiene tendencia a ser alto y los excesos de cemento que han fraguado son difíciles de retirar. Por estos motivos, el cemento definitivo de OZE sólo está indicado en aquellas situaciones en las que puede haber problemas de sensibilidad dentaria. Una aplicación excelente de estos agentes cementantes es el cementado de coronas a corto o medio plazo y prótesis parciales fijas provisionales de acrílico. Sin embargo, estos cementos no deben ser empleados para la cementación temporal o final de una prótesis fija debido a que es extremadamente difícil su completa eliminación sin que se afecte la integridad del diente o de la prótesis.

HIDRÓXIDO DE CALCIO

El hidróxido de calcio es el ingrediente principal de los recubrimientos cavitarios. La reformulación de este material ha aumentado su ámbito de aplicación como base de cemento.

Recubrimientos cavitarios

El hidróxido de calcio, empleado como recubrimiento cavitario, está suspendido en un solvente portador y un espesante. Cuando se coloca en el suelo pulpar, el solvente se evapora y deja una fina película de hidróxido de calcio. El recubrimiento no tiene una resistencia mecánica significativa, ni una capacidad de aislamiento térmico, pero puede neutralizar ácidos que migran hacia la pulpa, y en este proceso puede inducir la formación de dentina reparadora.

Bases

Los cementos normalmente vienen preparados como sistemas de dos pastas con relleno de material radiopaco. La reacción de fraguado se produce entre el hidróxido de calcio y el salicilato, formando disalicilato cálcico. También hay disponible una base de un solo componente fotopolimerizable, que se puede emplear como recubrimiento de la cavidad, o como material de recubrimiento pulpar directo.

Material chroniony prawem autorskim

Otro estudio que empleó este procedimiento reveló que los cementos de OZE «permanentes» muestran una degradación más rápida que el fosfato de zinc o el cemento de policarboxilato.

RESUMEN

El fosfato de zinc ha servido durante mucho tiempo como un agente cementante universal. Tiene la ventaja de presentar unas características de manipulación buenas y una longevidad comprobada en la cavidad bucal, sobre todo cuando se emplea en la cementación de restauraciones bien diseñadas y con buen ajuste. Por otro lado, tiene la desventaja de ser irritante pulpar, no es adhesivo a la estructura dentaria y no tiene propiedades anticariogénicas. El cemento de fosfato de zinc no es apropiado cuando la retención mecánica es escasa o cuando la demanda estética es alta.

La principal ventaja de los cementos mejorados de OZE es su biocompatibilidad. Las propiedades físicas y mecánicas, así como las características de manipulación son, por lo general, inferiores a otros cementos permanentes.

Las propiedades de los cementos de policarboxilato son buenas, si las comparamos con los de fosfato de zinc. Las características más sobresalientes son su poca agresividad a la pulpa y la formación de una unión adhesiva a la estructura dental. Las desventajas son su corto tiempo de trabajo y la escasa capacidad de liberación de flúor. Este tiempo de trabajo tan corto limita el uso a cementado de prótesis unitarias o prótesis parciales fijas (puentes) de tres piezas. Estos cementos son cada vez más populares, aunque a menudo se siguen empleando en pacientes que muestran una historia de sensibilidad postoperatoria.

Los cementos de ionómero de vidrio se unen a la estructura dental y liberan flúor. En comparación con los cementos de fosfato de zinc, los CIV muestran una mayor resistencia a la desintegración en la cavidad oral y unas propiedades mecánicas comparables, a excepción de un menor módulo elástico. La desventaja básica de estos cementos es la lentitud en la maduración con la que se alcanzan sus mejores propiedades de resistencia. La translucidez de los CIV los hace útiles para el cementado de prótesis cerámicas. Sin embargo su baja rigidez puede permitir una deformación elástica excesiva de la prótesis cerámica, por lo que puede conducir a la fractura de esta prótesis frágil. Sin embargo, su capacidad de liberación de flúor hace del CIV el material de elección en el reemplazo de restauraciones que han fracasado por caries secundaria, o en pacientes que viven en zonas donde no hay agua potable fluorada.

La duración de los compómeros es inferior a la de las resinas compuestas, por lo cual éstos sólo serán utilizados en zonas de baja tensión.

Los cementos de resina son virtualmente insolubles y tienen una resistencia a la fractura mayor que otros cementos. Debido al empleo de adhesivos, los cementos de resina se unen a la dentina y permiten un anclaje fuerte al esmalte. El principal problema de los cementos de resina modernos se basa en sus deficientes características de manipulación. Es muy importante retirar los excesos de cemento antes de que se produzca el fraguado inicial o bien inmediatamente después de la colocación de la prótesis o del dispositivo ortodóncico. Para asegurar las mejores características hay que seguir las instrucciones del producto. Los cementos de resina se pueden emplear en todos los tipos de cementación, sobre todo en prótesis con baja retención y prótesis cerámicas completas que requieren una estética «perfecta». A pesar de que el módulo elástico de los cementos de resina es inferior al de los cementos de fosfato de zinc, esta deficiencia no parece afectar a la resistencia a la fractura de las prótesis cerámicas cementadas con estos cementos de resina.

Así es evidente que no hay un único tipo de cemento que presente todas las características ideales. Un sistema puede servir mejor que otros en algunos casos, por lo que se hace necesario que el dentista disponga de varios tipos de cementos. Cada situación se debe evaluar dependiendo de los factores ambientales, biológicos y mecánicos. Este capítulo ofrece un esbozo que permite tomar las decisiones clínicas apropiadas en el uso de los cementos que mejor se adaptan a cada caso específico.

Material chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

American Dental Association Council on Scientific Affairs: Products of excellence. J Am Dent Assoc 129(suppl):1, 1998.

Balderamos LP, O'Keefe KL, and Powers JM: Color accuracy of resin cements and try-in paste. Int J Prosthodont 10:111, 1997.

Berekally TL, Makinson OF, and Pietrobon RA: A microscopic examination of bond surfaces in failed electrolytically etched cast metal fixed prostheses. Aust Dent J 38:229, 1993.

Blalock KA, and Powers IM: Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 107:596, 1995.

Costa CAS, Mesas AN, and Hebling J: Pulp response to direct capping with an adhesive system. Am J Dent 13:81, 2000.

Crisp S, Kent BE, Lewis BG et al: Glass ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. J Dent Res 59:1055, 1980.

Davidson CL, and Mjör IA (eds): Advances in Glass Ionomer Cements. Chicago, Quintessence, 1999.

Forsten L: Fluoride release from a glass ionomer cement. Scand J Dent Res 85:503, 1977.

Goldman M: Fracture properties of composite and glass ionomer dental restorative materials. J Biomed Mater Res 19:771, 1985.

Hilton TJ: Cavity sealers, liners, and bases: Current philosophies and indications for use. Oper Dent 21:134, 1996.

Hunt TR (ed): The Next Generation: Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers. Philadelphia, 1994.

Knibbs PJ, and Walls AWG: A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. J Oral Rehabil 16:467, 1989.

McKinney JE, Antonucci JM, and Rupp NW: Wear and microhardness of a silver-sintered glass ionomer cement. J Dent Res 67:831, 1988.

McLean JW: Limitations of posterior composite resins and extending their use with glass ionomer cements. Quintessence Int 18:517, 1987.

Mennemeyer VA, Neuman P, and Powers JM: Bonding of hybrid ionomers and, resin cements to modified orthodontic band materials. Am J Orthod Dentofac Orthop 115:143, 1999.

Mount GJ: An Atlas of Glass Ionomer Cements. London, Martin Dumitz, 1990.

O'Keefe KL, Miller BH, and Powers JM: In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. Int J Prosthodont 13:47, 2000.

Pameijer CH, and Nilner K: Long-term clinical evaluation of three luting materials. Swed Dent J 18:59, 1994.

Phillips RW, Crim G, Swartz ML, and Clark HE: Resistance of calcium hydroxide preparations to solubility in phosphoric acid. J Prosthet Dent 52:358, 1984.

Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, et al: In vivo disintegration of luting agents. J Am Dent Assoc 114:489, 1987.

Powis DR, Folleras T, Merson SA, and Wilson AD: Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. J Dent Res 61:1416, 1982.

Sasanaluckit P, Albustany KR, Doherty PJ, and Williams DF: Biocompatibility of glass ionomer cements. Biomaterials 14:906, 1993.

Sidhu SK, and Watson TF: Resin-modified Glass Ionomer materials—A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 8:59-67, 1994.

Sipahier M, and Ulusu T: Glass-ionomer-cermet cements applied as fissure sealants—II. Clinical evaluation. Quintessence Int 26(1):43-47, 1995.

Smith DC, and Ruse ND: Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. J Am Dent Assoc 112:654, 1986.

Swartz ML, Phillips RW, and Clark HE: Long-term F release from glass ionomer cements. J Dent Res 63:158, 1984.

Ten Cate JW, and Featherstone JD: Mechanistic aspect of the interactions between fluoride and dental enamel. Crit Rev Oral Biol Med, 2:283-296, 1991.

Wefel, JS: Effects of fluoride on caries development and progression using intra-oral models. J Dent Res 69:626-636, 1990.

Welburg RR, McCabe JF, Murray JJ, and Rusby S: Factors affecting the bond strength of composite resin to etched glass ionomer cement. J Dent 16:188, 1988.

Wilson AD, and McLean JW: Glass Ionomer Cements. Chicago, Quintessence, 1988.

Wolff MS, Barretto MT, Gale EN, et al: The effect of the powder-liquid ratio on in vivo solubility of zinc phosphate and polycarboxylate cements. J Dent Res 64:316, 1985.

Material chroniony prawem autorskim

17
Amalgamas dentales

Sally J. Marshall, Grayson W. Marshall Jr. y Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Composición de la aleación
Fabricación del polvo para la aleación
Amalgamación y microestructuras resultantes
Estabilidad dimensional
Resistencia
Escurrimiento
Cualidades clínicas de las restauraciones de amalgama
Factores que afectan al éxito de las restauraciones de amalgama
Proporción mecurio-aleación
Trituración mecánica
Condensación
Tallado y terminación
Significado clínico del cambio dimensional
Efectos colaterales del mercurio
Deterioro marginal
Reparación de las amalgamas

PALABRAS CLAVE

Aleación de amalgama dental: Aleación de plata, cobre, estaño y otros elementos que se formulan y procesan en forma de partículas de polvo o de una pastilla comprimida. También se conoce como *aleación para amalgama dental*.

Aleación para amalgama dental: Véase *aleación de amalgama dental*.

Amalgama: Aleación que contiene mercurio.

Amalgama dental: Aleación de mercurio, plata, cobre y estaño que también puede contener paladio, zinc y otros elementos para mejorar la manipulación y las propiedades clínicas. El término genérico amalgama se emplea como un sinónimo en la profesión dental.

Amalgamación: Proceso en el cual se mezcla mercurio líquido con uno o más metales o aleaciones para formar una amalgama.

Expansión retardada: Expansión gradual de la amalgama con contenido en zinc al cabo de semanas y meses, que se asocia con la formación de gas hidrógeno causado por contaminación de la masa plástica con humedad durante su manipulación en una cavidad.

Fluencia o escurrimiento: Deformación en función del tiempo producida por una fuerza. El proceso de escurrimiento puede originar que una restauración de amalgama sobresalga de la cavidad, lo que aumenta el riesgo de fractura marginal.

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Fractura marginal: Fractura gradual del margen o el perímetro de las restauraciones de amalgama que provoca la formación de fisuras o huecos en la región externa de la interfase amalgama-diente.

Trituración: Proceso de disgregación de un polvo, en particular dentro de un líquido. En odontología, este término se emplea para describir el proceso del mezclado de las partículas de aleación de amalgama con mercurio en un vibrador de amalgama.

PREGUNTA CLAVE

Después de que se ha mezclado con el mercurio, ¿cómo se convierten algunos o todos los componentes originales de las partículas de polvo en elementos estructurales de la amalgama fraguada?

Una **amalgama** es una aleación que contiene mercurio como uno de sus constituyentes. Debido a que el mercurio se encuentra en estado líquido a temperatura ambiente, se puede mezclar con metales sólidos. El proceso de **amalgamación** en la clínica consiste en la liberación de gotitas de mercurio desde el compartimento cerrado de una cápsula a otro compartimento que contiene la aleación en polvo que, juntos, serán mezclados en un vibrador de amalgama. El proceso de amalgamación continúa mientras se condensa mediante presión firme la masa plástica contra las paredes de la preparación o contra la matriz que las puede sustituir. La reacción continúa durante el período de manipulación dentro de la boca y disminuye al cabo de pocos minutos, tiempo en el cual la **amalgama dental** aumenta su resistencia y dureza. A pesar de que la reacción puede mantenerse durante varios días, la amalgama dental será lo suficientemente fuerte como para resistir fuerzas de masticación moderadas al cabo de la primera hora.

La reacción general está descrita de la siguiente manera:

$$\text{Aleación de partículas para amalgama} + \text{mercurio} \rightarrow \text{amalgama dental} + \text{partículas de aleación en polvo sin reaccionar} \quad (1)$$

COMPOSICIÓN DE LA ALEACIÓN

La especificación n.º 1 de la American National Standards Institute (ANSI)/American Dental Association (ADA) exige que las aleaciones para amalgama estén formadas fundamentalmente por plata y estaño. Se admiten cantidades no especificadas de otros elementos (p. ej., cobre, zinc, oro y mercurio) en concentraciones menores al contenido de plata o estaño. Las aleaciones que contienen una concentración mayor del 0,01% de zinc deben denominarse *aleaciones con contenido de zinc* para amalgama dental. Las que lo incluyen en cantidad igual o menor al 0,01% reciben el nombre de *aleaciones sin contenido en zinc*. No hay ninguna especificación concreta para las aleaciones con un contenido alto o bajo de cobre.

En la actualidad es poco frecuente emplear las aleaciones de plata-estaño (con bajo contenido en cobre) propuestas por G. V. Black en las restauraciones de amalgama. Sin embargo, la mezcla de plata y estaño es todavía importante para la amalgama, ya que el polvo de la aleación plata-estaño constituye la parte principal de los polvos de muchas aleaciones con alto contenido en cobre. En consecuencia, es importante comprender las características de las aleaciones con bajo y alto contenido en cobre.

Antes de que las aleaciones se combinen con el mercurio, estos polvos se conocen como **aleaciones de amalgama dental** o **aleaciones para amalgama dental.** Históricamente las aleaciones de amalgama contienen al menos el 65% en peso de plata, el 29% en peso de estaño y menos del 6% en peso de cobre, una proporción muy pa-

Materiał chroniony prawem autorskim

recida a la recomendada por G. V. Black en 1896. En la década de 1970, se desarrollaron nuevas aleaciones de amalgama que contenían entre el 6 y el 30% en peso de cobre. Muchas de estas aleaciones dan lugar a amalgamas (amalgamas ricas en cobre) superiores en muchos aspectos a las amalgamas tradicionales (de bajo contenido en cobre).

Para que se produzcan las amalgamas dentales, el mercurio se mezcla con el polvo de la aleación de amalgama. El polvo se puede generar mediante la trituración o el cortado a torno de un lingote colado de la aleación de amalgama. Las partículas del polvo cortadas a torno tienen formas irregulares, tal y como se muestra en la figura 17-1. De forma alternativa, se puede producir polvo mediante la atomización de la aleación líquida, provocando partículas esféricas. Tal y como se observa en la figura 17-2, no son realmente esféricas sino que a veces tienen una forma oblonga, dependiendo de la técnica de atomizado y de solidificación. La aleación también puede ser una mezcla de partículas cortadas a torno y esféricas.

El polvo también se puede suministrar a modo de comprimido. En este caso las partículas finas son sometidas a una presión suficiente para que se forme una «piel» alrededor del comprimido superficial y, a la vez, se consiga una ligera cohesión en el interior. La cohesión no debe ser tan grande que no permita que las partículas se puedan separar cuando son amalgamadas.

La aleación de amalgama es mezclada con el mercurio por el dentista o el auxiliar. En odontología, el proceso de mezclado se conoce técnicamente como **trituración.** El producto de la trituración es una masa plástica similar a la que se produce cuando se funden aleaciones a una temperatura intermedia entre el estado sólido y el líquido. Esta masa plástica se aplica con unos instrumentos especiales en la preparación cavitaria en un proceso denominado *condensación*. En este capítulo se describirá más adelante la técnica completa.

Durante la trituración de cualquier aleación de polvo con mercurio, el mercurio disuelve la superficie de las partículas de aleación y se generan fases nuevas. Estas fases tienen un punto de fusión muy por encima de las temperaturas que pueden darse en el interior de la boca. La transformación de la mezcla mercurio-polvo en una masa plástica compuesta se continúa con el fraguado y endurecido del amalgama a medida que el mercurio líquido se consume en la formación de fases sólidas nuevas.

Fig. 17-1 Partículas de aleación de amalgama convencional cortada a torno. (×100.)

Material chroniony prawem autorskim

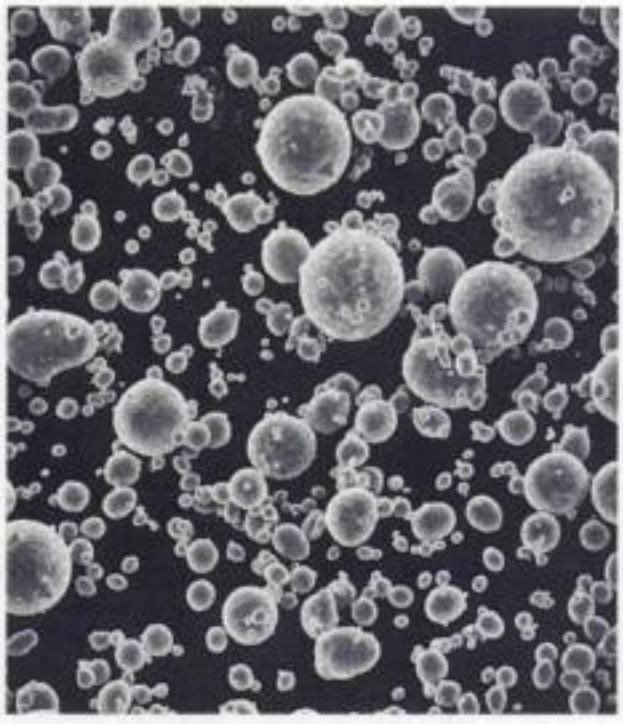


Fig. 17-2 Partículas de aleación de amalgama esférica. (×500.)

El éxito clínico de una restauración de amalgama radica en la atención meticulosa a los detalles. Cada paso de la manipulación, desde que se prepara la cavidad hasta que se pule la restauración, puede alterar las propiedades físicas y químicas de la amalgama, lo que puede significar el éxito o fracaso de la restauración. La violación de los principios fundamentales de las preparaciones cavitarias favorece de manera sustancial la posibilidad de fracaso. Estas cuestiones se tratan en los libros de texto de operatoria dental. Los siguientes análisis se refieren a los fracasos vinculados con la aleación misma y el proceso de manipulación.

En cierto modo, el dentista o el auxiliar fabrican la amalgama dental. Compran los dos componentes, el mercurio y la aleación, los combinan y realizan la restauración. La forma en que se lleve esta secuencia determina las propiedades y eficacia clínica de la amalgama.

Es posible dividir en dos grupos los elementos que rigen la calidad de una restauración dental de amalgama: aquellos que el odontólogo puede dominar y los que están controlados por el fabricante. Los factores regulados por el dentista son: 1) la selección de la aleación, 2) la proporción entre el mercurio y la aleación, 3) el proceso de triturado, 4) la técnica de condensación, 5) la integridad marginal, 6) las características anatómicas y 7) el acabado final. Debido a que muchas aleaciones de amalgama están encapsuladas por el fabricante, la elección de una determinada aleación pre-encapsulada condiciona la relación mercurio-aleación.

El fabricante controla: 1) la composición de la aleación, 2) el tratamiento térmico de la misma, 3) el tamaño, la forma y el método para producir las partículas de la aleación, 4) el tratamiento superficial de éstas y 5) la forma en que se dispensan estas aleaciones.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué el zinc es un aditivo beneficioso para la amalgama dental y también es un componente que puede provocar molestias postoperatorias para el paciente?

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 17-1 **Símbolos y estequiometría de las fases implicadas en el fraguado de la amalgama dental**

Fases en las aleaciones de amalgama y en las amalgamas dentales fraguadas*	Fórmula estequiométrica
γ	Ag_3Sn
γ_1	Ag_2Hg_3
γ_2	$Sn_{7-8}Hg$
ε	Cu_3Sn
η	Cu_6Sn_5
Eutéctico plata-cobre	Ag-Cu

*Los caracteres griegos se leen como sigue: γ (gamma); ε (épsilon); η (eta).

Fases metalúrgicas en las amalgamas dentales

Las reacciones de fraguado de las aleaciones con el mercurio se describen a través de las fases metalúrgicas que intervienen. Estas fases se nombran como letras griegas que se corresponden con los símbolos hallados en el diagrama de fase (constitución) de cada sistema de aleación. Las letras griegas y la información de estequiometría para estas fases se pueden ver en la tabla 17-1, lo que puede facilitar al lector la comprensión de las siguientes secciones.

Sistema plata-estaño

En la figura 17-3 se muestra un diagrama de la fase de equilibrio del sistema de aleación plata y estaño. Como la plata y el estaño forman la parte principal de las aleaciones para amalgama, las relaciones de fase representadas en el diagrama se encuentran en muchas aleaciones para amalgama.

En el diagrama de la figura 17-3 se puede observar cómo las aleaciones con poco cobre presentan un límite reducido de composiciones dentro de las áreas $\beta+\gamma$ y γ. Las líneas ABCDE limitan dichas regiones; en el punto C se ubica el compuesto intermetálico Ag_3Sn, o fase γ, que se forma por reacción peritéctica (v. cap. 6) a partir del líquido más el área β superior. La fase β más rica en plata es semejante desde el punto de vista cristalográfico con la fase γ.

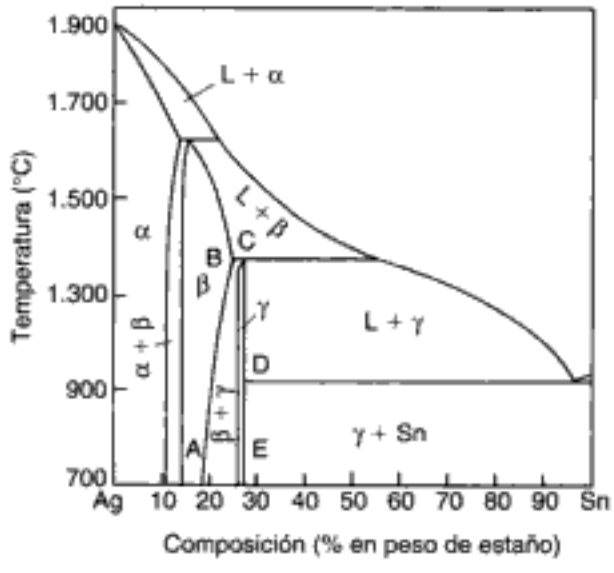


Fig. 17-3 Diagrama de fases de equilibrio de un sistema plata-estaño.

Material chroniony prawem autorskim

Efecto de las fases Ag-Sn en las propiedades de la amalgama

En el ámbito de las composiciones alrededor de la fase γ, los incrementos o disminuciones de plata afectan a la magnitud de las fases β y γ, así como a las propiedades de la amalgama. Casi todas las aleaciones disponibles en el mercado se ubican en el ámbito limitado de composición desde B a C, y no se encuentran con exactitud en la composición peritéctica (punto C). Por ser el efecto de estas fases un tanto evidente, el control de éste es esencial si se quiere producir una aleación con calidad uniforme.

Si la concentración de estaño supera el 26,8% en peso, se forma una mezcla de fase γ y otra de fase rica en estaño. La presencia de la fase de estaño incrementa la magnitud de la fase estaño-mercurio que se produce cuando se mezcla la aleación. La fase estaño-mercurio carece de resistencia a la corrosión y es el componente más débil de la amalgama dental. Sin embargo, la amalgama de aleaciones ricas en estaño exhibe una expansión menor que las aleaciones ricas en plata.

Las aleaciones de plata y estaño son quebradizas y difíciles de triturar de manera uniforme, a menos que se sustituya una pequeña cantidad de plata por cobre. Esta sustitución atómica se limita al 4 o 5% en peso, por encima de esta cantidad se formará Cu_3Sn. Debido a la baja solubilidad del cobre, a mayor contenido de éste la aleación de plata y estaño será más dura y resistente.

El uso de zinc en la aleación de amalgama es un motivo de controversia. Dicho elemento rara vez se presenta en una aleación en cantidades mayores al 1% en peso. Las aleaciones sin zinc son más quebradizas y la amalgama resultante es menos plástica durante la fase de condensación y modelado. La función principal del zinc en las aleaciones de amalgama es actuar como antioxidante. Actúa como limpiador durante la fase de fusión, ya que se une con oxígeno y evita así la formación de óxidos. El zinc surte ciertos beneficios en relación con la corrosión temprana y la integridad marginal, tal y como se muestra en los estudios clínicos. Desafortunadamente, el zinc, incluso en cantidades pequeñas, produce una expansión anormal de la amalgama a lo largo del tiempo como consecuencia de la incorporación de agua durante la condensación de la misma, situación que se estudia más adelante en este capítulo.

La especificación de la ANSI/ADA para las aleaciones de amalgama permite la presencia de mercurio en el polvo de la aleación. En Europa, se venden algunas mezclas preamalgamadas, pero en Estados Unidos apenas se han comercializado. Se pueden incluir otros elementos en la aleación de amalgama, si los datos clínicos y biológicos indican que el compuesto es seguro para su empleo intraoral. En ciertos productos comerciales se incluyen cantidades pequeñas de indio y paladio.

FABRICACIÓN DEL POLVO PARA LA ALEACIÓN

Polvo para aleación cortado en torno

Para elaborarlo se coloca un lingote templado de aleación en una máquina de fresado o en un torno y se sitúa dentro de una herramienta de corte o perforación. Los fragmentos extraídos a menudo se parecen a agujas, por lo que se puede reducir aún más el tamaño de estas limaduras mediante un molino de bolas.

Templado para la homogeneización

Debido al súbito enfriamiento desde el estado fundido, el lingote de aleación de plata y estaño presenta una estructura nucleada donde hay granos no homogéneos en cuanto a su composición. Para reestablecer la relación de la fase de equilibrio se efectúa un tratamiento térmico de homogeneización (v. cap. 6). El lingote se coloca en un horno y se calienta hasta una temperatura inferior al del estado sólido pero durante un tiempo suficiente para permitir la difusión de sus átomos y que las fases se vuelvan a su equilibrio. El tiempo del tratamiento térmico varía con la temperatura utilizada y el tamaño del lingote, pero no es infrecuente emplear períodos de 24 horas a la temperatura seleccionada.

Materiał chroniony prawem autorskim

Al finalizar el ciclo de calentamiento, el lingote vuelve a la temperatura ambiente para continuar los siguientes pasos de fabricación. La manera como se enfría el lingote afecta a la proporción de las fases presentes en él tras su enfriamiento. Si el lingote se retira con rapidez del horno usado para el calentamiento térmico y luego se enfría rápidamente, la distribución de las fases permanece inalterada. Por otra parte, si se permite que el lingote se enfríe con mucha lentitud, la proporción de las fases continúa ajustándose hasta la proporción de equilibrio a temperatura ambiente. Por ejemplo, en una aleación de plata y estaño, el enfriamiento rápido del lingote produce la máxima cantidad de fase β, en tanto que el enfriamiento lento causa la formación de la máxima cantidad de la fase γ.

Tratamiento de las partículas

Una vez que el lingote de aleación se reduce hasta pequeños fragmentos cortados, muchos fabricantes efectúan algún tipo de tratamiento superficial a las partículas. Si bien existen tratamientos específicos patentados, el tratamiento de las partículas de aleación con ácido es una práctica tradicional de fabricación desde hace muchos años. No hay una certeza clara de la función exacta de dicho tratamiento; sin embargo, es probable que se relacione con la disolución preferente de elementos específicos de la aleación. Las amalgamas que se producen con polvos tratados con ácidos tienden a ser más reactivas que las producidas con polvos sin tratar.

Es preciso aliviar las microtensiones incluidas en las partículas durante el corte y paso por el molino de bolas para que no se liberen lentamente con el tiempo para provocar un cambio en la aleación, especialmente en la velocidad de amalgamación y la alteración dimensional que ocurre durante el endurecimiento. El proceso para aliviar tensiones comprende un ciclo de templado a una temperatura moderada, normalmente durante varias horas, aproximadamente a 100 °C. Por lo general, la aleación será estable respecto a su reactividad y propiedades cuando se almacene por un tiempo indefinido.

Polvo atomizado

Se produce cuando se funden juntos los elementos deseados; el metal líquido se atomiza en pequeñas gotas esféricas. Si las gotitas solidifican antes de chocar contra una superficie mantendrán su forma esférica. Es por ello por lo que los polvos atomizados se denominan con frecuencia *esféricos*. Al igual que los polvos obtenidos mediante corte en torno, los esféricos reciben un tratamiento térmico que hace más ásperos los granos y disminuye la velocidad con la que tales partículas reaccionan con el mercurio. Al igual que con las aleaciones producidas por corte en torno, los esféricos a menudo se lavan con ácido.

Tamaño de la partícula

El fabricante controla la dimensión máxima de las partículas así como la distribución de los tamaños. El tamaño medio de las partículas de los polvos actuales se ubica entre 15 y 35 μm. La distribución de los tamaños alrededor del valor promedio ejerce una de las influencias más importantes en las propiedades de la amalgama. Por ejemplo, las partículas muy pequeñas (menores de 3 μm) aumentan de manera notable el área de superficie por unidad de volumen de polvo. Un polvo que contenga partículas minúsculas requerirá de mayor cantidad de mercurio para formar una amalgama aceptable.

Al producir aleaciones mediante corte en torno, se debe controlar con exactitud la velocidad de corte a fin de mantener una distribución homogénea de los tamaños, así como el tamaño promedio deseado de las partículas. De igual manera, los parámetros del proceso de atomización se controlan para obtener los tamaños deseados de las partículas de aleaciones esféricas. Las partículas se clasifican por tamaño; y una vez clasificadas se vuelven a mezclar para producir un polvo con distribución óptima del tamaño.

Material chroniony prawem autorskim

La tendencia actual en la técnica de la amalgama favorece el empleo de partículas de tamaño pequeño que producen un endurecimiento más rápido de la amalgama así como una mayor resistencia inicial.

Tal y como se discutirá más adelante, las partículas de la aleación original rodeadas por productos de reacción constituyen el cuerpo de la restauración terminada. La distribución del tamaño de las partículas puede afectar la morfología de la superficie terminada. Cuando la amalgama endurece parcialmente, se talla la anatomía dentaria con instrumentos afilados. Durante el tallado, se desprenden de la matriz las partículas más grandes generando una superficie rugosa. Esta superficie es más susceptible a la corrosión que una superficie lisa.

Comparación entre la aleación esférica atomizada y la aleación torneada

Las amalgamas que se fabrican con polvo cortado en torno, o bien cuando hay mezcla de polvo torneado y polvo esférico, tienden a tener una mayor resistencia a la condensación que las amalgamas elaboradas por completo con polvo esférico. Debido a que las amalgamas de polvo esférico son muy plásticas, el clínico no puede confiar en la presión de la condensación para asegurar un contorno proximal. Es imprescindible el empleo de una matriz con cuña y conformada para evitar contornos proximales planos, contactos inapropiados y márgenes cervicales sobreobturados. Así pues, una técnica correcta exige el empleo de una matriz, a pesar de la resistencia de la amalgama a la condensación.

Las aleaciones esféricas requieren menos mercurio que las aleaciones tradicionales torneadas, ya que las partículas esféricas tienen menor área superficial por volumen que las otras partículas. Por lo general, las amalgamas de menor contenido en mercurio tienen mejores propiedades.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es el mecanismo que hace que la adición de cobre en cantidad del 6% en peso o mayor evite la formación de la indeseable fase γ_2?

AMALGAMACIÓN Y MICROESTRUCTURAS RESULTANTES

Aleación con bajo contenido en cobre

La amalgamación ocurre cuando el mercurio contacta con la superficie de las partículas de la aleación de plata y estaño. Cuando se realiza la trituración del polvo, la plata y el estaño presentes en el exterior de las partículas se disuelven en el mercurio. Al mismo tiempo, el mercurio se difunde dentro de las partículas de la aleación. El mercurio tiene una solubilidad limitada para la plata (0,035% en peso) y el estaño (0,6% en peso).

Cuando se excede dicha solubilidad, los cristales de los dos compuestos binarios metálicos se precipitan en el mercurio. Éstos son la fase de cristalización cúbica centrada Ag_2Hg_3 (γ_1) y la fase de cristalización hexagonal $Sn_{7\text{-}8}Hg$ (γ_2). Debido a que la solubilidad de la plata en el mercurio es mucho menor que la del estaño, primero se precipita la fase γ_1 y luego la fase γ_2.

Inmediatamente después de la trituración, el polvo de la aleación coexiste con el mercurio líquido y confiere a la mezcla una consistencia plástica. Los cristales γ_1 y γ_2 crecen a medida que el mercurio restante disuelve las partículas de la aleación. Tan pronto como el mercurio desaparece por completo la amalgama endurece. A medida que las partículas quedan cubiertas con los cristales recién formados, en su mayor parte γ_1 (Ag_2Hg_3), la velocidad de la reacción decrece. La aleación se mezcla por lo general con mercurio en una proporción próxima al 1:1. Esto no representa la suficiente cantidad de mercurio como para que éste consuma totalmente las partículas de aleación originales, por lo que la amalgama cristalizada incluye partículas sin consumir. Las partículas de

Material chroniony prawem autorskim

la aleación (ahora más pequeñas, ya que parte de su superficie se disolvió en el mercurio) están rodeadas y unidas entre sí por cristales sólidos γ_1 y γ_2.

Por ello, una amalgama típica con bajo contenido en cobre es un compuesto en el que hay partículas no consumidas entre las fases γ_1 y γ_2. En la figura 17-4 se presenta de forma esquemática la secuencia de la amalgamación de la aleación de plata y estaño.

La microfotografía de la figura 17-5 muestra las imágenes de una amalgama típica con aleación torneada y con bajo contenido en cobre. Sus características incluyen las partículas de aleación remanentes en fases β y γ Ag-Sn (zonas oscuras grises de mayor tamaño denominadas P), partículas ε de Cu_3Sn (área negra denominada E), fase γ_1 (Ag_2Hg_3) (denominada G1), granos en fase γ_2 ($Sn_{7-8}Hg$) (denominadas G2) y huecos vacíos (zona derecha e izquierda del centro denominada V). Estos huecos siempre se forman durante el crecimiento de los cristales γ_1 y γ_2, cuando se condensa la amalgama mediante las técnicas habituales. Se puede definir la reacción según las fases que se forman durante la amalgamación de la siguiente manera:

$$\text{PARTÍCULAS DE ALEACIÓN } (\beta + \gamma) + \text{Hg} \rightarrow \gamma_1 + \gamma_2 + \text{PARTÍCULAS DE ALEACIÓN NO CONSUMIDAS } (\beta + \gamma) \quad (2)$$

Las propiedades físicas de la amalgama endurecida dependen de los porcentajes relativos de cada una de sus fases microestructurales. A medida que se mantienen más partículas Ag-Sn sin consumir, más dura será la estructura final y por tanto más resistencia

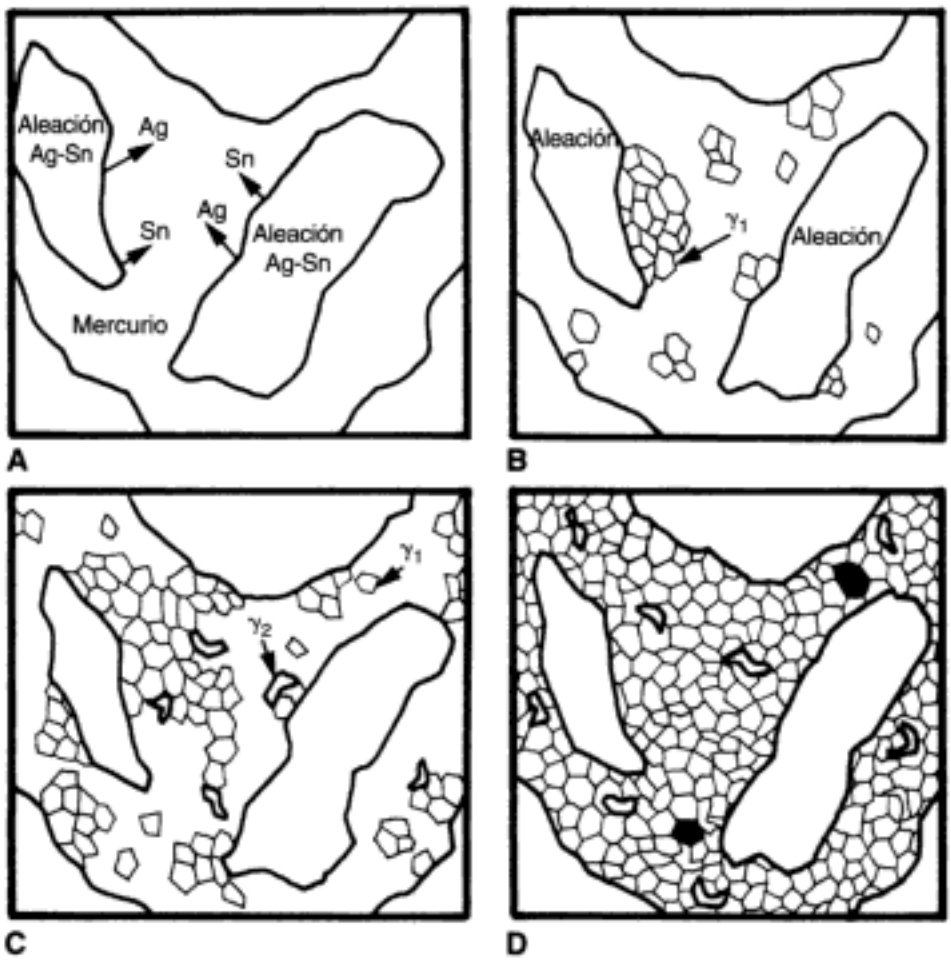


Fig. 17-4 Estos esquemas ilustran la secuencia del desarrollo de la microestructura de la amalgama cuando las partículas de aleación cortadas a torno de una amalgama con bajo contenido en cobre se mezclan con mercurio. **A,** Disolución de plata y estaño dentro del mercurio. **B,** Precipitación de cristales γ_1 en el mercurio. **C,** Consumo del mercurio restante mediante el crecimiento de las fases γ_1 y γ_2. **D,** Amalgama final endurecida. (Por cortesía de T. Okabe, R. Mitchell y C. W. Fairhust.)

Material chroniony prawem autorskim

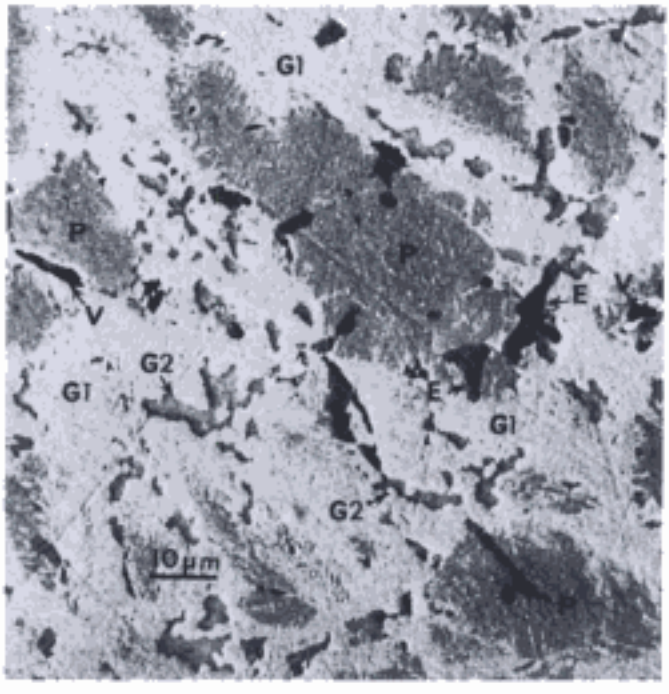


Fig. 17-5 Microfotografía al microscopio electrónico de barrido en una amalgama de plata-estaño con bajo contenido en cobre (×1000). (Por cortesía de T. Okabe y M. B.Butts.)

tendrá la amalgama. El componente más débil es la fase γ_2. Su dureza es el 10% de la fase γ_1 mientras que la dureza de la fase γ es ligeramente mayor que la γ_1.

La fase γ_2 es la menos estable en un ambiente corrosivo y puede ser sensible a estos ataques sobre todo en los «surcos» de las restauraciones. En general, las fases γ (Ag_3Sn) y γ_1 pura (Ag_2Hg_3) son estables en el medio bucal. Sin embargo, la fase γ_1 de la amalgama incluye pequeñas cantidades de estaño que se pueden perder en un ambiente corrosivo.

La interfase entre la fase γ_1 y la matriz γ es muy importante. La proporción elevada de fase γ sin consumir no refuerza la amalgama a menos que las partículas estén unidas a la matriz.

PREGUNTA CLAVE

En comparación con las amalgamas de aleación mixta rica en cobre, ¿cuáles son los beneficios y los riesgos que se asocian con las amalgamas de composición única, rica en cobre, de partículas esféricas?

Aleaciones con alto contenido en cobre

En comparación con las amalgamas tradicionales con bajo contenido en cobre, son los materiales de elección debido a sus mejores propiedades mecánicas, sus características de corrosión, la mayor integridad marginal y el mejor resultado clínico mostrado en los estudios clínicos. Hay disponibles dos tipos diferentes de polvos de aleación ricos en cobre. El primero es un polvo de aleación mixta y el segundo es una aleación de composición única. Ambos contienen más del 6% en peso de cobre.

Aleaciones mezcladas

En 1963, Innes y Youdelis agregaron partículas esféricas de aleación eutéctica de plata y cobre (71,9% en peso de Ag y 28,1% en peso de Cu) a las partículas de aleación para amalgama cortada en torno y con bajo contenido en cobre. Fue el primer cambio im-

Material chroniony prawem autorskim

portante en la composición de una aleación para amalgama dental desde la formulación de Black a finales del siglo XIX. Estas aleaciones se llaman a menudo *aleaciones mixtas* debido a que el polvo final de la mezcla es una combinación de, por lo menos, dos clases de partículas. En la figura 17-6 se muestra el polvo mixto, con partículas de aleación bajas en cobre y cortadas en torno, así como otras partículas esféricas de aleación plata-cobre. La amalgama producida con estos polvos es más resistente que la elaborada con polvo con bajo contenido en cobre y cortado a torno, debido al aumento de las partículas residuales de aleación y a la consiguiente reducción de la matriz, en vez de ser explicado por el mecanismo originalmente sugerido de *reforzamiento por dispersión*. Se sabe que los materiales compuestos (los que constan de una matriz y un relleno) se refuerzan con la incorporación de rellenos fuertes (v. cap. 15). Las partículas de plata y cobre así como las de Ag-Sn funcionan probablemente como rellenos de refuerzo para la matriz de la amalgama.

Diversas investigaciones clásicas han demostrado que las restauraciones elaboradas con este prototipo de amalgama mixta eran superiores en términos clínicos a las restauraciones de amalgama con bajo contenido en cobre, cuando se evaluó su resistencia al **deterioro marginal.** Más adelante se analizan las características atribuidas para que la aleación presente un mejor rendimiento clínico.

Los polvos de aleación mixta contienen, por lo menos, del 30 al 55% en peso de polvo esférico rico en cobre. El contenido total de cobre en las aleaciones mixtas varía del 9 al 20% en peso. Las fases presentes en las amalgamas con partículas ricas en cobre varían dependiendo de su composición. En las aleaciones de plata y cobre se pueden presentar dos fases, una rica en plata y otra abundante en cobre, con estructuras cristalinas puras de plata y cobre, respectivamente. Cada fase contiene una pequeña cantidad del otro elemento. En el polvo atomizado (que se enfría con rapidez), la combinación eutéctica de dos fases constituye laminillas muy delgadas. Las composiciones en cualquier lado del eutéctico dan lugar a granos relativamente grandes de fase rica en cobre u otra abundante en plata entre la mezcla eutéctica (v. cap. 6).

Cuando el mercurio reacciona con un polvo mezclado, la plata de las partículas de la aleación plata-cobre se disuelve en el mercurio, lo que ocurre también con el estaño y la plata de las partículas de aleación plata-estaño. El estaño en disolución se difunde ha-

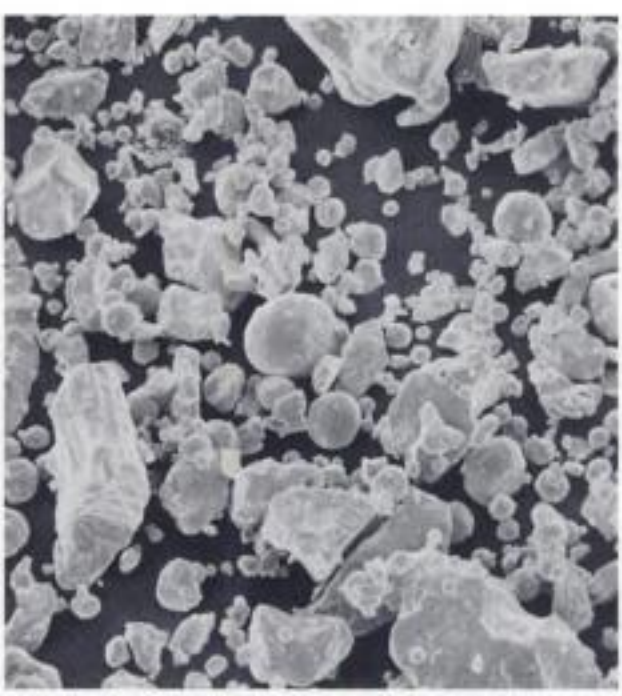


Fig. 17-6 Polvo típico de una aleación mixta de alto contenido en cobre que muestra las partículas de plata-estaño cortadas a torno y las esferas de plata-cobre. (×500.)

Material chroniony prawem autorskim

polvos posee la misma composición química. Por ello son llamadas *aleaciones de composición única*. Los elementos de la composición más importantes son la plata, el cobre y el estaño. La primera aleación de este tipo tenía un 60% en peso de plata, un 27% en peso de estaño y un 13% en peso de cobre. El contenido de cobre en diversas aleaciones de composición única varía desde 13 al 30% en peso de cobre. Además, como se mencionó anteriormente, también se encuentran cantidades pequeñas de indio o paladio en algunas de las aleaciones de composición única comercializadas en la actualidad.

Las fases que se identifican en cada partícula de aleación de composición única incluyen la fase β (Ag-Sn), fase γ (Ag_3Sn) y fase ε (Cu_3Sn). Algunas aleaciones también pueden contener la fase η (Cu_6Sn_5). Las partículas atomizadas tienen microestructuras dendríticas formadas por laminillas delgadas.

Cuando se trituran con mercurio, la plata y el estaño de la fase Ag-Sn se disuelven, no así el cobre, que apenas lo hace. Los cristales γ_1 crecen y forman una matriz que unifica las partículas de aleación parcialmente disueltas. Los cristales η aparecen como redes de cristales prismáticos en la superficie de las partículas de aleación, así como dispersos en la matriz. Son mucho más grandes que los cristales η identificados en las capas de reacción de alrededor de las partículas Ag-Cu en las amalgamas mixtas.

La figura 17-8 presenta la microestructura de una amalgama de composición única típica. La estructura incluye las partículas de aleación sin consumir identificadas como P, los granos γ_1, (G1) y los cristales η (H).

La figura 17-9, *A*, de una microfotografía al microscopio electrónico de barrido, muestra la composición de una amalgama rica en cobre de composición única que se fracturó pocos minutos después de condensarla, cuando todavía se estaba produciendo la reacción de amalgamación. En la superficie se observan dos clases de cristales: unos poliédricos *(flecha A)* entre las partículas de aleación sin consumir, y redes de cristales columnares η, *(flecha B)*, que cubren las partículas de aleación no consumidas.

En la figura 17-9, *B*, se muestran detalles de las zonas marcadas de la figura 17-9, *A*. Aparte de una red de cristales η *(flecha B)* formados sobre una partícula sin consumir, se observan prismas η *(flecha C)* incluidos en un cristal γ_1 *(flecha A)*. Los cristales η intercalados entre las partículas de aleación sin consumir refuerzan la unión entre las partículas de aleación

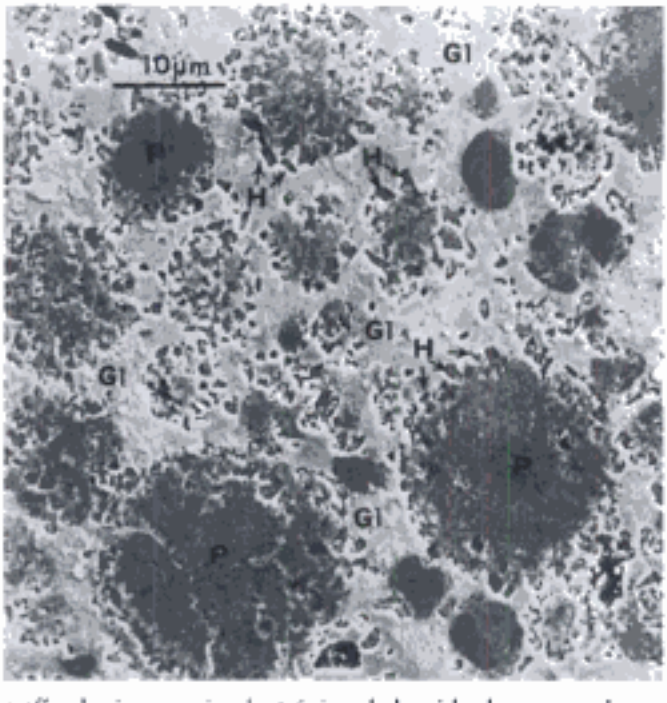


Fig. 17-8 Microfotografía al microscopio electrónico de barrido de una amalgama de composición única con alto contenido en cobre. Se ha empleado una técnica de desgaste para revelar la estructura. (×560.) (Por cortesía de M. B. Butts, T. Okabe y C. W. Fairhust.)

Materiał chroniony prawem autorskim

ca y la caries secundaria. Una expansión excesiva puede provocar presión en la pulpa y sensibilidad postoperatoria. Una restauración también experimenta protrusión a consecuencia de la expansión exagerada.

El cambio dimensional de la amalgama depende de la magnitud de compresión durante el fraguado y de cuándo comienza la medición del mismo. La especificación n.º 1 de la ANSI/ADA exige que la amalgama no se debe contraer ni expandir en más de 20 µm/cm, medido a 37 °C entre los 5 minutos y 24 horas después del comienzo de la trituración, con un dispositivo de medición con precisión mínima de 0,5 µm. El tamaño de la muestra es, en esencia, el equivalente al volumen empleado en las grandes restauraciones de amalgama.

Teoría del cambio dimensional

La mayoría de las amalgamas modernas muestra una contracción neta cuando se trituran con un vibrador de amalgama mecánico y se evalúan mediante el procedimiento de la ADA. La representación inicial clásica del cambio dimensional se caracteriza porque la muestra sufre contracción durante casi 20 minutos después del comienzo de la trituración, y luego comienza a expandirse. Sin embargo, el comportamiento de las amalgamas modernas no es tan simple, como puede observarse en la figura 17-10.

Cuando se mezclan la aleación y el mercurio, la contracción se produce a medida que se disuelven las partículas (y por tanto se hacen más pequeñas) y la fase γ_1 crece. Los cálculos indican que el volumen final de γ_1 es menor que la suma de los volúmenes iniciales de plata disuelta y mercurio líquido que conforman γ_1. En consecuencia, la contracción persiste mientras continúa el crecimiento de la fase γ_1. Tan pronto como los cristales γ_1 crecen, chocan unos contra otros. Si las circunstancias son propicias, el contacto de γ_1 genera una presión hacia afuera que tiende a contrarrestar la contracción.

Si hay suficiente mercurio líquido presente para producir una matriz plástica, la expansión se producirá cuando los cristales γ_1 choquen entre sí. Después de que se forma una matriz γ_1 rígida, el crecimiento de los cristales γ_1 no puede forzar la expansión de la matriz. Al contrario, los cristales γ_1 crecerán hacia los intersticios donde se mantiene el mercurio, hasta que lo consuman y completen una reacción continua.

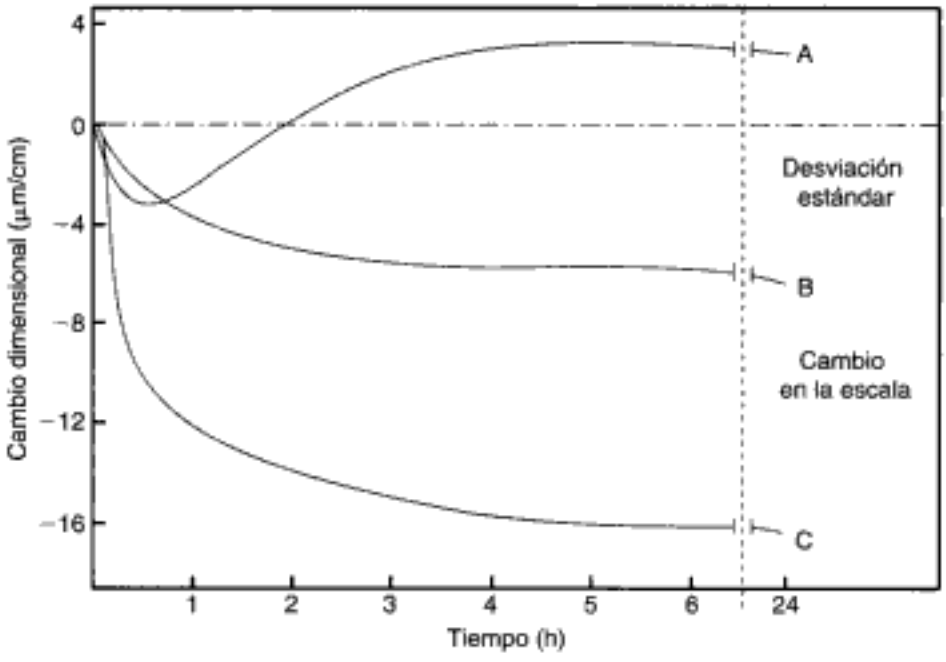


Fig. 17-10 Curvas del cambio dimensional de tres aleaciones de amalgama. **A,** Amalgama mixta con alto contenido en cobre. **B,** Amalgama de composición única de alto contenido en cobre. **C,** Amalgama cortada a torno con bajo contenido en cobre.

Material chroniony prawem autorskim

De acuerdo con este modelo, si hay suficiente mercurio en la mezcla cuando la medición del cambio dimensional comienza, entonces es cuando se puede observar la expansión. De otro modo, sólo habrá contracción. Así pues, la manipulación que genere menos mercurio en la mezcla, así como una proporción menor entre el mercurio y la aleación, o unas presiones mayores de condensación, favorecen la contracción. La presión más alta de condensación expulsa el mercurio de la amalgama y provoca una menor proporción mercurio-aleación, lo cual significa una mayor contracción. También los procedimientos de manipulación que favorece la cristalización y el consumo de mercurio, un período más prolongado de trituración y el uso de aleaciones con partículas de tamaño menor, favorecen la contracción. El volumen más pequeño de las partículas acelera el consumo de mercurio ya que las partículas pequeñas presentan una superficie mayor por unidad de masa que las aleaciones de partículas más grandes. Dado que se disuelve una superficie mayor, la plata penetra más rápido en la solución, la fase γ_1 crece con mayor velocidad y el consumo de mercurio se acelera.

Las mediciones del cambio dimensional de muchas amalgamas modernas revelan una contracción neta, en tanto que las medidas previas señalaban invariablemente que había expansión. He aquí dos razones que explican la diferencia: las amalgamas más antiguas contenían partículas más grandes de aleación y se mezclaban en proporciones superiores de mercurio y aleación que las de los productos modernos. De igual modo, se empleaba la trituración manual con el fin de preparar las muestras. En la actualidad, se utilizan vibradores de amalgama mecánicos de alta velocidad. El cambio al método moderno da lugar a un incremento importante en el período de trituración, lo que causa contracción de las muestras preparadas mediante estas técnicas.

Efecto de la contaminación con humedad

Todas las observaciones presentadas hasta este punto se refieren al cambio dimensional durante las primeras 24 horas. Algunas amalgamas mezcladas siguen expandiéndose al cabo de los 2 años. Esta expansión se vincula con la desaparición de parte o de toda la fase γ_2 en las amalgamas ricas en cobre, u otras transformaciones del estado sólido que siguen ocurriendo durante períodos prolongados. No obstante, si se manipulan de forma adecuada, casi todas las amalgamas muestran un reducido cambio dimensional después de 24 horas.

Sin embargo, cuando una amalgama que contiene zinc y es de bajo o alto contenido en cobre, se contamina con humedad durante su trituración o condensación, puede producirse mucha expansión, tal y como se observa en la figura 17-11. Por lo general, esta expansión comienza después de 3 o 5 días y continúa a lo largo de meses, alcanzando valores superiores a 400 µm (4%). Este tipo de expansión se conoce como **expansión retardada** o *expansión secundaria*.

La expansión retardada se vincula con la presencia de zinc en la amalgama. El efecto se produce cuando el zinc reacciona con el agua, y no se manifiesta en amalgamas sin zinc. Se ha demostrado con claridad que el agua es la sustancia contaminante. En esta reacción se produce hidrógeno por la acción electrolítica que ocurre entre el zinc y el agua. El hidrógeno no se combina con la amalgama, sino que se mantiene en la restauración, lo que aumenta la presión interna hasta alcanzar valores suficientemente altos como para causar la fluencia o **escurrimiento** de la amalgama, que es la expansión que se observa. La contaminación de la amalgama puede ocurrir en casi cualquier momento durante la manipulación o inserción en la cavidad. Si no se mantiene seco el campo operatorio, la amalgama puede contaminarse con humedad proveniente de la jeringa de aire-agua, del contacto directo con las manos, o de la saliva durante el proceso de condensación. En resumen, toda contaminación con humedad de amalgamas con zinc, cualquiera que sea la fuente, provoca la expansión retardada. Se debe mencionar que la contaminación puede suceder durante la trituración o la condensación.

Materiał chroniony prawem autorskim

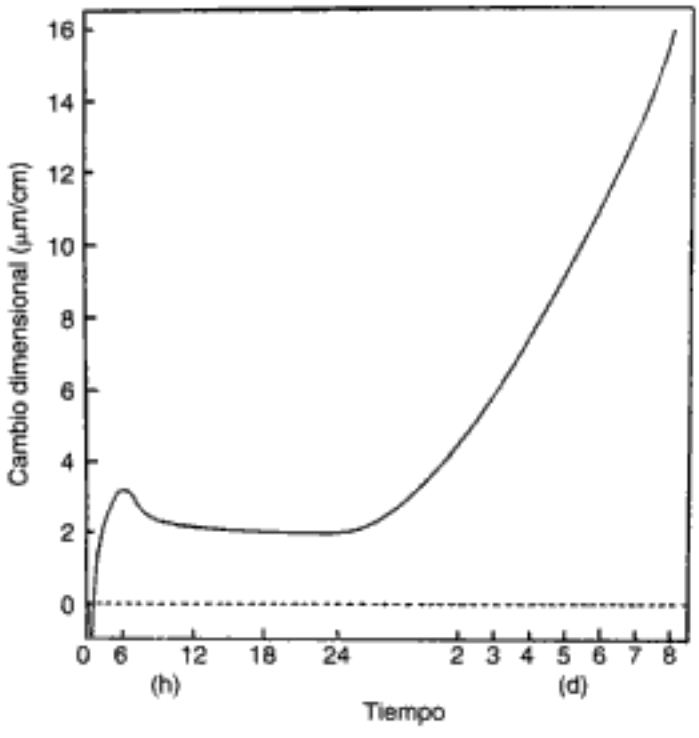


Fig. 17-11 Expansión retardada de una amalgama.

Después de que se condensa la amalgama, si la superficie externa se moja con saliva no se produce la expansión retardada.

PREGUNTA CLAVE

Describa el fenómeno de la fractura marginal y los pasos que se deben tomar para evitar el riesgo o la extensión de este proceso.

RESISTENCIA

La resistencia a la fractura es el requisito fundamental de cualquier material restaurador. La fractura, aunque sea de una zona pequeña, sobre todo si es en los márgenes, favorece la corrosión, la caries secundaria y el fracaso clínico subsiguiente. Se admite que uno de los puntos débiles de la restauración de amalgama es la falta de resistencia adecuada para resistir las fuerzas masticatorias y dichas fracturas.

En la figura 17-12 se muestra un ejemplo de la fractura en bloque de una restauración de amalgama. Tales fallos son raros en las restauraciones diseñadas de una forma adecuada. Los defectos más comunes se suelen presentar en los márgenes de las amalgamas. Se discute si esas imperfecciones en la interfase se deben a la fractura del esmalte o de la amalgama (fracturas marginales). Es posible que la mayor parte de los defectos sean producidos en la amalgama. Sin embargo, no hay una correlación entre un aumento de la incidencia de caries secundaria con el aumento del tamaño de los defectos. La incidencia de caries secundaria puede ser relativamente baja en pacientes que presentan unos márgenes altamente deteriorados si se controlan los factores higiénicos y de la dieta. Özer, en 1998, muestra que el acúmulo de placa es la mayor causa de caries secundaria y que la microfiltración no tiene relación con el proceso de desmineralización. Así pues, se viene realizando un enfoque más conservador en el reemplazo de las amalgamas con defectos marginales, siempre que no existan otras evidencias de condiciones patológicas.

Material chroniony prawem autorskim

En la figura 17-13 se muestra el efecto del contenido de mercurio sobre la resistencia compresiva de la amalgama. Para las amalgamas mixtas con bajo o alto contenido en cobre, la resistencia disminuye rápidamente si la cantidad de mercurio aumenta por encima del 54%. Hay disminuciones similares en la resistencia cuando se observa un incremento en el contenido final de mercurio en amalgamas esféricas ricas en cobre, excepto cuando el contenido crítico de mercurio a partir del que disminuye la resistencia sea menor.

La resistencia de una amalgama está en función de las fracciones volumétricas de las partículas de aleación sin consumir y de las fases que contienen mercurio. Las amalgamas con poco mercurio poseen partículas más resistentes de aleación y menos cantidad de las fases débiles de la matriz. El aumento del contenido final del mercurio incrementa la fracción volumétrica de las fases de la matriz a expensas de las partículas de aleación. En consecuencia, las amalgamas con cantidades mayores de mercurio final son más débiles.

Las amalgamas ricas en cobre se debilitan en especial por la presencia de una pequeña cantidad de γ_2, ya que es la fase más débil en la amalgama dental. Se reduce al mínimo dicho problema usando proporciones bajas entre el mercurio y la aleación, dado que el mercurio excedente favorece la formación de la fase γ_2 en la amalgama con alto contenido en cobre.

Efecto de la condensación

La presión y técnica de condensación, así como la morfología de la partícula de aleación, modifican las propiedades de la amalgama. Cuando se emplean métodos de condensación típicos y aleaciones cortadas en torno, a medida que la presión de condensación aumenta, mayor es la resistencia a la compresión, sobre todo la resistencia temprana (p. ej., a 1 hora). Una técnica adecuada de condensación exprime el mercurio y produce una fracción volumétrica más pequeña de las fases de la matriz. Se requieren presiones mayores de condensación a fin de reducir al mínimo la porosidad y exprimir el mercurio de las amalgamas cortadas en torno. Por otra parte, las amalgamas esféricas se condensan con presiones más ligeras y permiten una resistencia adecuada.

Efecto de la porosidad

Los vacíos y porosidades son factores potenciales que influyen sobre la resistencia a la compresión de la amalgama endurecida. Se pueden ver vacíos en las microfotografías de una amalgama con bajo contenido en cobre (v. fig. 17-5), amalgama mixta (v. fig. 17-7) y otra de composición sencilla (v. fig. 17-8).

La porosidad se relaciona con diversos factores que incluyen la plasticidad de la mezcla. La plasticidad de las amalgamas mezcladas decrece a medida que transcurre mayor tiempo desde que concluye la trituración y la condensación (condensación retardada), y con la subtrituración. Por tanto, en tales circunstancias, puede anticiparse que las porosidades son mayores y la resistencia menor. Aumentar de manera constante la presión de condensación mejora la adaptación a los márgenes y disminuye el número de oquedades.

Los comentarios anteriores se relacionan con amalgamas mixtas o cortadas a torno, que ofrecen resistencia a la condensación. Con las esféricas, el condensador tan sólo penetra en la amalgama si se emplean presiones altas. Por fortuna, las oquedades no son tan importantes con estas amalgamas. En consecuencia, se pueden aplicar presiones más ligeras sin correr el riesgo de sacrificar las propiedades.

Efecto de la velocidad de endurecimiento

La velocidad de endurecimiento de la amalgama es de especial interés para el odontólogo. Puesto que un paciente puede levantarse del sillón al cabo de 20 minutos de haber triturado la amalgama, una cuestión vital es si la amalgama ha alcanzado la resistencia suficiente como para permitir su función. Es probable que un porcentaje elevado de las restauraciones de amalgama que se fracturan (v. fig. 17-12) lo hagan al poco tiempo de

Material chroniony prawem autorskim

ser colocadas. La manifestación clínica no es evidente incluso hasta el paso de meses, aunque pueden ser visible grietas iniciales al cabo de las primeras horas.

Las amalgamas no alcanzan una resistencia con tanta rapidez como sería deseable. Por ejemplo, al cabo de 20 minutos, la resistencia a la compresión llega a ser de un 6% de la que se alcanza al cabo de 1 semana. La especificación de ANSI/ADA estipula una resistencia compresiva mínima de 80 MPa a la hora. La resistencia compresiva a la hora de las amalgamas ricas en cobre de composición única es más alta que la que se alcanza con amalgamas ricas en cobre mixtas al cabo de las 24 horas (v. tabla 17-2). Esta resistencia representa ciertas ventajas clínicas. Por ejemplo, la fractura es menos probable si el paciente mastica por accidente con la restauración poco después de abandonar el gabinete. Asimismo, tales restauraciones son lo suficientemente resistentes poco después de su colocación como para permitir la preparación de muñones para coronas, así como la toma de impresiones para las mismas.

Incluso al emplear una amalgama de endurecimiento rápido, es probable que su resistencia inicial sea baja. Es preciso alertar al paciente para que no someta la restauración a fuerzas altas durante al menos 8 horas después de su colocación. En este momento, una amalgama típica alcanza al menos el 70% de su resistencia final.

Es interesante mencionar que incluso al concluir un período de 6 meses, algunas amalgamas todavía experimentan aumentos en su resistencia. Tales observaciones hacen pensar que las reacciones entre la fase matriz y las partículas de la aleación continúan de modo indefinido. Incluso se puede dudar de que en algún momento se llegue a alcanzar un equilibrio total entre las mismas.

ESCURRIMIENTO

Importancia del escurrimiento en las propiedades de la amalgama

Durante la década de 1970, se demostró que la resistencia a la fractura de las amalgamas dentales endurecidas sometidas a tasas de deformación lentas estaba relacionada con sus características clínicas a largo plazo. Una de estas pruebas mide el escurrimiento estáti-

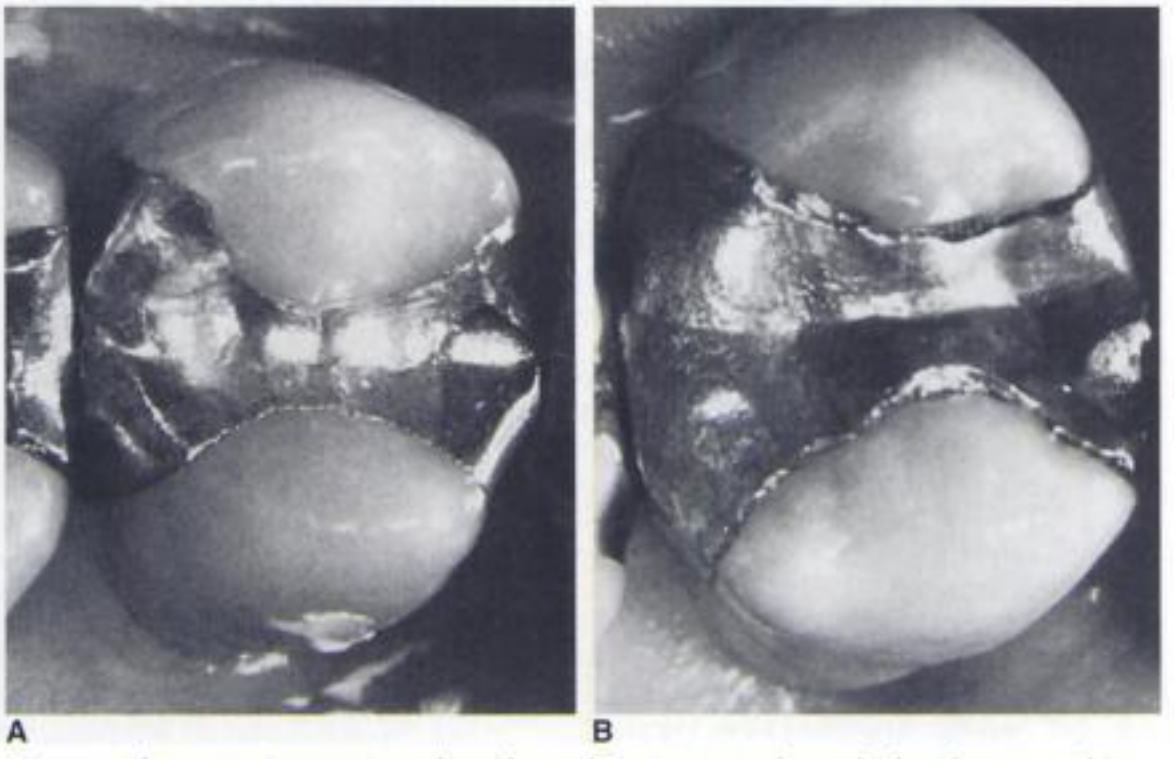


Fig. 17-14 Restauraciones de amalgama de 4 años. **A,** Amalgama de aleación con un mínimo escurrimiento dinámico. **B,** Restauración de amalgama con una aleación con escurrimiento alto. (Por cortesía de D. B. Mahler.)

Material chroniony prawem autorskim

co de la amalgama. Se sabe que el índice de escurrimiento se relaciona con el deterioro marginal de las amalgamas tradicionales con bajo contenido en cobre; es decir, cuanto más alto es el escurrimiento, mayor será el deterioro marginal. Esto se ilustra en la figura 17-14, que muestra el deterioro marginal de restauraciones de amalgama con alto y bajo escurrimiento. Los márgenes de las amalgamas con un mayor escurrimiento presentan desajustes importantes.

Sin embargo, para las amalgamas ricas en cobre, el escurrimiento no es obligatoriamente un elemento de predicción adecuado de la fractura marginal. Muchas de estas amalgamas presentan índices de escurrimiento de 0,4% o menos (v. tabla 17-1). Es prudente seleccionar una aleación comercial con un índice de escurrimiento por debajo del valor del 3% recomendado en la especificación n.º 1 de la ANSI/ADA. Como se comprobó en dicha especificación, los valores de escurrimiento de las amalgamas con bajo contenido en cobre se encuentran entre el 0,8 y 8%. Las amalgamas ricas en cobre presentan valores de escurrimiento mucho menores, algunos menores al 0,1%. No hay información disponible que sugiera que disminuir ese valor por debajo del 1% afecte al deterioro marginal.

Influencia de la microestructura en el escurrimiento

Se sabe que la fase γ_1 ejerce un efecto fundamental en la tasa de escurrimiento de las amalgamas con bajo contenido en cobre. El índice de escurrimiento es directamente proporcional al aumento de la fracción volumétrica de fase γ_1 y disminuye a medida que los granos γ_1 tienen un tamaño mayor. La presencia de fase γ_2 también se asocia con un mayor escurrimiento. Además de por la ausencia de fase γ_2, el índice tan bajo de escurrimiento en amalgamas ricas en cobre de composición única se debe a los primas η que actúan como barreras contra la deformación de la fase γ_1.

Efecto de la manipulación sobre el escurrimiento

Los factores de manipulación analizados previamente que aumentan al máximo la resistencia, también reducen al mínimo el índice de escurrimiento de cualquier tipo de amalgama. En consecuencia, es necesario reducir al mínimo la proporción mercurio/aleación, aumentar al máximo la presión de condensación de las aleaciones mixtas o cortadas a torno y prestar atención al momento de la trituración y la condensación.

CUALIDADES CLÍNICAS DE LAS RESTAURACIONES DE AMALGAMA

La característica más importante a nivel clínico de las amalgamas dentales se relaciona con su tendencia a reducir al mínimo la filtración marginal. Uno de los principales riesgos que se asocian a la restauración de los dientes es la presencia de microfiltración, que ocurre entre las paredes cavitarias y el material de la restauración. A excepción del cemento de vidrio ionómero no hay ningún material restaurador que se adhiera realmente a la estructura dental, por lo que la penetración de líquidos y desechos alrededor de los márgenes quizás sea la principal causa de caries secundaria. En el mejor de los casos, la amalgama sólo permite una adaptación razonablemente estrecha a la preparación cavitaria. Por tal motivo, se deben emplear barnices (v. cap. 16) para reducir la filtración masiva que se presenta alrededor de la nueva restauración. El empleo de adhesivos dentinarios con las amalgamas es otro método relativamente nuevo para reducir la microfiltración. Los ensayos clínicos con una técnica de amalgama adherida siguen siendo prometedores. Los resultados tras 2 y 5 años son equivalentes a los obtenidos con las amalgamas convencionales. La gran ventaja de estos métodos es que permiten realizar una preparación cavitaria mucho más conservadora evitando la extensión de la cavidad mediante retenciones mecánicas.

La pequeña filtración por debajo de las restauraciones de amalgamas es única. Si la restauración está convenientemente colocada, la filtración disminuirá a medida que la restauración envejece en boca. Esto ocurre por los productos de corrosión que se for-

Material chroniony prawem autorskim

man en la interfase entre el diente y la restauración, que provocan el sellado de la interfase y evitan la filtración. La presencia de calcio y fósforo, así como la desmineralización de las estructuras dentales contiguas a la restauración de amalgama, también hace pensar de modo importante en una contribución biológica al proceso de corrosión.

Tanto las amalgamas convencionales como las más modernas amalgamas ricas en cobre comparten la capacidad del sellado de la microfiltración. Sin embargo, los productos de corrosión se acumulan con mayor lentitud en las aleaciones con alto contenido en cobre.

Muchas restauraciones de amalgama se deben reemplazar a causa de caries secundarias, fracturas evidentes, márgenes fracturados o con «surcos», así como la pigmentación y corrosión exageradas. Las características de una amalgama derivan de sus propiedades que, a su vez, dependen de la aleación seleccionada y de su manipulación, tal y como se describe en las secciones anteriores. Tras su colocación, en las amalgamas se continúan produciendo cambios como consecuencia de la contaminación con humedad, la corrosión, cambios lentos de las fases sólidas y por las fuerzas mecánicas. Existen diversos factores que determinan la duración final de la amalgama: el material, la habilidad del dentista y del auxiliar, y el entorno del paciente. Los dos primeros parámetros son los factores predominantes que influyen en los estadios iniciales de la amalgama. A medida que pasa el tiempo, la diferencia en la dinámica del medio oral en cada paciente determina la variabilidad del deterioro, en particular la presencia del desgaste marginal. Los cambios que se producen en la estructura de la amalgama durante su uso clínico y la tasa de supervivencia de varios tipos de restauraciones de amalgama se discuten a continuación.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué la corrosión de una restauración de amalgama tiene tanto efectos positivos como negativos?

Pigmentación y corrosión

A menudo las restauraciones de amalgama se corroen y pigmentan en el medio oral. El grado de pigmentación y de decoloración resultante parece depender en gran medida del ambiente oral individual y, hasta cierto punto, de la aleación que se haya empleado. Hay estudios electroquímicos que señalan que el proceso de pigmentación presenta un efecto de pasivación que evita que se produzca una mayor corrosión. La tendencia hacia la pigmentación, aún no siendo estética, debido al color negro del sulfuro de plata, no implica la existencia de una corrosión activa y el fracaso futuro de la restauración.

La corrosión activa de una restauración colocada recientemente se produce en la interfase diente-restauración. Este espacio permite la microfiltración de electrólitos, y el consiguiente proceso clásico de celda de concentración (corrosión de la hendidura). (En el cap. 3 se dan más detalles de los procesos de corrosión.) El crecimiento de la corrosión gradualmente sella este espacio, haciendo que la amalgama sea una restauración autosellante.

Aún queda por determinar el papel que desempeña la corrosión en el proceso de deterioro marginal. Sin embargo, hay diferentes teorías que relacionan ambos fenómenos. Hay una evidencia indirecta de que la fase γ_2 se relaciona en el fracaso marginal y en la corrosión activa de las amalgamas tradicionales, pero no existe una correlación semejante para las aleaciones ricas en cobre.

Los óxidos y cloruros de estaño son los productos de corrosión que se encuentran con más frecuencia en las aleaciones tradicionales de amalgama. Se localizan en la interfase diente-aleación así como en el cuerpo de las antiguas restauraciones de amalgama, tal y como muestra la figura 17-15. También en las amalgamas con alto contenido en cobre se pueden encontrar estos mismos productos (fig. 17-16).

En las amalgamas con alto contenido en cobre también se encuentran productos de corrosión con cobre. No obstante, este proceso de corrosión es más limitado, ya que la fase η es menos susceptible a la corrosión que la fase γ_2 de las amalgamas tradicionales.

Material chroniony prawem autorskim

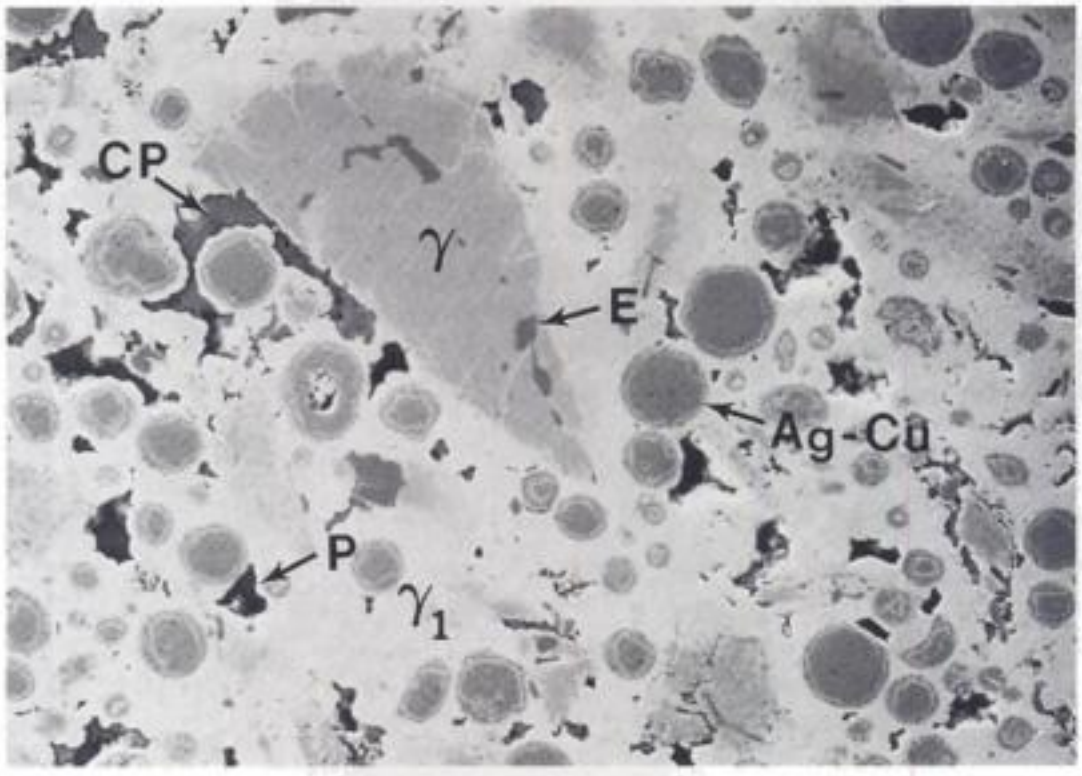


Fig. 17-15 Microestructura de una restauración de amalgama tradicional de 7 años. Se han señalado las diferentes fases. Obsérvense la porosidad extensa (P) y los productos de corrosión de Sn-Cl (CP) que han reemplazado las zonas γ_2. (Por cortesía de G. W. y S. J. Marshall.)

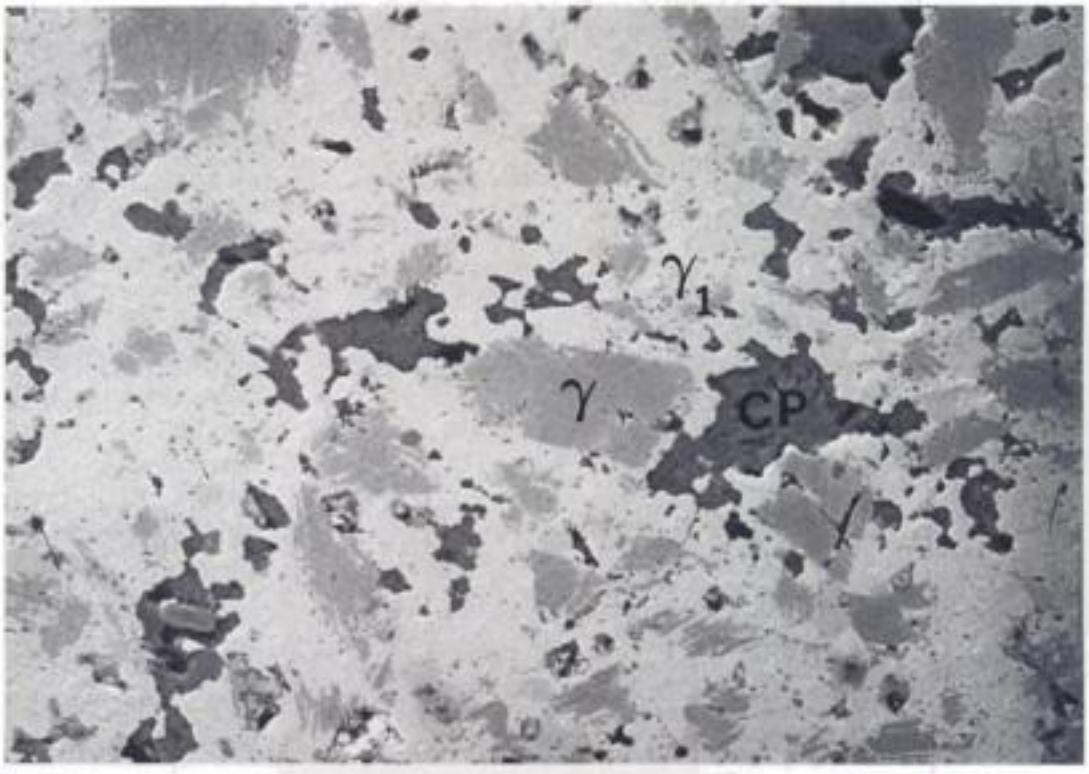


Fig. 17-16 Microestructura de una restauración de amalgama con alto contenido en cobre de 8 años. Se han marcado las diferentes fases. A pesar de que se observan poros, son menores que en la restauración de amalgama tradicional vista en la figura 17-15, con menos productos de corrosión (CP). (Por cortesía de G. W. y S. J. Marshall.)

Material chroniony prawem autorskim

Se debe hacer todo el esfuerzo posible para generar una superficie uniforme y homogénea en la restauración para reducir al mínimo la pigmentación y corrosión, independientemente del sistema de aleación empleado.

Siempre que se coloca una restauración de oro al lado de una restauración de amalgama, se debe esperar una corrosión de la amalgama debido a las grandes diferencias en la fuerza electromotriz (FEM) de ambos materiales. El proceso de corrosión puede liberar mercurio, que contamina y debilita la restauración de oro. En ocasiones también se pueden producir efectos biológicos como el galvanismo. Por tanto se deben evitar este tipo de técnicas.

Una amalgama rica en cobre se comporta como un cátodo con respecto a una amalgama convencional. Por ello existe la preocupación de que si se colocan en la misma boca restauraciones de amalgama con alto contenido en cobre con las amalgamas tradicionales, se puede correr el riesgo de acelerar la corrosión y el fracaso de las últimas. Las observaciones clínicas no indican una corrosión acelerada en tales situaciones. Los modelos de laboratorio que se han diseñado para valorar la corrosión de restauraciones contiguas, indican que las vías de flujo de corriente hacen que la interacción electroquímica entre las restauraciones sea mínima.

Debido a que la fase γ_2 es la fase más anódica en las aleaciones de plata fraguadas, las amalgamas ricas en cobre, que eliminan teóricamente por completo esta fase, muestran un mejor comportamiento ante la corrosión en el laboratorio, en comparación con las amalgamas tradicionales. Sin embargo, tal y como se mencionó anteriormente, cuando hay una proporción alta de mercurio en la aleación, se origina una mayor formación de fase γ_2, incluso en las aleaciones ricas en cobre, por lo que también se favorece la corrosión.

Relación entre la composición y la supervivencia de las restauraciones de amalgama

A pesar de que existen muchos factores que pueden provocar el deterioro de las amalgamas dentales, algunos de ellos ya han sido mencionados en las secciones anteriores, la prueba fundamental es la tasa de supervivencia a lo largo del tiempo de las restauraciones de amalgama colocadas de forma correcta. Existen varios ensayos clínicos que han intentado determinar las diferencias en los resultados clínicos de las amalgamas basándose en el tipo de éstas. Los resultados de estos estudios a largo plazo se muestran en la figura 17-17.

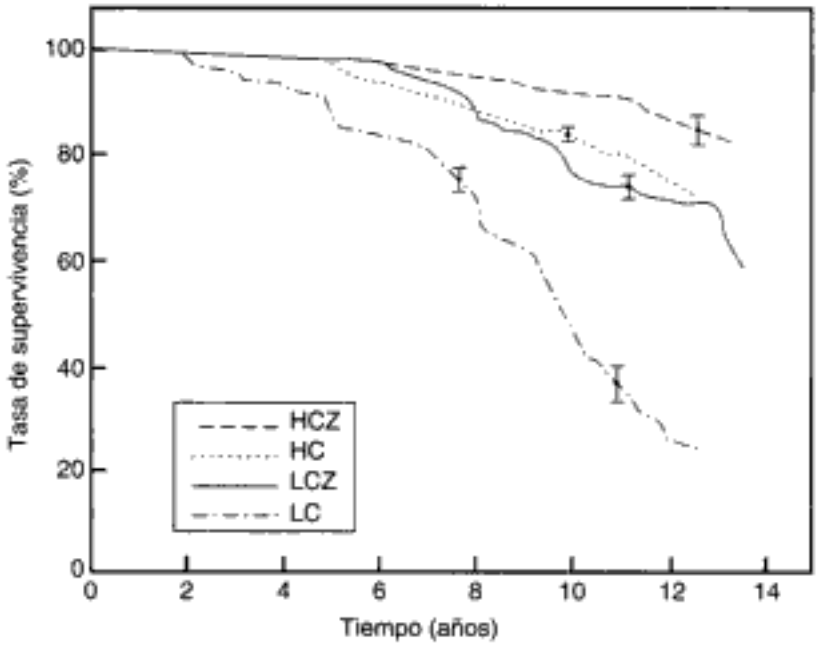


Fig. 17-17 Curvas de supervivencia para restauraciones de amalgama clasificadas de acuerdo con el contenido de cobre y zinc. Tanto el cobre como el zinc parece que protegen las restauraciones. Por ello, en estos estudios son las aleaciones de mayor contenido en cobre y zinc las que sobreviven durante más tiempo. (Por cortesía de H. Letzel, M. Van't Hof, S. J. Marshall y G. W Marshall.)

Material chroniony prawem autorskim

En esta figura, la supervivencia de las restauraciones de amalgama se agrupa en varias categorías atendiendo a su contenido en cobre y zinc. Las amalgamas modernas con alto contenido en cobre y con zinc (HCZ) presentan la máxima supervivencia de todas, cercana al 90% al cabo de 12 años. Las amalgamas ricas en cobre pero sin zinc (HC) son las siguientes, con una tasa de supervivencia cercana al 80%. Las curvas de supervivencia de estos dos grupos se pueden distinguir solamente al cabo de los 8 años, cuando se evidencia la ventaja en supervivencia de las amalgamas con zinc. El siguiente mejor grupo es una amalgama tradicional con bajo contenido en cobre pero con zinc (LCZ). El peor de los grupos es el de una amalgama con bajo contenido en cobre que no tiene zinc. Este sistema muestra un 50% de fracasos en las restauraciones al cabo de 10 años. Las razones que explican las diferentes supervivencias aún no está claro. Sin embargo, los efectos combinados y quizás sinérgicos en los añadidos de cobre y zinc puede provocar una aumento de la protección frente a la corrosión en estas restauraciones. Otros datos adicionales de la supervivencia entre las restauraciones de amalgama y resina compuesta se pueden ver en el capítulo 15.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las medidas que debe tomar el dentista para aumentar el tiempo de supervivencia de las restauraciones de amalgama?

FACTORES QUE AFECTAN AL ÉXITO DE LAS RESTAURACIONES DE AMALGAMA

Existen pocos materiales alternativos a las amalgamas dentales que sean tan insensibles a la técnica como éstas. La alternativa más atractiva como obturación directa son las resinas compuestas. Sin embargo, en comparación con éstas, las amalgamas son menos sensibles a la técnica, tienen mayor longevidad, presentan una mayor radiopacidad, se distinguen fácilmente de la estructura dentaria y tienen la capacidad de sellar el espacio marginal a lo largo del tiempo. En comparación con las restauraciones de amalgama, las resinas compuestas son más estéticas, más caras, requieren un mayor tiempo para su colocación, se pueden colocar sin necesidad de quitar mucho tejido dentario, son buenos aislantes térmicos y no provocan efectos galvánicos.

Una aleación moderna para amalgama dental se debe manipular de tal manera que la restauración dure una media de 12-15 años. Aproximadamente el 90% de las amalgamas se mantienen funcionales al cabo de los 10 años (v. cap. 15). Si la restauración es defectuosa, a menudo la culpa es del dentista, del auxiliar o del paciente, y no del material, a pesar de que siempre se tiene que tener en cuenta que es un material frágil y debe manipularse atendiendo a esta deficiencia. La preparación de la cavidad se debe diseñar de forma correcta y la amalgama se debe manipular de forma que no exista ninguna parte de la restauración en zonas de gran tensión. Los aspectos en la manipulación de la amalgama se muestran con detalle para ver la influencia de la técnica en las propiedades físicas y el éxito clínico de estas restauraciones.

Los criterios de selección de una aleación varían con cada situación individual. Ciertamente, el primer criterio consiste en garantizar el cumplimiento de los requisitos de la especificación n.º 1 de la ANSI/ADA u otra similar.

Las características de manipulación son muy importantes y constituyen una cuestión de preferencia subjetiva. Aspectos como la velocidad de endurecimiento, la suavidad de la mezcla, la facilidad de condensación y acabado dependen del tipo de aleación, la velocidad del proceso y la selección del producto por el operador. Por ejemplo, las amalgamas cortadas en torno producen una sensación totalmente distinta durante la condensación que las aleaciones de amalgama esféricas. Es fundamental que la amalgama elegida sea aquella con la cual el dentista y el auxiliar se encuentren cómodos. La variable operador es un elemento principal que interviene en la duración clínica de la restauración. El empleo de aleaciones y técnicas que fomenten la estandarización en la manipulación y la colocación de la amalgama mejoran la calidad de estos tratamientos. Otro factor importante es la forma de

Material chroniony prawem autorskim

presentación y sistema de suministro del fabricante, lo que incluye su conveniencia, caducidad y capacidad para disminuir el factor humano. La aleación se puede suministrar en forma de polvo, tableta o una dosis predosificada junto con mercurio en cápsulas desechables. Para las dos primeras formas, el mercurio se debe obtener gracias a un dispensador de mercurio, que es un dispositivo algo sensible a la técnica. Hay ventajas y desventajas en el uso de cápsulas predosificadas que se discutirán más adelante. De todos modos, también el sistema de suministro es de una gran importancia.

Obviamente, la selección de un tipo u otro de amalgama se debe basar en las propiedades clínicas o, a falta de esa información, en las propiedades físicas. Sin embargo, el análisis inicial de las propiedades se debe comparar con las características clínicas a medida que estos datos sean posibles. Esto es especialmente necesario en las fórmulas de aleación que se apartan de las composiciones tradicionales y en las cuales falta por establecer la correlación exacta entre las propiedades y su rendimiento.

Todavía están vigentes las aleaciones de composición tradicional, con las cuales aún se pueden realizar restauraciones aceptables. No obstante, es obvio que los sistemas de aleación modernos con alto contenido en cobre son hoy en día el material de elección. La mejora en las propiedades físicas, la eliminación de la fase γ_2 y una mayor resistencia a la corrosión de estas aleaciones conducen generalmente a unas características clínicas superiores.

Sólo existe un requisito que se deba exigir al mercurio dental: su pureza. Los elementos contaminantes más usuales, como el arsénico, provocan daño pulpar. Asimismo, una falta de pureza provoca efectos adversos en las propiedades físicas de la amalgama. Por desgracia, los términos *puro, redestilado* o *tridestilado* no indican la calidad química del mercurio.

La designación *U.S.P* (United States Pharmacopoeia) garantiza la pureza satisfactoria del mercurio sin contaminación superficial y menos de 0,02% de residuos no volátiles. Este requisito forma parte de la especificación n.°6 de la ANSI/ADA para el mercurio dental.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuál es la proporción ideal entre mercurio y aleación en la amalgama mixta y en otra con partículas esféricas? ¿Cuáles son las consecuencias de cantidades insuficientes y excesivas de mercurio en las restauraciones de amalgama?

PROPORCIÓN MERCURIO-ALEACIÓN

Históricamente, la única forma para obtener mezclas de amalgama uniformes y plásticas era utilizando una gran cantidad de mercurio, mayor que la deseable para la restauración final. Debido a los efectos adversos del exceso del contenido en mercurio sobre las propiedades mecánicas y físicas de la amalgama, se empleaban procedimientos que disminuían la cantidad de mercurio residual en la restauración hasta alcanzar niveles aceptables.

En las técnicas tradicionales de dispensación de mercurio, se empleaban dos técnicas para conseguir la reducción de mercurio en la restauración final. Inicialmente la retirada del exceso de mercurio se lograba exprimiendo o arrugando la mezcla de amalgama en un paño antes de introducir los incrementos de amalgama en la cavidad. Por otro lado, durante la condensación, los incrementos de amalgama se condensaban hacia la superficie de la restauración donde se generaba una amalgama rica en mercurio que se eliminaba a medida que se iba reconstruyendo la restauración final. A pesar de que se pueden lograr restauraciones excelentes de este modo, la cantidad de mercurio que se puede exprimir o condensar para ser eliminada es muy variable. En consecuencia, la posibilidad de error era considerable. El método más obvio para disminuir el contenido de mercurio de la restauración consiste en reducir la proporción original mercurio-aleación. Las aleaciones actuales se han diseñado para ser manipuladas con una proporción baja. Este método se conoce como la *técnica de mercurio mínimo* o *técnica de Eames*, en honor

Material chroniony prawem autorskim

al dentista que ideó este concepto. En la mezcla original tiene que haber mercurio suficiente como para obtener una masa plástica y coherente tras el momento de la trituración; sin embargo, debe ser suficientemente escaso como para que el contenido de mercurio en la restauración se encuentre en un valor aceptable sin necesidad de quitar mucha cantidad durante la condensación. El contenido de mercurio en la restauración terminada debe compararse con el de la proporción original del mercurio y la aleación, a menudo en el orden del 50%; con aleaciones esféricas se usan cantidades menores (~42%).

La técnica del mercurio mínimo es una opción evidente para colocar restauraciones de amalgama con las aleaciones modernas; no obstante, los procedimientos de manipulación siguen siendo críticos. La excelencia en las restauraciones clínicas colocadas con este sistema depende de una manipulación adecuada, incluyendo la dosificación de mercurio y aleación. Debido a que la cantidad recomendada de mercurio siempre es la mínima requerida para producir una mezcla utilizable, la relación de ambos elementos debe ser exacta. Es necesario efectuar la trituración y la condensación de la amalgama prestando mucho cuidado y atención en los detalles.

Dosificación

La cantidad de aleación y mercurio que se va a usar se llama proporción mercurio-aleación. Así se denominan las partes en peso de mercurio y aleación que se utilizarán en la técnica empleada en particular. Por ejemplo, una relación de mercurio y aleación 6:5 indica que se emplearán 6 partes en peso de mercurio y 5 de aleación. En ocasiones, en lugar de la proporción mercurio-aleación, las instrucciones de los fabricantes especifican el porcentaje de peso de mercurio que se debe emplear en la mezcla. Una combinación de amalgama preparada con una proporción 6:5 de mercurio aleación significa el 54,5% de mercurio.

Por supuesto, la relación sugerida varía con las diferentes composiciones de aleación, tamaños y formas de las partículas, así como los tratamientos térmicos. El método específico de manipulación y condensación del dentista es otro factor en la selección de la relación deseada. Las relaciones aconsejadas en casi todas las aleaciones modernas cortadas a torno se ubican en torno al 1:1 o 50% de mercurio, según se ha dicho previamente, si bien en algunas varían algunos puntos porcentuales de más o de menos. En las aleaciones esféricas, la cantidad recomendada de mercurio debe ser inferior (~42% en peso), puesto que las partículas esféricas presentan una relación superficie/volumen menor, lo que requiere de menos mercurio para mojar totalmente dichas partículas.

Independientemente de la relación, la dosificación es crítica en el caso de las aleaciones de mercurio mínimo. Si el contenido de éste es ligeramente bajo, la mezcla quedará seca y granulosa, con una matriz insuficiente para unir de manera cohesiva la masa. El uso de muy poco mercurio altera la resistencia de las amalgamas ricas en cobre tanto como un exceso de mercurio. La resistencia a la corrosión también se reduce.

Hay muchos dispensadores o dosificadores de mercurio y aleación; el más utilizado es el que se basa en la dosificación volumétrica. Las tabletas o pastillas previamente pesadas son el método más conveniente para dosificar exactamente la aleación. El peso de las tabletas individuales es muy uniforme, siempre y cuando se tenga un cuidado normal en su manipulación para evitar desprender parte de las mismas. Con las pastillas previamente pesadas, lo único que se requiere es la dosificación exacta del mercurio.

Como líquido que es, se mide el mercurio por su volumen, lo que no disminuye la exactitud de la medida. Con diversos dosificadores comerciales de mercurio se alcanzan desviaciones estándar en el peso del mercurio dosificado de ±0,5%. Sin embargo, hay que utilizarlos con precaución. Se debe sostener el dosificador totalmente vertical para garantizar la dispensación uniforme del mercurio. Inclinar el frasco 45 grados da origen a una proporción mercurio-aleación variable. El dosificador debe estar lleno al menos a la mitad cuando se utiliza, de no ser así el peso del mercurio dosificado será errático. Es probable que la causa más frecuente de un suministro impreciso de mercurio sea el empleo de mercurio contaminado, lo que provoca el atrapamiento de contaminantes en el

Material chroniony prawem autorskim

depósito y en el orificio de estos dispositivos. Si no se controlan tales variables, la variación de las dosificaciones individuales de mercurio puede alcanzar el 3 o 4%. Si estamos utilizando una relación mercurio aleación baja, estas variaciones pueden producir una mezcla inutilizable.

En la actualidad se usan con mucha frecuencia las cápsulas desechables que contienen alícuotas predosificadas de mercurio y aleación. Incluyen aleación en forma de tabletas, o polvo previamente pesado, con una cantidad apropiada de mercurio. Para evitar que durante el almacenamiento suceda cualquier amalgamación, el mercurio y la aleación se encuentran separados físicamente. Los tipos más antiguos de cápsulas predosificadas requerían una activación antes de la trituración para permitir que el mercurio penetrara en el compartimento de la aleación. En la actualidad se dispone de ciertas *cápsulas de aleación autoactivadas* que unen de manera automática la aleación y el mercurio durante las primeras oscilaciones del vibrador de amalgama. Si bien el material predosificado es más caro, resulta conveniente eliminar la posibilidad de derramar el mercurio durante la dosificación y mantener una relación mercurio-aleación fiable. Al mismo tiempo, no hay posibilidad alguna de hacer ajustes menores en la proporción mercurio-aleación para permitir las preferencias personales.

Independientemente del método utilizado, siempre es preciso dosificar la cantidad adecuada de mercurio y aleación antes de comenzar la trituración. La incorporación posterior de mercurio a la mezcla no está indicada.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo se determina el tiempo óptimo de trituración que necesita una determinada amalgama dental?

TRITURACIÓN MECÁNICA

Originalmente, la aleación y el mercurio se mezclaban o *trituraban* manualmente en un mortero y un pistilo. Sin embargo, hoy en día la amalgamación mecánica ahorra tiempo y estandariza el procedimiento. De hecho, tal vez sea imposible utilizar la trituración manual para mezclar las amalgamas modernas preparadas con una relación baja mercurio-aleación.

La finalidad de la trituración es obtener la amalgamación apropiada de la aleación y el mercurio. Las partículas de la primera están cubiertas por una película de óxido, lo que dificulta la penetración del mercurio. Es preciso desprender de cierto modo por frotamiento dicha película, y así el mercurio pueda tocar una superficie de aleación limpia. La capa de óxido desaparece por abrasión cuando se trituran las partículas de aleación y mercurio.

Se dispone de una amplia variedad de marcas de vibradores de amalgama comerciales. En la figura 17-18 se muestran dos ejemplos. El principio básico es casi el mismo para todos; una cápsula sirve de *mortero*. Un cilindro metálico o un pistón de plástico de un diámetro menor al de la cápsula sirven como *pistilo*. Las cápsulas de los sistemas desechables también contienen un pistilo adecuado.

Se pone en la cápsula la aleación y el mercurio, o si se utiliza una cápsula desechable, ésta puede requerir una activación. Cuando se fija la cápsula en el aparato y éste se activa, los brazos que la sostienen oscilan a alta velocidad. De tal manera se consigue la trituración. El dispositivo cuenta con un cronómetro automático para regular la duración del período de la mezcla, y la mayor parte de los vibradores de amalgama modernos incluyen dos o más velocidades de operación. Los vibradores de amalgama con velocidades múltiples permiten mayor versatilidad; a menudo se utiliza el vibrador de amalgama para mezclar otros materiales predosificados (cementos y resinas compuestas). Ciertas aleaciones de amalgama y algunas clases de sistemas predosificados en cápsula cuentan con recomendaciones específicas para las velocidades de trituración.

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 17-18 Dos vibradores comerciales representativos de amalgama.

Tal y como se muestra en la figura 17-18, los vibradores de amalgama modernos incluyen tapas para cubrir los brazos que sostienen la cápsula. La finalidad de esta tapa es limitar la cantidad de mercurio que puede liberarse en forma de aerosol hacia el ambiente y evitar que la cápsula se pueda desprender del vibrador durante la trituración.

Existen cápsulas reutilizables con un ajuste a fricción y tapas atornilladas. Con cualquier tipo, es importante que la tapa de la cápsula esté bien ajustada. De no ser así, se produce el desprendimiento de unas gotas finas de mercurio con el consiguiente riesgo de inhalación del mismo. La pérdida de mercurio puede alterar la proporción mercurio-aleación y hacer una mezcla inutilizable. Las tapas de las cápsulas se deben revisar cuidadosamente antes de su utilización; se deben eliminar aquellas que parezcan que pueden desprenderse. Cuando se realiza un uso prolongado de las cápsulas, el ajuste se puede deteriorar. Nunca se deben volver a utilizar las cápsulas desechables debido a su alta probabilidad de que se produzca su filtración o fractura.

Existe una amplia gama de combinaciones de pistilos-cápsulas. Hay cápsulas de una sola pieza para que no se desprenda mercurio durante la trituración. Tras este proceso, la cápsula se rompe doblándola por una zona troquelada. Los pistilos pueden ser de plástico o metal y se consiguen en una diversidad de tamaños, formas y pesos. La selección de una cápsula-pistilo es de una gran importancia. El diámetro y la longitud del pistilo debe ser de un tamaño mucho menor que la dimensión de la cápsula. Por ejemplo, la combinación de cápsula-pistilo en la figura 17-19, *A*, es aceptable desde este punto de vista. Si el pistilo es muy grande (fig. 17-19, *B*) la mezcla resultante no será homogénea. Cuando se utiliza la forma de aleación en tableta, ésta o un trozo de ésta se encaja entre la pared de la cápsula y el pistilo por lo puede no romperse del todo durante el proceso de mezcla.

Las tabletas elaboradas por diferentes fabricantes pueden tener diferencias en la facilidad con las que se convierten en polvo. Cuando es difícil pulverizar las tabletas, se deben emplear pistilos de metal en vez de pistilos ligeros de plástico. La trituración de la aleación en una cápsula sin pistilo se debe limitar a las aleaciones para las cuales se aconseja específicamente este modo de mezcla.

Se utilizará el vibrador de amalgama a la velocidad que recomienda el fabricante de la aleación. Ciertos instrumentos antiguos no alcanzan la velocidad suficiente como para amalgamar las recientes aleaciones ricas en cobre que se mezclan con una cantidad mínima de mercurio. Las cápsulas de autoactivación son muy sensibles a la velocidad de trituración. Independientemente de la aleación o el vibrador de amalgama utilizado, no se deben mezclar a la vez más de dos tabletas de aleación en una sola cápsula.

Material chroniony prawem autorskim

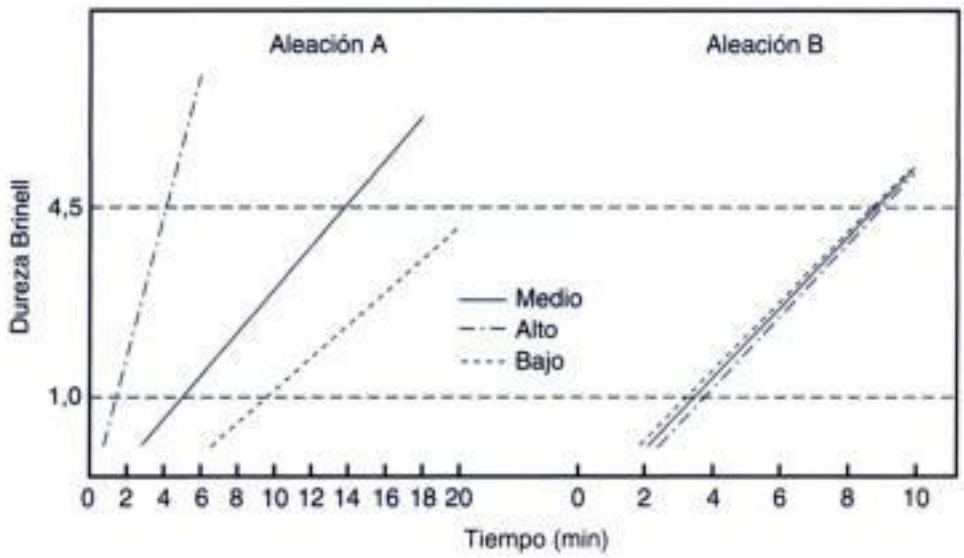


Fig. 17-20 Datos de endurecimiento para dos aleaciones mezcladas en un programa bajo, medio y alto. Las líneas discontinuas en el punto 1,0 y 4,5 representan la consistencia de trabajo y tallado, respectivamente. (De Brackett W. W., Swartz M. L., Moore B. K. y Clark H. E.: The influence of mixing speed on the setting rate or high-copper amalgam. *J Am Dent Assoc* 115[2]:289, 1987.)

Fig. 17-21 Mezcla de amalgama infratriturada. Este tipo de mezcla tiene escasa dureza y poca resistencia a la corrosión.

Si la trituración se realiza hasta que la amalgama muestra un aspecto general similar al de la figura 17-22, su resistencia se aproximará a su valor máximo y la superficie tallada, tras su pulido, retendrá más el brillo durante más tiempo. Una mezcla semejante de amalgama se encontrará templada (no caliente) cuando se retira de la cápsula. Esto no afecta las propiedades físicas del material, salvo para reducir un poco el tiempo de trabajo. Con experiencia, es posible reconocer una consistencia conveniente, ajustando la duración del mezclado para conseguirla.

PREGUNTA CLAVE

Durante la condensación de la amalgama, ¿en qué momento se debe descartar la mezcla triturada y reemplazarla por otra nueva?

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 17-22 La amalgama adecuadamente triturada posee las mejores propiedades.

CONDENSACIÓN

El objetivo de la condensación es compactar la amalgama en la cavidad preparada a fin de conseguir la mayor densidad posible, con mercurio suficiente como para garantizar la continuidad de la fase matriz (Ag_2Hg_3) entre el resto de las partículas de la aleación. Si se consigue este objetivo, la resistencia de la amalgama aumenta y, en consecuencia, disminuye su escurrimiento. Asimismo, es necesario que la amalgama rica en mercurio se dirija hacia la parte superior de cada incremento a medida que se condensa, para que los incrementos sucesivos se vayan uniendo unos con otros. Un objetivo fundamental es quitar cualquier excedente de mercurio en cada incremento tan pronto la condensación lo haya dirigido hacia arriba. Con la técnica de mercurio mínimo, la eliminación del material blando, similar al lodo, durante la condensación de la aleación es, por supuesto, menos crítica. En circunstancias favorables de trituración y condensación es muy poco probable que se retire demasiado mercurio durante la condensación.

Después de hacer la mezcla, es preciso iniciar pronto la condensación de la amalgama. Como se puede observar en la figura 17-23, cuanto más tiempo transcurra entre la mezcla y la condensación, más débil será la amalgama. Además también aumentará el contenido de mercurio y el escurrimiento. La condensación de un material que ha fraguado parcialmente es probable que rompa la matriz ya formada. Asimismo, cuando la aleación pierde cierta plasticidad, es difícil condensarla sin crear huecos internos o capas.

La pérdida de resistencia depende de la velocidad de endurecimiento de la amalgama. Una amalgama de endurecimiento rápido, como la obtenida con la aleación *A* de la figura 17-23, es más sensible a este cambio que la aleación *B*. Casi todas las aleaciones modernas con cantidad mínima de mercurio endurecen con una gran rapidez. El tiempo de trabajo es breve y las características son similares a las observadas en la aleación *A*. Por tanto, la condensación ha de ser tan rápida como sea posible, y debe disponerse de una mezcla reciente de amalgama si se requiere un tiempo de condensación mayor de 3 o 4 minutos.

Es preciso mantener el campo operatorio totalmente seco mientras se realiza la condensación. La incorporación de una pequeña cantidad de humedad en una amalgama con zinc en esta fase produce la expansión retardada, tal y como se ha visto anteriormente, y con ella los problemas concomitantes como la corrosión y la pérdida de resistencia. El resultado final de la contaminación por la humedad es el fallo prematuro de la restauración.

Debido a la naturaleza de la operación, se debe realizar la condensación en cuatro paredes y un piso. Una o más paredes puede ser una hoja delgada de acero inoxidable en forma de banda denominada *matriz*. La condensación se puede efectuar con instrumentos mecánicos o manuales.

Material chroniony prawem autorskim

yacentes a los rincones o ángulos de una preparación cavitaria, una punta triangular o rectangular es la indicada en estas áreas. Hay diversas formas de puntas con las que se puede obtener una condensación eficaz.

Condensación mecánica

Los procedimientos y principios de la condensación mecánica son iguales a los de la condensación manual, incluyendo la necesidad de utilizar incrementos pequeños de amalgama. La única diferencia radica en que la condensación de la amalgama se realiza esencialmente con un dispositivo automático. Se emplean varios mecanismos para estos instrumentos, algunos de ellos funcionan mediante fuerzas de impacto y otros mediante una vibración rápida.

Cualquiera que sea la clase de aparato (vibración o impacto), se requiere menos energía que en la condensación manual y por tanto la operación es menos fatigosa para el dentista. Los resultados clínicos de la condensación manual y mecánica son similares, por lo que la selección depende de la preferencia del odontólogo.

TALLADO Y TERMINACIÓN

Tras la condensación de la amalgama preparada, se debe tallar para reproducir la anatomía dental adecuada. El objetivo del tallado es simular la anatomía, más que reproducir los detalles finos. Si el tallado es demasiado profundo, el volumen de la amalgama disminuye, sobre todo en zonas marginales. Si dichas zonas son demasiado delgadas, se pueden fracturar bajo las fuerzas masticatorias.

Si se sigue una técnica adecuada, la amalgama debe estar lista para su tallado tras la finalización de la condensación; sin embargo, el tallado no debe iniciarse hasta que la amalgama esté lo suficientemente dura como para resistirse a los instrumentos de tallado. Si el tallado empieza demasiado pronto, la amalgama puede estar demasiado plástica por lo que corre el riesgo de desprenderse de los márgenes incluso cuando se emplean instrumentos de tallado afilados.

Tras el tallado, es preciso alisar la superficie de la restauración, mediante el bruñido minucioso de la superficie y los márgenes de la restauración. Si se trata de una amalgama de fraguado rápido, en este momento se habrá logrado la suficiente resistencia como para soportar una presión de bruñido firme aunque no excesiva.

Se puede bruñir la anatomía oclusal mediante un instrumento de bola. Las superficies lisas requieren un instrumento rígido con hojas planas. El bruñido final se puede obtener frotando la superficie con una torunda de algodón humedecida o mediante una copa de goma y pasta de profilaxis o pasta fina de pulido. El bruñido es un tema polémico, y su resultado exacto sobre la dureza y adaptación marginal no está bien definido. Hay muchas evidencias que indican que las superficies de amalgama bruñidas, o bruñidas y pulidas, son mucho más lisas que las que han sido sólo talladas. Los datos clínicos sobre las restauraciones con aleaciones ricas en cobre de fraguado rápido aconsejan su bruñido. El bruñido de aleaciones de fraguado lento puede dañar los márgenes de la restauración. Durante el bruñido no se debe realizar una presión exagerada, al igual que también se debe evitar generar calor en este proceso. Una temperatura superior a 60 °C (140 °F) provoca la liberación de mercurio. El exceso de mercurio así creado en la zona marginal provoca la corrosión acelerada, la fractura o ambas.

Independientemente del tipo de aleación, el método de trituración y la técnica de condensación, la superficie de la restauración tallada es rugosa, tal y como se demuestra en la superficie mate de la restauración izquierda *(A)* de la figura 17-24. Las superficies están cubiertas con ralladuras, irregularidades y fosetas. Incluso después de que se hayan acabado con un bruñido y pulido, siguen siendo rugosas a un nivel microscópico. Si estos defectos no se quitan en un posterior acabado, después de que la amalgama haya fra-

Material chroniony prawem autorskim

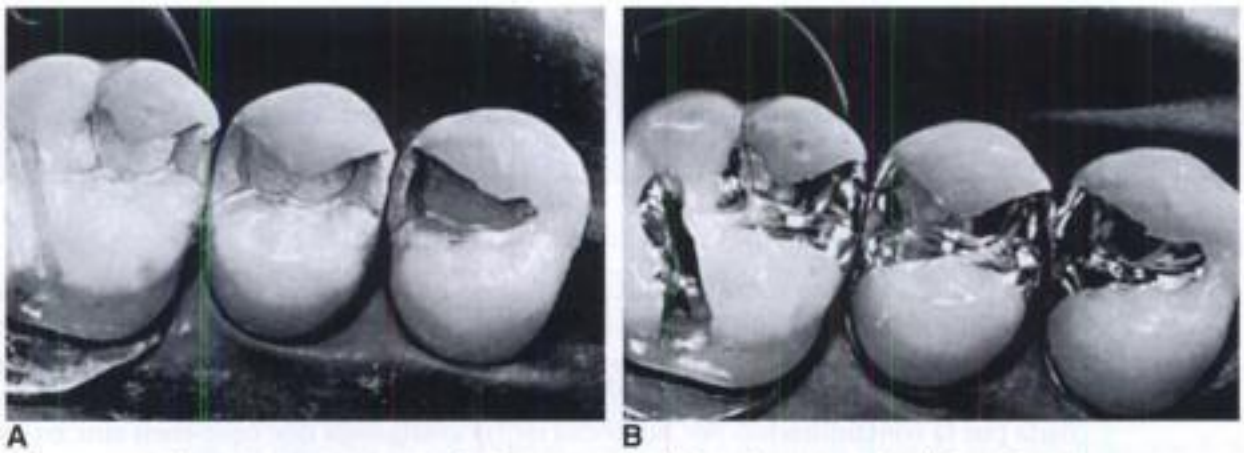


Fig. 17-24 A, Apariencia de la restauración de la amalgama tras el tallado. B, las mismas restauraciones tras el terminado final. (Por cortesía de L. V. Hickey.)

guado por completo, se puede producir una corrosión de tipo celda de concentración. La superficie lisa de las restauraciones de la derecha *(B)* de la figura 17-24 se debe al terminado final y son consecuencia de la disminución de los defectos superficiales. Aunque el pulido final es una práctica tradicional, lógica y aceptada, no se ha demostrado que las restauraciones pulidas duren más que las no pulidas.

Tal y como se mencionó previamente, no se debe efectuar el terminado final de la restauración hasta que la amalgama haya fraguado por completo. Se tiene que posponer por lo menos 24 horas después de la condensación, aunque es preferible un tiempo incluso mayor. La necesidad de que las restauraciones tengan un brillo alto es cuestionable, sin embargo, la superficie metálica ha de ser lisa y uniforme. El uso de polvos y discos en seco para pulir eleva fácilmente la temperatura superficial por encima del punto de riesgo de 60 °C (140 °F). Por tanto es necesario el empleo de un polvo abrasivo húmedo en forma de pasta.

La técnica de pulido es una cuestión de preferencia personal, por tanto se debe consultar libros de texto sobre operatoria dental. En esencia, se han de emplear abrasivos en grado decreciente (de mayor fineza) y se debe evitar la generación de calor. La restauración no estará concluida hasta que no se ajusten por completo los márgenes y se alisen totalmente sus superficies.

SIGNIFICADO CLÍNICO DEL CAMBIO DIMENSIONAL

Tras la colocación de la amalgama, se producen varios cambios a nivel microestructural y visual. Las amalgamas se deterioran y muchas se consideran fracasos eventuales. Las causas que provocan el fracaso son 1) la caries secundaria, 2) la fractura marginal, 3) la fractura en bloque de la amalgama y 4) la fractura del diente, así como otros factores diversos. A nivel microestructural, estos cambios suceden por: 1) corrosión y pigmentación, 2) transformación de la fase γ_1 en fase β_1 y 3) fuerzas derivadas de la masticación. Probablemente todos estos factores están interrelacionados. Por ello, el dentista puede anticipar dicho deterioro a través de la observación de los mismos durante un período largo de tiempo, aunque la tasa de fracasos generalmente disminuye debido a la mejora de las aleaciones. Las amalgamas modernas deben tener una tasa de supervivencia de al menos el 90% al cabo de 5 años y del 50% al cabo de 10 años. Algunas amalgamas se sustituyen prematuramente debido a defectos menores y por la incertidumbre en el diagnóstico de caries secundaria inicial. No obstante, hay muchos tipos de inestabilidad dimensional que pueden ser controlados directamente por el odontólogo.

Material chroniony prawem autorskim

PREGUNTA CLAVE

Un paciente refiere dolor a la masticación al día siguiente de haber realizado una restauración de amalgama. ¿Cuál es la causa más probable de este dolor y cuál es la mejor solución?

Expansión

En un estudio antiguo sobre las causas de fracaso en restauraciones de amalgama, se encontró que el 16,6% de un grupo numeroso de restauraciones defectuosas fallaron por una expansión excesiva. Son muchas las causas de este tipo de expansión de la amalgama; algunas son la trituración y la condensación insuficientes; otra, la expansión retardada por la contaminación por humedad de las amalgamas que contienen zinc en estas fases. Sin duda, esta última es la principal causa de este tipo de fracasos.

La expansión retardada se produce probablemente por la presión interna que ejerce el gas de hidrógeno, uno de los productos de corrosión entre el zinc de la amalgama y la humedad que se ha incorporado a la mezcla. La expansión más notoria se produce a los 4 o 5 días de haberse producido la condensación. Por eso, un paciente que padece dolor al cabo de 1 día después de la restauración, no puede estar sufriendo los efectos de una expansión retardada provocada por la incorporación de humedad en la amalgama en proceso de fraguado. La superficie de la restauración se debe examinar buscando abrasiones brillantes que indican una posibilidad de hiperoclusión. Si esta característica se produce, el dolor desaparecerá cuando se ajuste adecuadamente la oclusión. Otra posibilidad es la aparición de grietas en el diente que se producen cuando se ha retirado mucha estructura dentaria y por tanto se han debilitado las cúspides. Esta situación puede requerir el reemplazo de la amalgama y la *protección* de las cúspides debilitadas como si se tratasen de una incrustación extracoronaria colada. Es también posible que las grietas sean pequeñas y que no comprometan la integridad de las cúspides o la vitalidad pulpar. En estos casos se puede grabar las paredes de la fisura y cubrirlas con un adhesivo para solucionar temporalmente el problema. El último recurso para restaurar estos dientes es con una incrustación extracoronaria o una corona completa, lo cual minimiza el riesgo de fractura.

La expansión retardada a menudo provoca dolor intenso. Se supone que cuando hay una expansión de tal magnitud, la restauración se acuña con tal fuerza contra las paredes de la cavidad que se provoca una presión hacia la cámara pulpar. Este dolor se experimenta a los 10-12 días de la colocación de la restauración. De no retirarse, la amalgama contaminada sigue expandiéndose, por lo que el resultado es similar a las restauraciones que presentan protrusión como la que se muestra en la figura 17-25. Sin duda, se incorporó humedad en la mezcla de amalgama, debido a que no se mantuvo un campo seco.

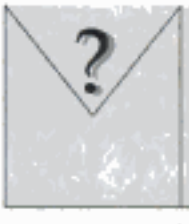
Fig. 17-25 Restauración de amalgama de clase V **(flecha)** que ha fracasado debido a una expansión excesiva. (Por cortesía de J. Osborne.)

Material chroniony prawem autorskim

El uso de aleaciones sin zinc aporta ciertas medidas de seguridad en tal sentido (figs. 17-26 y 17-27). Cuando se contaminaron con humedad, la expansión a las 20 semanas de las muestras sin zinc (A′, B′ y C′) no se diferenciaron mucho de otras muestras de aleaciones no contaminadas. Además, a las 20 semanas, las aleaciones sin zinc A′ y B′ contaminadas no mostraron disminución en la resistencia. Sin embargo, la aleación esférica C′ de composición sencilla y con alto contenido de cobre, aún careciendo de zinc, sufrió una disminución en su resistencia al cabo de 24 horas y 20 semanas tras su contaminación. Aunque falta por definir el mecanismo a través del cual la humedad provoca la disminución de la resistencia de aleaciones similares, se supone que la humedad presente en la mezcla parece interferir en la fusión de la matriz. Existe una tendencia actual a reducir el contenido de zinc de las aleaciones. Muchas de las aleaciones esféricas, de composición sencilla y con alto contenido en cobre, no contienen zinc; y a pesar de que las aleaciones contaminadas que no tienen zinc no presentan una expansión exagerada, la resistencia de algunas de ellas se reduce (fig. 17-27).

El zinc se ha añadido para facilitar el proceso de fabricación de la aleación, tal y como se analizó anteriormente. No hay diferencias importantes en las propiedades mecánicas de ambos tipos de aleación. Está claro que el zinc ejerce efectos indeseables vinculados con la expansión retardada. Sin embargo, también hay informes en ensayos clínicos con grupo control en los cuales las aleaciones con zinc presentaban una integridad marginal mejor y un mayor tiempo de supervivencia que otras aleaciones semejantes libres de zinc. Esto se debe a la corrosión preferente del zinc, que provoca un sellado temprano satisfactorio entre el diente y la amalgama, situación que ofrece ciertas ventajas. Por tanto, la influencia del zinc sobre las propiedades clínicas aún está por determinar. Independientemente de la composición, es preciso evitar la humedad en la fase de manipulación o colocación de la amalgama así como en cualquier otro tipo de material restaurador.

PREGUNTA CLAVE



Un paciente está preocupado por la seguridad de sus restauraciones de amalgama debido a que ha oído un reportaje sobre la toxicidad del mercurio. ¿Cuáles son los informes cuantificados que se pueden emplear para aclarar al paciente que los niveles de mercurio evaporado de las restauraciones están muy por debajo de los niveles conocidos de toxicidad del mercurio?

EFECTOS COLATERALES DEL MERCURIO

La restauración de amalgama sólo es posible debido a las características únicas del mercurio. Este metal aporta una masa plástica que se puede colocar y terminar en los dientes, ya que endurece hasta obtener una estructura que soporta de forma adecuada los rigores del medio oral. Sin embargo, también es el elemento que afecta de modo fundamental en las propiedades básicas indispensables para el éxito clínico. El empleo del mercurio en el medio oral ha suscitado preocupación sobre su inocuidad durante más de 170 años. Actualmente, muchos países han retirado el empleo de las amalgamas dentales debido a preocupaciones medioambientales así como a efectos colaterales observados en pacientes que portaban amalgamas dentales. A pesar de que este tópico no puede ser tratado ampliamente en esta sección, se discutirá el papel de algunos aspectos controvertidos en cuanto a la inocuidad de las amalgamas y de otros materiales considerados como alternativos a éstas. Hay información adicional sobre la biocompatibilidad o bioaceptación de estos materiales en el capítulo 8. Para comprender los efectos colaterales de las amalgamas dentales se debe conocer la diferencia entre alergia y toxicidad.

Alergia

La respuesta alérgica típica consiste en una reacción antígeno-anticuerpo que provoca prurito, erupciones, estornudos, dificultades respiratorias, inflamaciones y otros sínto-

Material chroniony prawem autorskim

mas. La dermatitis de contacto o reacción de *hipersensibilidad* tipo IV de Coombs representa el efecto colateral fisiológico más probable en las amalgamas dentales, a pesar de que este tipo de reacciones sólo se presenta en menos del 1% de toda la población tratada. Se han realizado durante estos años alegaciones sobre los signos y síntomas de la toxicidad de la amalgama, provocando que algunos profesionales sanitarios calificaran a ciertos pacientes de «hipersensibles» al mercurio, en función de los síntomas similares a diferentes enfermedades como esclerosis múltiple, epilepsia y artritis. Esta equivocación condujo a algunos dentistas a solicitar pruebas dermatológicas para esta hipersensibilidad. Debido a que los signos y síntomas clásicos de la hipersensibilidad de tipo IV son la hiperemia, el edema, la formación de vesículas y el prurito, el término *hipersensibilidad* fue aplicado incorrectamente en estos casos. El uso inapropiado de determinados sistemas de pruebas cutáneas así como análisis adicionales sobre presión sanguínea, pulso, indigestión, visión borrosa, dolores de cabeza, irritabilidad, fatiga, depresión y enrojecimiento de los ojos, ha conducido a una falsa proporción del 25% de respuestas positivas en un estudio. Para confirmar la sospecha real de una hipersensibilidad, sobre todo cuando la reacción se mantiene durante 2 semanas o más, el paciente se debe remitir al alergólogo. Un pequeño porcentaje de población es alérgica al mercurio, de la misma forma que se puede ser alérgico a muchos otros elementos. Cuando este tipo de reacciones se confirman por un dermatólogo o alergólogo, se debe emplear un material alternativo (p. ej., resina compuesta o cerámica) a menos que la reacción sea autolimitante (normalmente en el transcurso de 2 semanas). Sin embargo, ninguno de estos materiales ha demostrado ser más *seguro*, a todos los niveles, que la amalgama dental.

Toxicidad

Desde sus primeras aplicaciones se han puesto en duda los diferentes efectos secundarios del mercurio. Se ha conjeturado si la toxicidad producida por el mercurio de restauraciones dentales da origen a ciertos padecimientos no diagnosticados y también se puede sospechar si existe un peligro real para el odontólogo o el auxiliar cuando se inhala vapor de mercurio durante la mezcla, colocación o remoción de las amalgamas. De hecho, hay menos de 100 informes probados que se han publicado sobre la toxicidad del mercurio y alergia a las amalgamas dentales durante los últimos 60 años en la literatura científica. De estos casos, la mayoría de los individuos afectados fueron los dentistas o los auxiliares (enfermeras) de las clínicas dentales. Ha habido muy pocos informes de este tipo durante las pasadas décadas, debido quizá a la mejora en la tecnología de la encapsulación, diseño de las cápsulas, métodos de almacenaje, así como la eliminación de las alfombras y otros lugares de retención del mercurio. El tema se encuentra otra vez en primer plano debido a la reciente preocupación sobre la contaminación ambiental del mercurio. En algunos países son obligatorios los contenedores de partículas de amalgama con una eficiencia mayor al 99%.

Sin duda, el mercurio penetra desde la restauración hacia la estructura dental. Un análisis de la dentina subyacente a las restauraciones de amalgama indica la presencia de mercurio, hecho que puede explicar la pigmentación del diente. El empleo de mercurio radiactivo en la amalgama de plata también indica que incluso puede llegar en parte hasta la pulpa.

Durante la masticación se liberan pequeñas cantidades de mercurio. Sin embargo, es muy remota la posibilidad de que se produzcan reacciones tóxicas en el paciente por las trazas de mercurio que penetran el diente o una sensibilización por las sales de mercurio que se disuelven en la superficie de la amalgama. Este peligro se ha evaluado en numerosos estudios.

La contribución más significativa a la asimilación del mercurio de las amalgamas dentales es gracias a su evaporación. La exposición del paciente al vapor de mercurio durante la colocación de la restauración es muy breve, y la cantidad total de mercurio liberada en esta fase está muy por debajo del nivel «sin efecto». Los cálculos más fiables indican que el mercurio de la amalgama dental no contribuye de forma importante a la cantidad

Material chroniony prawem autorskim

de exposición total de los pacientes. En un estudio, los pacientes portadores de restauraciones de amalgama fueron monitorizados con detectores de vapor de mercurio durante un período de tiempo de 24 horas, siendo la tasa de vapor inhalado 1,7 µg/día. Tres estudios más han confirmado que la cantidad de vapor al que se exponen pacientes con 8-10 restauraciones de amalgama está en el rango de 1,1 a 4,4 µm/día. El valor promedio para los trabajadores de la industria del mercurio es de 350 a 500 µm/día, dependiendo del nivel de actividad, y se basa en una exposición de 40 horas a la semana. Por ello los valores de toxicidad en los pacientes que han sido tratados con varias restauraciones de amalgama está muy por debajo del rango de valores establecido por el gobierno Federal de EE.UU. para el entorno.

Los dentistas y los auxiliares se exponen diariamente al peligro de una intoxicación por mercurio. Si bien el mercurio metálico se puede absorber a través de la piel o por ingestión, el riesgo principal para el personal odontológico es a partir de la inhalación. El valor máximo de la exposición ocupacional considerada como segura es de 50 µm de mercurio por metro cúbico de aire y día. De hecho, es un valor promedio de las exposiciones instantáneas durante un día laboral normal. El mercurio es volátil a temperatura ambiente y posee una presión de vapor de 20 mg por metro cúbico de aire, casi 400 veces el nivel máximo considerado aceptable. El vapor de mercurio carece de color, olor o sabor, y no se puede identificar con facilidad mediante recursos simples en valores próximos a la exposición máxima segura. Ya que el mercurio líquido es casi 14 veces más denso que el agua, en términos volumétricos un derrame pequeño puede ser importante. Una gota de mercurio del tamaño que se obtiene de los frascos de gotas oculares, contiene suficiente mercurio para saturar el aire de un gabinete promedio. La ADA ha estimado que uno de cada 10 gabinetes dentales superaba el nivel máximo permitido para el mercurio. Sin embargo, se han publicado muy pocos casos de intoxicación grave por mercurio.

Los niveles de mercurio en sangre medidos en un estudio indicaron que el nivel medio en los pacientes con amalgamas era de 0,7 ng/ml, en comparación con los 0,3 ng/ml de los pacientes sin amalgama. Las diferencias eran estadísticamente significativas ($P = 0,01$). Sin embargo, un estudio en Suecia demostró que el pescado salado comido una vez a la semana, lograba un incremento en los niveles de mercurio de 2,3 a 5,1 ng/ml, un incremento siete veces mayor (2,8 ng/ml) al que se asocia con las restauraciones de amalgama (0,4 ng/ml). La ingesta normal de mercurio es de 15 µg por la comida, 1 µg por aire y 0,4 µg por agua.

Los peligros potenciales del mercurio se pueden reducir en gran medida si se presta atención a una serie de medidas preventivas. El gabinete debe estar bien ventilado. Todo el exceso de mercurio, incluyendo las cápsulas desechables y los excesos de amalgama retirados durante la condensación se deben recoger y guardar en recipientes herméticos. La contaminación ambiental se puede evitar si la eliminación del mercurio se hace por medio de empresas reconocidas. Cada vez se presta mayor atención legal a la eliminación adecuada de todos los materiales de desecho potencialmente peligrosos, incluyendo las amalgamas dentales y el mercurio. Los desperdicios de amalgama y los materiales contaminados con mercurio o amalgama no se deben incinerar o someter a una esterilización térmica. Si se derrama mercurio, es preciso limpiarlo lo más pronto posible Es muy difícil retirar el mercurio de las alfombras: las aspiradoras normales simplemente lo dispersan aún más a través del escape. Los polvos supresores de mercurio pueden ser útiles como medida provisional. Si el mercurio entra en contacto con la piel, debemos lavarnos con agua y jabón.

Tal y como se mencionó previamente, la cápsula reutilizable que se emplea en el vibrador de amalgama debe tener una tapa que ajuste con precisión a fin de evitar derramar el mercurio. Cuando se talla la amalgama, ha de utilizarse agua en aerosol y la succión. La protección ocular, las mascarillas y los guantes desechables son hoy en día los requerimientos estándar en la práctica odontológica.

No se aconseja el empleo de un condensador ultrasónico de mercurio. Se produce un aerosol de pequeñas gotas de mercurio rodeando a la punta durante la condensación. Se pueden encontrar recomendaciones más detalladas si se consultan los informes más recientes del Consejo Científico de la ADA.

Material chroniony prawem autorskim

La vigilancia periódica de los valores de exposición reales es una parte importante del programa de manipulación de materiales tóxicos. Las recomendaciones vigentes aconsejan llevar a cabo este procedimiento una vez al año. Hay varios métodos disponibles. A fin de obtener muestras representativas ponderadas según el tiempo del aire del gabinete, se pueden utilizar instrumentos que la toman durante diversos momentos a lo largo del día. Hay detectores en película que pueden ser llevados por el personal del gabinete de forma similar a los detectores de radiaciones. Con el personal del consultorio se debe realizar determinaciones biológicas para cuantificar las concentraciones de mercurio en orina o sangre. No se puede ignorar el riesgo que corre el personal odontológico a la exposición por mercurio; sin embargo, el mantenimiento riguroso de un protocolo simple de higiene asegura un ambiente laboral seguro.

Influencia del contenido de mercurio en la calidad de la restauración

El mercurio es muy importante en el comportamiento físico de la restauración de amalgama; un análisis de las restauraciones clínicas indica una variedad amplia del contenido de mercurio. De manera característica, la concentración de mercurio es mayor en las áreas marginales. Esto se produce independientemente del método de condensación o de la «sequedad» de los incrementos que se han empleado para elaborar la restauración. El análisis del mercurio de un gran número de restauraciones indicó que su contenido en las zonas marginales era del 2 al 3% mayor que en las zonas centrales de la restauración. El mayor contenido de mercurio en los márgenes es importante debido a que estas zonas son críticas en términos de corrosión, fractura y caries secundaria.

Clínicamente, las restauraciones con demasiada cantidad de mercurio se juzgan como clínicamente insatisfactorias ante el examen visual. Esta relación se debe esperar, ya que en las amalgamas tradicionales con un contenido de mercurio del 55% en peso, se produce una disminución importante en la resistencia. Cuando las restauraciones eran de una aleación con bajo contenido en cobre y con cantidades variables de mercurio, las restauraciones que presentaban más del 55% de mercurio, tenían una mayor incidencia de fracturas marginales y un deterioro superficial mayor que otras que tenían un contenido de mercurio aproximado del 50%. A medida que aumenta el contenido de mercurio, el fracaso presenta mayor incidencia y gravedad a medida que las restauraciones envejecen.

Como el alto contenido de mercurio tiene el mismo efecto sobre la resistencia y el escurrimiento de las aleaciones con alto contenido en cobre que en las aleaciones de amalgama tradicionales, se espera que las restauraciones de amalgama rica en cobre con mayor contenido de mercurio también tengan una mayor incidencia de degradación marginal. Ciertamente, si el contenido de mercurio es muy alto, se forma una fase γ_2 más débil y susceptible a la corrosión. El análisis de restauraciones de amalgama con alto contenido en cobre, con una adecuada proporción mercurio-aleación, indica que hay muy poca variación en el contenido global de mercurio al cabo de 7 años.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué variables afectan a la fractura marginal de las restauraciones de amalgama? ¿Cuáles son los factores que pueden ser controlados por el dentista?

DETERIORO MARGINAL

Como se ha citado en repetidas ocasiones, uno de los deterioros más frecuentes se ha denominado restauración «desbordada» (fig. 17-28). Si bien el problema puede que no llegue a producir caries secundaria, la restauración no es agradable a la vista y se puede predecir aún más deterioro. El examen de las restauraciones clínicas ha asociado las caries secundarias con las discrepancias marginales superiores a 50 µm. Muchas de estas res-

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 17-28 Una restauración de amalgama «desbordante» típica. (Por cortesía de H. W. Gilmore.)

tauraciones se sustituyen como medida preventiva; sin embargo, la necesidad de recambiarlas depende mucho del estado de la higiene bucal del sujeto. Estudios recientes indican que en una población con una higiene bucal adecuada, la incidencia de caries secundaria es bastante más baja incluso en presencia de amalgamas con un deterioro marginal grave. En consecuencia, se propone el empleo de un método más conservador a la hora de recambiar las amalgamas.

A menudo la presencia de hendiduras marginales se atribuye a la contracción de la amalgama, pero como se explicó antes, esto es improbable. El deterioro marginal de las restauraciones de amalgama se ha vinculado o es el resultado de diversos factores.

Preparación o terminado incorrecto de la cavidad

Si el esmalte sin soporte permanece en la zona marginal de la preparación cavitaria, la estructura dental se puede fracturar al cabo del tiempo. En consecuencia, la amalgama «desbordante» puede dar como resultado la fractura de esmalte adyacente así como de la amalgama.

El tallado y terminado inapropiados de la restauración y/o el fracaso en la eliminación de una capa superficial rica en mercurio dejan un reborde delgado y débil de amalgama que se extiende sobre el esmalte, que con el tiempo se fracturará y dejará un margen des-

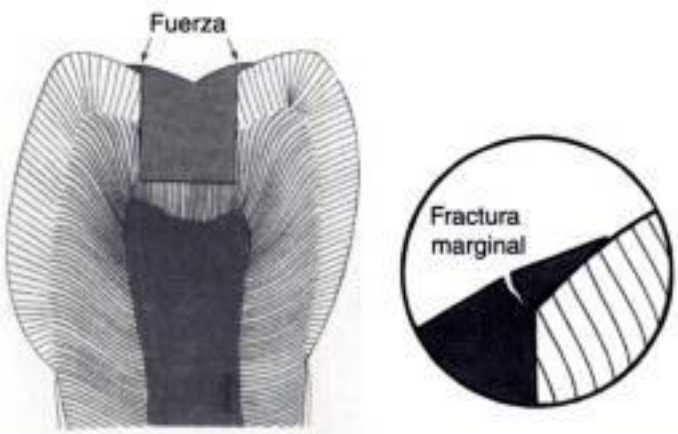


Fig. 17-29 Desbordamiento marginal de una restauración de amalgama. Si se deja un borde de amalgama solapado sobre el esmalte marginal, o si no se elimina adecuadamente la capa superficial rica en mercurio, se fracturará la extensión marginal bajo tensiones masticatorias.

Material chroniony prawem autorskim

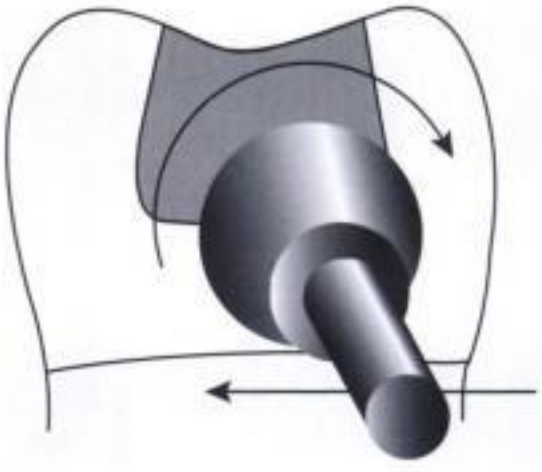


Fig. 17-30 Acabado final del margen de amalgama con una capa de profilaxis blanda y una pasta abrasiva suave. Debe hacerse una presión muy ligera con la copa para evitar el aplanamiento de los contornos anatómicos.

bordante (fig. 17-29). A menudo es difícil reconocer y eliminar estos rebordes en filo de cuchillo. Un método para hacerlo es terminar los márgenes de forma cuidadosa con una copa de goma blanda con una pasta suave de profilaxis. Para ello, la copa se debe mover de tal manera que los ángulos roten desde la amalgama hacia el diente, tal y como muestra la figura 17-30.

Exceso de mercurio

Se ha analizado el efecto de un alto contenido final de mercurio sobre el deterioro marginal. El control de la proporción mercurio-aleación, el empleo de una trituración meticulosa y una condensación adecuada reduce la posibilidad de tales fracasos.

Escurrimiento

Si el escurrimiento de la aleación es anormalmente alto o si durante la manipulación se puede aumentar el mismo, el riesgo de deterioro marginal crece de manera notable. Ciertamente, existe una amplia evidencia de que cuando se controlan otros factores, la aleación empleada es un factor muy importante en la frecuencia y gravedad de los fracasos marginales de las restauraciones clínicas.

Las aleaciones que tienen un valor de escurrimiento por debajo del 1% parecen mostrar una menor correlación entre escurrimiento y fractura marginal. Sin embargo, cuando estos valores son mayores, las amalgamas experimentan más fractura marginal que cuando se utilizan aleaciones con valores de escurrimiento bajos.

Se sospecha que la escasez o ausencia de fase γ_2, susceptible a la corrosión en la microestructura de la amalgama con alto contenido en cobre, es el factor que favorece la mayor resistencia de este tipo de aleación al deterioro marginal. Si esto es correcto, la propiedad de escurrimiento no es tan importante como para predecir una fractura marginal en las amalgamas con alto contenido en cobre. Sin embargo, el escurrimiento es una propiedad importante para las aleaciones con alto contenido en cobre. La expansión de la amalgama por la contaminación con humedad en una aleación que contiene zinc también puede provocar este tipo de fracaso.

En consecuencia, se identifican diversos mecanismos independientes o sinérgicos que pueden ser responsables de la fractura marginal. En este momento, el mecanismo exacto de las fracturas marginales y estas propiedades están en estudio. No obstante, se recomienda elegir aleaciones que tengan bajo escurrimiento y que tengan la mayor resistencia a la corrosión.

REPARACIÓN DE LAS AMALGAMAS

En algunas ocasiones, cuando una restauración de amalgama fracasa, como en las fracturas marginales, se pueden reparar. Se condensa una nueva mezcla contra la pared resi-

Material chroniony prawem autorskim

dad marginal de las aleaciones cortadas a torno. Añadiendo un bruñido posterior al tallado, se sugería que podría ser un sustituto viable al pulido convencional.

Mitchell RJ, and Okabe T: Setting reactions in dental amalgam. Part 1. Phases and microstructures between one hour and one week. Crit Rev Biol Med 7:12-22, 1996.

Dos artículos de revisión recientes sobre las reacciones de fraguado, la microestructura de diferentes tipos de amalgama y sus propiedades, en relación al comportamiento clínico.

Mjör IA: The safe and effective use of dental amalgam. Int Dent J 37:147, 1987.

En esta revisión se discuten muchos temas relacionados con las restauraciones de amalgama, incluyendo la toxicidad del mercurio, la longevidad de la restauración, las causas más comunes de fracaso y otras propiedades que tienen relación con las cualidades de estas restauraciones.

Okabe T, Mitchell RJ, Butts MB, and Fairhurst CW: A study of high-copper amalgams. III. SEM observations of amalgamation of high-copper powders. J Dent Res 57:975, 1978.

Tres publicaciones representativas en la literatura que definen las fases que se producen en la reacción de fraguado entre el mercurio y la amalgama, así como la influencia de parámetros tales como la composición y la configuración de las partículas.

Özer L: The relation between gap size, microbial accumulation, and the structural features of natural caries in extracted teeth with class I amalgam restorations: A stereo- and polarized microscopic study. Tandlaegebladet 102 (NR6): 318, 1998.

Powell LV, Johnson GH, and Bales DJ: Effect of admixed indium on mercury vapor release from dental amalgam. J Dent Res 68:1231, 1989.

La adición de indio disminuye la cantidad de mercurio liberado debido a que se requiere menor cantidad de mercurio en la fase de mojado de la partícula de la aleación.

Rogers KD: Status of scrap (recyclable) dental amalgams as environmental health hazards or toxic substances. J Am Dent Assoc 119:159, 1989.

Este artículo de revisión demuestra que las partículas de amalgama no son sustancias tóxicas o de riesgo medioambiental; asimismo, recoge fragmentos de la literatura que indican que las amalgamas intraorales no representan un peligro para la salud.

Sarkar NK, and Park JR: Mechanism of improved corrosion resistance of Zn-containing dental amalgams. J Dent Res 67:1312, 1988.

Estudio in vitro que explica los mecanismos que originan una mejor resistencia a la corrosión de las amalgamas ricas en zinc en comparación a las amalgamas que no lo tienen.

Schoonover IC, and Souder W: Corrosion of dental alloys. J Am Dent Assoc 28:1278, 1941.

Es la primera vez que se recoge el potencial de las aleaciones con alto contenido en cobre, tras este estudio, el tema quedó olvidado durante varias décadas.

Staninec M, Eakle WS, Silverstein S, Marshall GW, and Artiga N: Bonded amalgam sealants: Two-year clinical results. J Am Dent Assoc 129:323-329, 1998.

Sutow EJ, Jones DW, and Hall GC: Correlation of dental amalgam crevice corrosion with clinical ratings. J Dent Res 68:82, 1989.

Estudio in vitro de la fractura marginal y la corrosión en amalgamas con y sin fase γ_2. Es de particular interés la metodología.

Swartz ML, and Phillips RW: In vitro studies on the marginal leakage of restorative materials. J Am Dent Assoc 62:141, 1961.

Uno de los numerosos estudios que demuestra que la reducción de la microfiltración de las restauraciones de amalgama a medida que pasa el tiempo es un fenómeno único dentro del campo de los materiales odontológicos.

Vrihjoef MMA, Vermeersch AG, and Spanauf AJ: Dental Amalgam. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1980.

Aborda de forma exhaustiva los diferentes factores que afectan al diseño de las aleaciones de amalgama, sus propiedades y los parámetros que influyen en su comportamiento clínico. La longevidad de una amalgama depende del material, del dentista y el auxiliar, y del propio paciente.

Material chroniony prawem autorskim

18
Oro para obturación directa

Kenneth J. Anusavice

ESQUEMA

Historia del oro laminado empleado como material de restauración dental
Propiedades del oro puro
Formas del oro para obturación directa
Oro laminado
Precipitado electrolítico
Oro granular (en polvo)
Eliminación de impurezas superficiales
Compactación de la obturación directa de oro
Propiedades físicas del oro
Restauración directa con oro

PALABRAS CLAVE

Cohesivo: Relativo a las fuerzas de atracción de los átomos o moléculas de una fase única.
Compactación (condensación): Proceso en el que se incrementa la densidad de la hoja, tabletas o el polvo metálicos, a través de una fuerza compresiva.
Desadsorción: Proceso de eliminación de moléculas que se han adherido a la superficie de un sólido mediante una acción física o química.
Desgasificación: Proceso de eliminación de gases y otras impurezas de un sólido (o líquido).
Dúctil: Capacidad de ser estirado o adelgazado en hilos de forma plástica sin que se produzca la fractura.
Endurecimiento de trabajo: Proceso en el que la dureza de un metal se aumenta durante su trabajo en frío. Este fenómeno, también denominado *endurecimiento strain,* se acompaña de un incremento en la resistencia y la dureza y una disminución en el porcentaje de elongación. (Para más detalles v. caps. 19 y 20.)
Maleable: Capacidad de ser aplanado en hojas por amartillamiento sin que se produzca la fractura.
No cohesivo: Relativo a una fuerza inadecuada de atracción entre las moléculas o los átomos en fase única.
Soldadura: Proceso de fusión de dos o más porciones metálicas mediante la aplicación de calor, presión o ambos sin un metal de relleno, para producir una unión localizada entre la interfase de ambas partes. (En el cap. 19 se trata en mayor detalle la soldadura mediante calor.)
Soldadura en frío: Proceso de deformación plástica de un metal (usualmente a temperatura ambiente) acompañado por endurecimiento.
Templado: Proceso de calentamiento y enfriamiento controlado que proporciona las propiedades deseadas al metal. (Para más detalles v. las *palabras clave* del cap. 20.)
Unión metálica: Interacción interatómica primaria entre los átomos de metal cuando están lo suficientemente cerca como para que los electrones covalentes interaccionen entre sí.

Material chroniony prawem autorskim

La obturación directa con oro representa la referencia por la cual se puede juzgar la sensibilidad de la técnica de los materiales de restauración. Una obturación directa de oro colocada de forma adecuada representa una restauración excelente y duradera. Por otro lado, cuando se coloca de forma inadecuada, se obtiene una restauración de baja calidad que se asocia a una filtración excesiva, con sensibilidad postoperatoria o que se desinserta. Debido a la exigencia de una técnica muy depurada y por la reciente demanda de restauraciones y prótesis estéticas, la obturación directa con oro se usa rara vez en la práctica clínica. De hecho, pocas facultades de odontología continúan enseñando los principios del oro laminado, y ningún estado ni institución regional introduce en los exámenes de licenciatura las restauraciones directas con oro. Por otro lado, es importante para los estudiantes y el clínico en ejercicio conocer estos materiales para que pueda ser realizada una correcta evaluación y toma de decisiones clínicas y tener la posibilidad de una rehabilitación óptima de los dientes enfermos, fracturados o restaurados.

La calidad elevada de las restauraciones directas con oro sólo se puede asegurar cuando se siguen cuatro principios generales: 1) emplear una determinada forma de oro para cada situación clínica específica, 2) emplear el material sólo cuando esté indicado, 3) se debe mantener un campo operatorio limpio y perfectamente seco y 4) se debe manipular el material de forma adecuada con los instrumentos específicos. Obviamente, estas condiciones sólo se pueden cumplir cuando el profesional ha adquirido el conocimiento, la habilidad y la experiencia suficientes. La preparación de la cavidad es otro condicionante crítico, ya que debe tener una forma que permita el acceso adecuado, la suficiente retención y soporte, líneas de terminación bien definidas y una protección pulpar adecuada.

HISTORIA DEL ORO LAMINADO EMPLEADO COMO MATERIAL DE RESTAURACIÓN DENTAL

La primera evidencia del uso del oro laminado en joyería se debe a la cultura griega y romana alrededor del año 3000 a. C. Históricamente la hoja de oro es el producto más antiguo de los que se conoce, y se ha utilizado durante miles de años. La joyería de oro se ha encontrado en tumbas sumerias, babilónicas y asirias entre los años 3000 y 2000 a. C., y más tarde en las tumbas egipcias construidas entre 1570 y 1293 a. C.

Las cavidades en los dientes se han rellenado desde tiempos ancestrales con los más diferentes materiales, pedazos de piedra, resina de turpentina, goma, metales y marfil. Giovanni d'Arcoli recomendó el relleno con hoja de oro en 1483, y su publicación significó la primera evidencia documental sobre el uso de oro y el relleno de dientes enfermos. El renombrado médico Ambroise Paré (1510-1590) empleó el plomo o el corcho para rellenar los dientes. En el siglo XVIII, Pierre Fauchard (1678-1761), el padre de la odontología moderna, empleó hojas de estaño y cilindros de plomo. Philip Pfaff (1715-1767), el dentista de Federico el Grande de Prusia (1712-1786), empleó el oro laminado como recubrimiento pulpar.

El oro laminado fue un material que se hizo popular en Estados Unidos al comienzo del siglo XIX. Marcus Bull de Hartford, Connecticut, empezó la producción de oro batido para aplicaciones dentales en 1812. En 1853 se introdujo la esponja de oro en los Estados Unidos e Inglaterra para reemplazar al oro laminado. Esto se continuó con la introducción del oro **cohesivo** o adhesivo por el dentista americano Robert A. Arthur en 1855.

PROPIEDADES DEL ORO PURO

Han sido muy pocos los metales que se han usado en estado puro con el propósito de servir como restauraciones dentales. El oro y el titanio son dos grandes excepciones. En la actualidad, la pureza de los productos de oro es mayor que cuando se introdujeron por primera vez como materiales restauradores (99,99%). En las pasadas cuatro décadas el oro vio disminuir su popularidad de forma notoria cuando se empleó para restauraciones directas, aunque ha experimentado un ligero resurgimiento como material de obturación directa en Norteamérica, Suecia y Alemania, en parte debido a las preocupaciones am-

Material chroniony prawem autorskim

bientales que origina las amalgamas, y a las limitaciones de las resinas compuestas, los ionómeros de vidrio y los materiales cerámicos. Sin embargo, debido a la gran sensibilidad de la técnica, el aspecto metálico, el coste y el bajo énfasis que se da en las facultades de odontología, es probable que se emplee en contadas ocasiones en el futuro.

El oro puro es el más noble de todos los materiales dentales. Rara vez se pigmenta o corroe en la cavidad oral. Es inactivo químicamente y no se afecta por el aire, el calor la humedad o la mayoría de los solventes. De todos los metales es el más **dúctil,** como lo demuestra la capacidad para que un cilindro de 29 g (1 oz), se pueda estirar en un alambre de 100 km (62 millas) de longitud. Es el más **maleable** de los metales, tal y como muestra su habilidad de ser aplanado a un grosor de 0,00013 (0,13 µm), que es aproximadamente un tercio del grosor de la hoja más delgada que se pueda emplear en odontología. Debido a su maleabilidad, su grosor se puede reducir casi hasta la transparencia. Se puede reducir mediante aplanado a 25 µm o menos (0,001 pulgadas). En odontología, se fabrica a 25 µm como grosor de partida para llegar posteriormente a un espesor inferior a la misma.

El oro puro es extremadamente blando, pero tras el trabajo en frío, su dureza (número dureza de Vickers de 52 a 75 [DV]) es equivalente o supera la dureza de una aleación de oro convencional tipo I (blanda) de 50 DV en su estado más blando. Tras el **endurecimiento de trabajo,** su dureza se aproxima a la aleación de oro tipo II (90 DV). A pesar de que el porcentaje de elongación (ductilidad) disminuye durante el trabajo en frío, mantiene un valor razonablemente alto (12,8%) durante la condensación, por lo que permite el suficiente desplazamiento lateral para que se obtenga la adaptación necesaria para mejorar la retención de la restauración. Debido a estas propiedades y a otros factores, el oro puro es casi ideal como material de restauración de dientes permanentes en zonas sin compromiso estético y con bajas tensiones. Sus mayores inconvenientes son su aspecto metálico, su alta conductividad térmica y las dificultades técnicas para producir una restauración densa. Tiene una de las mayores densidades de todos los elementos (19,3 g/cm^3). Esta alta densidad es un gran inconveniente desde el punto de vista económico debido a que se requiere una mayor masa de oro para restaurar un determinado volumen de preparación dentaria en comparación con otros metales de densidades más bajas.

La dureza baja del oro puro podría parecer una justificación para su empleo como material restaurador. Sin embargo, su maleabilidad y la ausencia de óxido superficial tras la **desgasificación**, permite la condensación de una restauración de forma directa en la cavidad. Durante el proceso de condensación, la resistencia del oro se aumenta gracias al trabajo en frío. La ausencia de óxido superficial en el oro y en otros pocos metales, permite la **soldadura en frío,** esto es la **soldadura** de pequeños incrementos que se unen bajo presión a temperatura bucal, en vez de por fusión, como ocurre en la soldadura de todos los metales comunes.

Las porciones de oro se colocan en la preparación cavitaria y se sueldan en frío entre sí mediante la aplicación de presión con un instrumento adecuado de condensación. Este proceso se denomina **compactación,** o **condensación,** y la restauración de oro se va completando formando una masa coherente gracias a la técnica de soldadura en frío. La cohesión se produce por la **unión metálica** entre los diferentes incrementos de oro que se superponen gracias a la presión de compactación. Este proceso requiere que los átomos de oro sean forzados a entrar en un contacto íntimo con los átomos del segmento adyacente, por lo que claramente se debe evitar o eliminar antes de su uso cualquier impureza en la superficie de los átomos, película de gas, residuos de aceite u otros contaminantes intermedios.

FORMAS DEL ORO PARA OBTURACIÓN DIRECTA

A pesar de que en odontología para el oro en obturación directa (OOD) o la orificación directa se emplea el término de *hojas,* los productos disponibles para esta aplicación se dividen en tres categorías: 1) hoja (también conocido como *oro fibroso*), 2) precipitado

Material chroniony prawem autorskim

electrolítico (también conocido como *oro cristalino*) y 3) oro granular (también conocido como *oro pulverizado*). El segundo término (oro cristalino) es erróneo dado que los tres tipos son metales cristalinos. Los dos primeros tipos tienen muchas subcategorías o formas que se muestran en la siguiente clasificación:

I. Hojas
   A. Láminas
      1. Cohesivas
      2. No cohesivas
   B. Fibras
   C. Cilindros
   D. Hoja laminada
   E. Hoja platinizada
II. Precipitado electrolítico *(oro cristalino)*
   A. Oro mate
   B. Hoja mate (oro mate más hoja de oro)
   C. Aleación de oro-calcio
III. Oro granular *(polvo de oro encapsulado)*

Los tres tipos de oro tienen características comunes. Todos se pueden soldar en frío. Sin embargo, la eficacia de la restauración realizada con estos materiales se ve afectada negativamente por una manipulación incorrecta, contaminación, desviación de los principios ideales del diseño cavitario, métodos de colocación y técnicas inadecuadas de acabado. Con la excepción de las hojas platinizadas y los precipitados de aleación electrolíticos, la pureza química de la mayoría de los tipos de oro para obturación directa es del 99,99% o mayor.

ORO LAMINADO

También denominado como *oro fibroso*, la hoja de oro se suministra en grosores de 0,6 µm. Puede presentarse en forma de láminas, pastillas, cilindros, hilos y láminas parcialmente precondensadas de diferentes grosores. La hoja de oro estándar n.° 4 se suministra en láminas de 100 × 100 mm (4 × 4 pulgadas) que pesan 4 granos (0,259 g) y tienen un grosor aproximado de 0,51 µm. El sistema de numeración se refiere al peso de la lámina estándar, y también refleja el grosor de la misma. Por ello la hoja n.° 3 pesa 3 granos (0,194) y tiene 0,38 µm de grosor. Otras hojas de oro de tamaño 100 × 100 mm disponibles son la n.° 2 (20 granos), la n.° 40 (40 granos), la n.° 60 (60 granos) y la n.° 90 (90 granos). La hoja

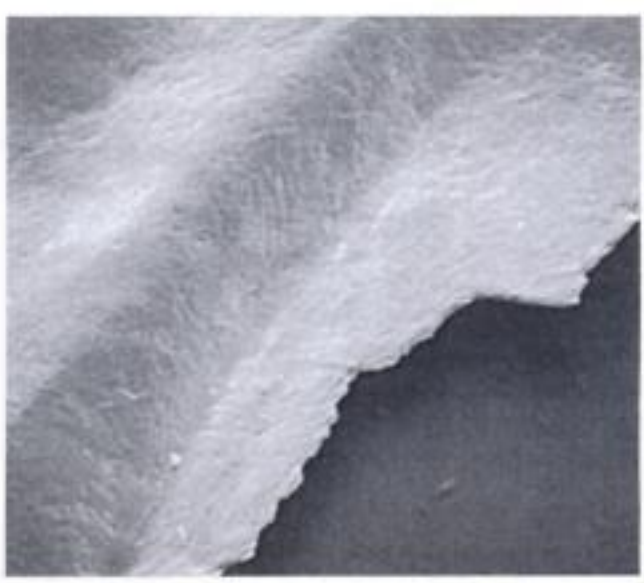


Fig. 18-1 Microfotografía al microscopio electrónico de barrido de la superficie de una hoja de oro. (×750.) (Por cortesía de C. E. Ingersoll.)

Material chroniony prawem autorskim

PRECIPITADO ELECTROLÍTICO

Otra forma de oro para obturación directa consiste en los polvos de oro microcristalino que se forman por precipitación electrolítica (también denominada *cristalina, mate o esponja*). No se describe como hoja debido a que no se realiza una reducción mecánica del grosor tal y como ocurre con el proceso de amartillamiento o enrollamiento. El polvo, que son cristales dendríticos de una longitud aproximada de 0,1 mm, se forma mediante sinterización a una determinada temperatura por debajo del punto de fusión del oro que es de 1.063 °C o 1.945 °F. La sinterización provoca la interdifusión entre las partículas que están en contacto, por lo que estas partículas crecen juntas (coalescencia). Una imagen al MEB ilustra la estructura dendrítica del polvo de oro mate y la coalescencia de las partículas a consecuencia de la interdifusión (fig. 18-2).

Oro mate

El oro mate es un precipitado electrolítico cristalino que se interpone entre las hojas de oro laminado y se agrupa en forma de tiras. Estas tiras son cortadas por el dentista en el tamaño deseado. Esta forma se prefiere por su facilidad para la reconstrucción de la porción interna de la restauración debido a que es más fácil realizar su compactación y su adaptación contra las porciones retentivas de la preparación cavitaria. Debido a que está empaquetada débilmente, es friable y contiene numerosos huecos entre las partículas. De todos modos la hoja normalmente se recomienda para la superficie externa de la restauración. Empleando la técnica de dos materiales, el oro mate se recubre con una capa de hoja. La forma cristalina escasamente compactada del polvo mate, con su mayor superficie, no permite una fusión fácil en una masa compacta, como la que se produce con la hoja de oro. Así hay una mayor tendencia a formar burbujas que aparecen en forma de puntos si se utiliza en la superficie de la restauración.

Precipitado electrolítico de aleación

Una forma de precipitado electrolítico es mediante la aleación con calcio. La aleación se convierte en una forma mate mediante la sinterización a una elevada temperatura. El calcio que contiene el producto resultante es aproximadamente el 0,1%. En este producto, el oro granular con las trazas de calcio se fabrica mediante procesos electrolíticos. El propósito de este producto es reforzar la restauración mediante el fortalecimiento por dispersión.

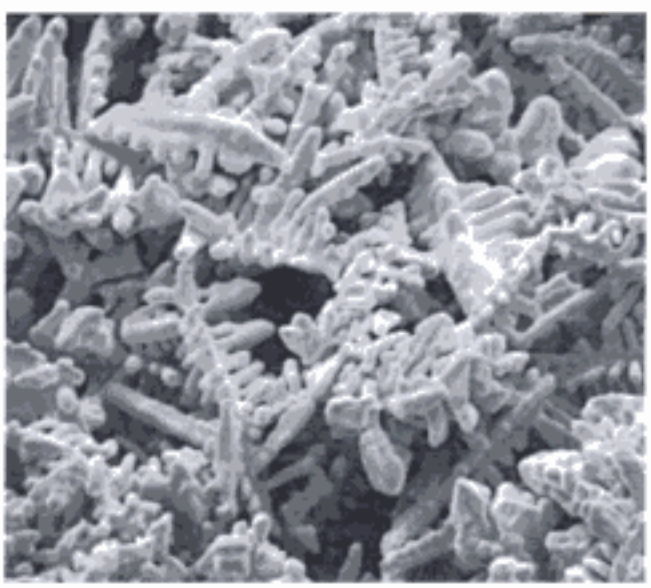
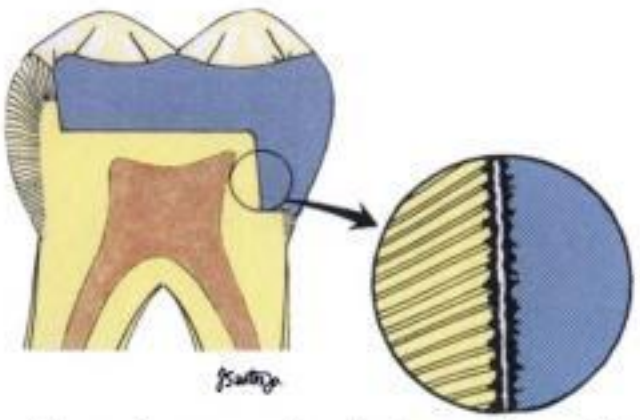


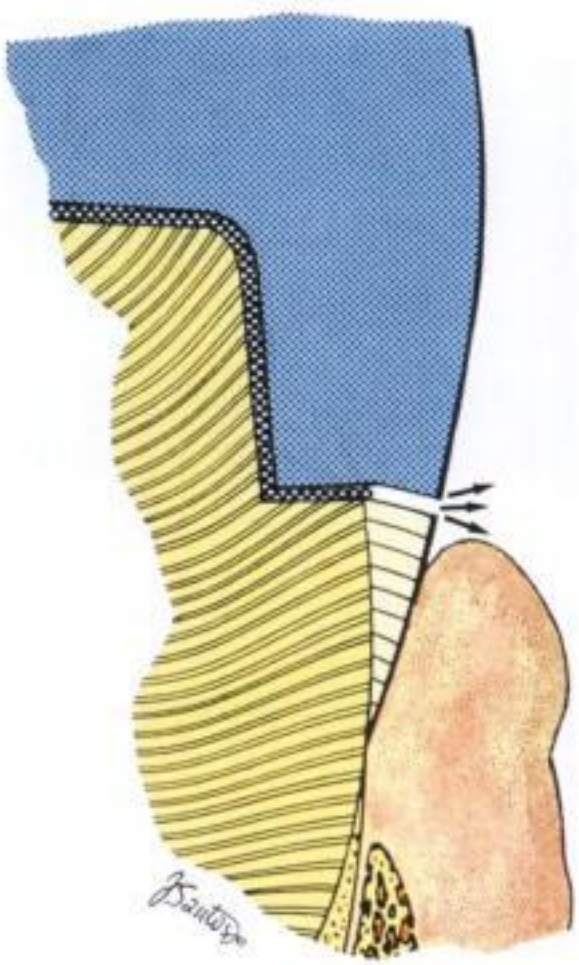
Fig. 18-2 Microfotografía al microscopio electrónico de barrido de oro mate. (×750.) (Por cortesía de C. E. Ingersoll.)

Material chroniony prawem autorskim

17 Restauración de resina compuesta de clase II (OD en un segundo premolar).



18 Esquema de un posible mecanismo que puede explicar la retención mecánica por cemento en una incrustación intracoronaria de oro. El cemento penetra en las irregularidades de la estructura del diente y del colado. Tras su endurecimiento, estas zonas retentivas mantienen la restauración en su sitio. La ampliación muestra una fractura en estas diminutas proyecciones de cemento, lo que provoca la pérdida de retención y puede dar lugar al desprendimiento de la incrustación. (De Philips RW, Swartz ML y Norman RD: *Materials for the Practicing Dentist*. St. Louis, Mosby, 1969.)



19 Pérdida de cemento de la zona marginal como resultado de la exposición a los fluidos orales.

Material chroniony prawem autorskim

A pesar de que la compactación del oro provoca un aumento de la dureza y la resistencia cuando se trabaja en frío, también se puede aumentar estas características de forma adicional cuando se añade paladio, platino, indio y plata, sin interferir con las propiedades de manipulación.

ORO GRANULAR (EN POLVO)

Desde la segunda mitad del siglo XIX, el oro en polvo precipitado químicamente se ha suministrado en forma de aglomerados, aunque a menudo estos aglomerados se desintegran cuando se intenta su compactación. El primer uso exitoso del oro en polvo se produjo a inicios de la década de 1960, cuando se laminó en una hoja del n.° 3. Esta presentación se suministraba como formas irregulares, tabletas precondensadas o agrupamientos de partículas que se pueden producir mediante conminución, precipitación química o atomización a partir del estado fundido. La figura 18-3 muestra la mezcla de polvos de oro precipitados de manera química y atomizados después de la eliminación de la capa intermedia de cera y la retirada de la hoja de oro que la envuelve. El tamaño máximo de las partículas es de cerca de 74 µm (atomizadas) y el tamaño promedio es de 15 µm. Los polvos químicamente precipitados y atomizados se mezclan con una cera blanda en forma de tabletas. Estas tabletas de oro-cera se envuelven en una hoja de oro. Las tabletas resultantes tienen forma cilíndrica y están disponibles en diversos diámetros y longitudes.

Otro tipo de oro granular, Goldent (original de Morgan, Hastings Co, y posteriormente de Williams Gold Refininf Co Inc, Buffalo, NY) se introdujo en el inicio de la década de 1960. Las partículas granulares, de un diámetro de 15 µm, se congregan en masas irregulares de un tamaño variable de 1 a 3 mm, con una ligera precondensación para facilitar su manipulación. Estas masas se empaquetan en una envuelta de hoja de oro para facilitar su transporte a la cavidad. Las formas actuales de presentación tienen partículas esféricas atomizadas mezcladas con gránulos que mejoran las propiedades de compactación.

ELIMINACIÓN DE IMPUREZAS SUPERFICIALES

El calentamiento (también llamado **templado**) que elimina el recubrimiento protector volátil se lleva a cabo mediante el calentamiento individual de las tabletas en una llama de alcohol puro o mediante la colocación de varias tabletas u otras formas de oro en la denominada *bandeja de recocido* que está calentada mediante electricidad, gas o llama de alcohol. La temperatura de templado oscila entre 650 y 700 °C dependiendo del método seleccionado y el tiempo de calentamiento.

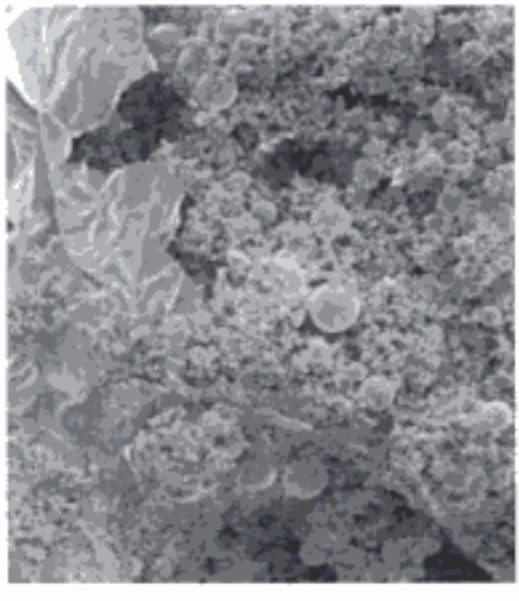


Fig. 18-3 Se pueden ver partículas atomizadas esféricas una vez que la cera ha desaparecido. Las partículas con una superficie rugosa y de menor tamaño son la porción químicamente precipitada (×100.) (Por cortesía de C. E. Ingersoll.)

Material chroniony prawem autorskim

La presentación de oro se calienta hasta que exhibe un color rojo mate. Es importante no sobrecalentar ni infracalentar la porción de oro. Si no se retira la capa protectora adsorbida, el oro se mantiene sin cohesión con otros segmentos de oro.

A excepción de los oros no cohesivos, las OOD se suministran al dentista de forma cohesiva. Durante la fabricación y el embalaje, estos productos nunca se manipulan con las manos, y sufren varios procesos de calentamiento para retirar la superficie gaseosa de contaminación. Sin embargo, durante el almacenamiento y el empaquetado se exponen a la atmósfera. Por ello se puede adsorber gas en la superficie del oro, por lo que es imprescindible calentar la hoja o la tableta de oro inmediatamente antes de llevarlo a su preparación cavitaria. Este paso se conoce comúnmente como *templado, tratamiento de calor* o *desgasificación*. A pesar de que se puede producir una cierta cantidad de recristalización o liberación de fuerzas, éstas son inevitables debido a que el principal propósito es generar una superficie atómicamente limpia.

El oro se calienta como medida de precaución para eliminar de la superficie cualquier gas y asegurar una superficie totalmente limpia. Por ello el término *templado* da lugar a error. Un término más adecuado sería la **desadsorción**, ya que el objetivo es retirar el gas de amoníaco adsorbido, así como otras impurezas.

La desadsorción es fundamental para conseguir una masa cohesiva. En la zona de almacenamiento está presente el aire (oxígeno y nitrógeno). Cuando el oro no está en su envase, ya sea almacenado en la planta de fabricación o en el gabinete dental, se pueden presentar otros contaminantes posibles como el vapor de agua, el dióxido de azufre y el amoníaco. Si el dentista o el auxiliar manipulan la hoja a mano, se deben poner dediles de fieltro para proteger el oro de contaminación. Es imprescindible que durante el proceso de compactación se mantenga una cavidad totalmente seca para asegurar una cohesión total.

De la discusión anterior, es obvio que la descontaminación de la superficie de oro es esencial para asegurar la cohesión y maximizar las propiedades físicas de la restauración. La desadsorción adecuada se logra cuando se mantienen una temperatura adecuada el tiempo necesario para eliminar los gases y, en el caso del oro pulverizado, de quemar y eliminar toda la cera.

Se debe evitar el infracalentamiento ya que éste no logra eliminar las impurezas de forma adecuada. El resultado es una cohesión incompleta debido a la presencia de impurezas remanentes o de carbono depositado por la llama. El sobrecalentamiento también se debe evitar debido a que conlleva un excesivo sinterizado, por lo que se puede contaminar a través de la bandeja, los instrumentos o de la llama. También da como resultado una cohesión incompleta, el debilitamiento de la porción que ha sido calentada y unas características de compactación pobres. El sobrecalentamiento se puede producir cuando se excede el tiempo de templado, incluso a la temperatura correcta, o cuando se sobrepasa esa temperatura. Sin embargo, el tiempo de calentamiento es variable dependiendo del tamaño y la forma del segmento de oro. Por ejemplo, las tabletas de oro pulverizadas pueden requerir de 15 a 20 segundos mientras que las tabletas de oro en hoja o las tabletas de oro electrolítico pueden requerir sólo 1 o 2 segundos.

Para determinar la temperatura óptima para eliminar las impurezas superficiales, se deben compactar uniformemente a partir de una hoja de oro diferentes muestras calentadas durante 5 minutos a diferentes temperaturas. Los números de dureza Brinell se reflejan en la figura 18-4. Estos datos indican que una temperatura por debajo de 315 °C (600 °F) es inadecuada para obtener una dureza óptima del oro compactado. Los valores de dureza entre los 315 y 760 °C (600-1.400 °F) fueron muy similares.

Sin embargo, estos datos pueden no ser aplicables a otras propiedades o presentaciones de OOD. La cantidad y la forma del OOD y la cantidad y tipo de contaminación superficial pueden influir en la combinación tiempo-temperatura que se requiere para lograr una superficie totalmente limpia. Aparte de servir para la purificación de la superficie de oro, el resultado completo del proceso de calentamiento no es conocido en su totalidad. Tampoco se sabe qué efectos tienen la estructura o las propiedades del OOD sobre la restauración resultante.

Material chroniony prawem autorskim

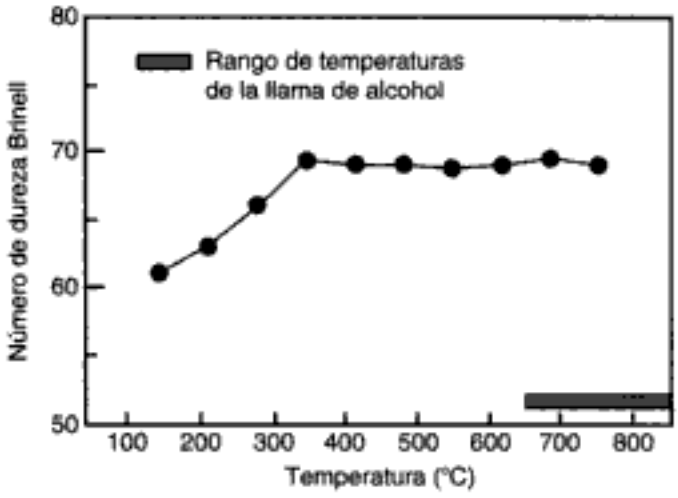


Fig. 18-4 Número de dureza Brinell en diferentes muestras de oro laminado calentado a varias temperaturas para la descontaminación superficial. El área sombreada indica el rango de temperaturas que alcanza una llama de alcohol. (Modificada de Hollenback GM y Collard EW: *J So Cal State Dent Assoc* 29:280, 1961.)

Tal y como se ha mencionado anteriormente, el propósito fundamental de la desadsorción (desgasificación) es eliminar las impurezas superficiales. En la práctica, todos salvo el oro pulverizado se pueden desadsorber en una bandeja calentada por electricidad. Otro método alternativo es pasar cada tableta por una llama de alcohol de buena calidad. El oro pulverizado se debe calentar en una llama para asegurar la eliminación completa de la cera. Cuando se calienta en bloque en una bandeja, se deben evitar las cantidades grandes de oro, debido a que las secuencias repetidas de calentamiento, al igual que los tiempos excesivamente largos, causan también problemas debidos al calentamiento incorrecto. Se debe tener cuidado en manipular las piezas con instrumentos con puntas de alambre de acero inoxidable o similares para evitar la contaminación del oro.

Los problemas que pueden provocar la desadsorción de las tabletas en las bandejas son la posibilidad de que éstas se adhieran entre sí, la creación de corrientes de aire que produzcan un calentamiento irregular, calentamiento de un exceso de oro, sinterizado excesivo y una mayor exposición a la contaminación. El método de la desadsorción mediante llama consiste en calentar directamente la pieza individual en una llama y colocarla en una cavidad preparada. Sin importar el tipo de oro empleado, la desadsorción del fragmento de oro se produce cuando éste se pone al rojo vivo mate. El sobrecalentamiento hace que este material se vuelva más rígido, menos dúctil y más difícil de condensar. El infracalentamiento conlleva una cohesividad parcial y el consiguiente desprendimiento de las capas o segmentos adyacentes.

El combustible de la llama puede ser alcohol o gas, aunque es preferible el alcohol debido a su menor potencial de contaminación. El alcohol debe ser metanol o etanol puro sin colorantes ni otros aditivos. El alcohol desnaturalizado se puede emplear sólo si la otra alternativa es el metanol desnaturalizado. Algunos agentes desnaturalizadotes pueden ser compuestos inorgánicos o residuos con más alcohol que liberan humo cuando se queman. Las ventajas de la desadsorción mediante llama incluyen la posibilidad de seleccionar una pieza de oro de un tamaño determinado, la desadsorción de las piezas que se van a utilizar y el menor tiempo de exposición a la contaminación.

COMPACTACIÓN DE LA OBTURACIÓN DIRECTA DE ORO

Los materiales de obturación directa de oro son conservadores y duraderos. La técnica para la colocación de las restauraciones directas de oro es muy exigente, aunque se deben adquirir las habilidades necesarias con poca dificultad, aunque se requiere de mucha práctica. Dos de los procesos principales que afectan a la calidad de la restauración

Materiał chroniony prawem autorskim

aplican condiciones diferentes. Sin embargo, en la tabla 18-1 se presenta un resumen de los valores más representativos.

La resistencia transversa (doblamiento) se ha escogido como la propiedad más representativa para la aplicación clínica. Esta resistencia comprende tres tipos de fuerza: compresión, tensión y cizallamiento (v. cap. 4). Cualquier fallo se puede propagar a partir de una zona de debilidad. En el OOD, el fracaso suele ocurrir por una cohesión incompleta. La resistencia al doblamiento representa un indicador indirecto de la fuerza de cohesión.

La dureza no es una medida especialmente válida que represente la eficacia de un material restaurador que va a ser empleado en los dientes. Sin embargo puede indicar la calidad global del oro compactado; una dureza baja indica mayor porosidad.

Los valores de densidad de la tabla 18-1, denominado de forma más correcta como *densidad aparente* ya que sólo se ha determinado por medidas lineales. No hay tolerancia alguna para la existencia de huecos. Sin estos huecos, la densidad máxima es de 19,3 g/cm^3. En la tabla se hace evidente que la densidad real no se alcanza. La restauración directa de oro puede caracterizarse por una densidad no uniforme (v. fig. 18-5). Es evidente que en esta figura la deformación se limita a distancias muy cercanas y por debajo de la punta del condensador. La porosidad se provoca por la insuficiente presión que evita que los cristales o las capas de oro contacten entre sí y se suelden en frío. La mayor dureza del oro compactado se encuentra en las zonas más sólidas (densas). La porción más débil es la zona más porosa donde los cristales y capas no se han compactado. Por ello la mayor fuerza de la restauración se obtiene cuando se minimiza la formación de huecos internos.

Los huecos en la superficie de la restauración (hoyos) aumentan la susceptibilidad a la corrosión y al depósito de placa. Aún más, los huecos en la interfase diente-restauración pueden provocar la filtración y la caries secundaria. Sin embargo, uno de los principales méritos de la restauración de oro correctamente compactada es que permite muy poca filtración.

Aparentemente los huecos son inevitables, aunque se pueden disminuir al mínimo, para lo cual se depende de la habilidad del dentista. También influyen en la densidad de la restauración de oro compactado el tamaño y forma de la parte activa del condensador, las dimensiones de la preparación cavitaria y la dinámica en el proceso de compactación.

El número de huecos se puede estimar por la densidad aparente de la restauración. La densidad aparente mide la densidad real menos el número de huecos. La densidad real para el oro puro es de 19,3 g/cm^3. Un estudio de las densidades aparentes en las restauraciones realizadas por diferentes operadores obtuvieron un rango entre 16 a 19 g/cm^3. Estos resultados sugieren que la densidad teórica de una restauración sólida nunca se obtiene por completo, a pesar de la forma de oro o la técnica empleada.

Las restauraciones realizadas con OOD no muestran mayor resistencia ni dureza que las que consiguen las aleaciones dentales coladas (que se tratan en el cap. 19). Por ello, no pueden ser utilizadas en zonas de gran tensión masticatoria, como las coronas coladas, ni tampoco pueden resistir las fuerzas masticatorias cuando restauran una cúspide. Por ello el uso de OOD normalmente se limitan a las zonas donde simplemente *rellenan* un espacio más que sustituyen zonas del diente sometidas a gran tensión. De esta forma, la manera de compactación de las OOD ofrece pocas variaciones en la forma o tamaño. Por eso se emplean fundamentalmente para fosas y pequeñas restauraciones de clase I, para reparar márgenes de coronas coladas y para restauraciones de clase III y V.

La resistencia transversa, la dureza y la densidad es algo mayor cuando se emplea el laminado de oro solo o en combinación con otras formas. Estos datos parecen demostrar que las hojas tienen mejor compactación (y cohesión). De hecho, los dentistas están más familiarizados con el uso de la hoja de oro que con cualquier otra forma.

No hay evidencia de que existan diferencias en las propiedades físicas (mostradas en la tabla 18-1) entre las diferentes formas de oro, incluyendo la aleación de oro-calcio. Asimismo tampoco el método de compactación es clínicamente relevante. Las

Material chroniony prawem autorskim

deben obtener unas restauraciones inigualables. Las figuras 18-6, 18-7 y 18-8 muestran varios ejemplos clínicos que fueron colocados por miembros de la American Academy of Gold Foil Operators. Obsérvese que estas restauraciones se han aislado con dique de goma. El uso del dique de goma es esencial para minimizar el riesgo de contaminación con saliva o agua durante la colocación.

En comparación con otros materiales, las restauraciones de oro directo colocadas de forma adecuada permiten un uso razonablemente largo. El tiempo de colocación de la restauración se ha reducido gracias a las diferentes variedades de oro y los modernos equipos para manipular y compactar el oro. Ha habido cierta preocupación por un po-

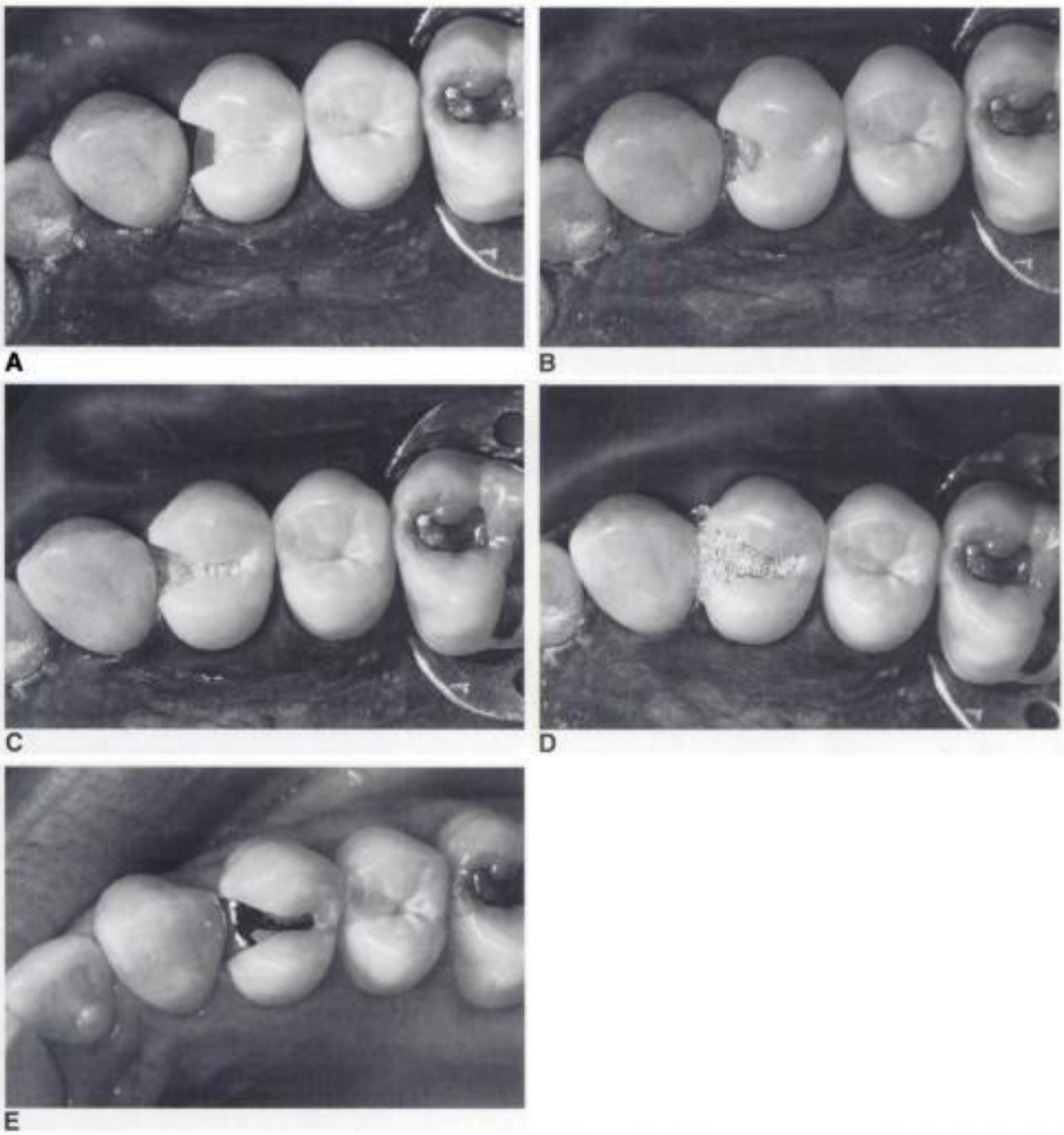


Fig. 18-8 Ejemplos clínicos de restauraciones directas de oro laminado. **A,** Preparación de clase II MO de un primer premolar superior. **B,** Cilindros en la pared vestibular y palatina compactados y colocación de otro cilindro de oro no cohesivo en posición central. **C,** Preparación rellena por la mitad con láminas de oro cohesivo. **D,** Preparación rellena con láminas de oro cohesivo. **E,** Terminación de la restauración de oro laminado al cabo de una semana. (Procedimiento clínico realizado por el Dr. Richard D. Tucker. Fotografías suministradas por cortesía del Dr. Richard D. Tucker y del Dr. John Sechena.)

Material chroniony prawem autorskim

IV
MATERIALES PARA RESTAURACIÓN INDIRECTA Y PRÓTESIS

19 Aleaciones dentales para colado y soldadura, 563

20 Aleaciones para forjado, 621

21 Porcelanas dentales, 655

22 Resinas para la base de prótesis removibles, 721

23 Implantes dentales, 759

Material chroniony prawem autorskim

19

Aleaciones dentales para colado y soldadura

Kenneth J. Anusavice y Paul Cascone

ESQUEMA

Perspectiva histórica de las aleaciones dentales para colado
Propiedades deseables de las aleaciones dentales para colado
Clasificación de las aleaciones dentales para colado
Aleaciones para restauraciones totalmente metálicas y recubiertas de resina
Aleaciones nobles y de alta nobleza para prótesis metal-cerámicas
Aleaciones de metales base para prótesis de metal y metal-cerámicas coladas
Riesgos biológicos y precauciones: riesgos para los protésicos dentales
Criterios para la selección y uso de metales base para coronas y puentes
Aleaciones para prótesis parciales y criterios para su selección
Alternativas a la tecnología de metal colado
Soldadura de aleaciones dentales
Fuentes de calor para soldaduras
Aspectos técnicos de la soldadura
Análisis radiográfico de la calidad de la unión por soldadura
Soldadura por fusión con láser de titanio comercial puro
Procedimiento de unión al colado

PALABRAS CLAVE

Antifundente: Sustancia, como el grafito, que evita el flujo del soldante fundido sobre las áreas cubiertas por ésta.

Cofia: Subestructura metálica para prótesis metálicas con recubrimiento.

Duplicado mediante fresadora copiadora: Proceso de corte o desgaste para obtener la forma deseada y las mismas dimensiones que un modelo mediante un procedimiento similar al que se emplea para obtener la copia de una llave partiendo de la llave original.

Endurecimiento por envejecimiento: Proceso de endurecimiento de ciertas aleaciones por mecanismos controlados de calentamiento y enfriamiento, asociado normalmente con cambio de fase.

Fundente: Compuesto que se aplica a superficies metálicas para disolver o evitar la formación de óxidos y otras sustancias no deseadas que pudiesen reducir la calidad o la resistencia de un área sometida a soldadura o soldadura fuerte.

Lámina metálica: Metal o aleación delgada que puede someterse a deformación plástica para formar la cofia para una corona de metal-cerámica.

Metal base: Metal que se oxida o se disuelve fácilmente, liberando iones.

Metal noble: Metales del grupo del oro y el platino (platino, paladio, rodio, rutenio, iridio y osmio) que son muy resistentes a la oxidación y a la disolución en ácidos inorgánicos. El oro y el platino no se oxidan a ninguna temperatura, el rodio tiene una excelente resistencia a la oxidación a cualquier temperatura, el osmio y el rutenio forman óxidos volátiles y el paladio y el iridio forman óxidos cuando se someten a temperaturas comprendidas entre 400 y 800 °C y entre 600 y 1.100 °C, respectivamente.

Material chroniony prawem autorskim

1933: Aleaciones de cobalto-cromo para prótesis parciales

Las aleaciones de **metal base** para la fabricación de prótesis parciales removibles se introdujeron en la década de 1930. Desde entonces, tanto las fórmulas con níquel-cromo como las de cobalto-cromo se han hecho muy populares en comparación con las convencionales de oro de tipo IV que habían sido las predominantes en ese tipo de prótesis. Las ventajas más evidentes de las aleaciones de metal base son su menor peso, mayor rigidez (módulo elástico), otras propiedades mecánicas beneficiosas y su bajo coste. Por estas razones, las aleaciones con base de níquel y cobalto se han sustituido por aleaciones de **metales nobles** en la fabricación de prótesis parciales removibles.

El éxito de las aleaciones de metal base para la construcción de estructuras de dichas prótesis ha despertado el interés sobre su uso en la fabricación de otro tipo de restauraciones. Sin embargo, no comenzó a investigarse más intensamente sobre las características de las aleaciones para este cometido hasta la década de 1970, cuando la vertiginosa subida del precio de los metales nobles estimuló el desarrollo de nuevas aleaciones. Naturalmente, la amplia experiencia previa con aleaciones para prótesis parciales con base de níquel-cobalto y cobalto-cromo hizo de ellas una alternativa lógica para otras aplicaciones en odontología. De igual modo, hacia 1978 el precio del oro se incrementó tan rápidamente que comenzó a centrarse la atención en las aleaciones de metales nobles –reduciendo el contenido en metales nobles, pero manteniendo las ventajas de los mismos para su uso dental. El resultado fue la aparición de una serie de nuevas aleaciones como se describe en las secciones siguientes.

1959: Procedimiento de fusión de la porcelana al metal

A finales de la década de 1950 se produjo un avance en la tecnología odontológica que influiría de manera significativa en la fabricación de restauraciones dentales. Se trataba del recubrimiento con éxito de una estructura metálica con porcelana dental. Hasta ese momento, la cerámica dental tenía un coeficiente de expansión térmica sensiblemente inferior al de las aleaciones de oro. Esta incompatibilidad térmica solía provocar el agrietamiento de la porcelana, lo que hacía imposible la unión entre los dos componentes de la estructura. Se descubrió que, añadiendo paladio y platino al oro, se reducía el coeficiente de expansión/contracción térmica de la aleación lo suficiente como para asegurar la compatibilidad física entre el recubrimiento de cerámica y la subestructura metálica. (Las diferencias indeseables entre la contracción térmica de la aleación y la de la porcelana podían llevar a la aparición de tensiones peligrosas en esta última cuando se enfriaba esta estructura compuesta, pero generalmente se asumen coeficientes de expansión térmica similares.) Weinstein y cols. (U.S Patent n.° 3052982) demostraron que la temperatura de fusión tanto de las aleaciones basadas en paladio como de las de oro y la expansión térmica de las porcelanas podía modificarse para producir una prótesis metal-cerámica térmicamente compatible. El punto de fusión de las aleaciones metal-cerámicas debe ser lo suficientemente alto como para permitir la cocción de la cerámica sobre la aleación con base de oro sin que se deforme la subestructura de metal. La primera aleación que se comercializó con éxito contenía oro, platino y paladio. Los estudios llevados a cabo en los años sesenta permitieron mejorar la resistencia de las aleaciones y los trabajos de investigación demostraron que el responsable de la adhesión de la porcelana era un enlace químico. En el capítulo 21 se desarrollan los sistemas metal-cerámicos que surgieron a partir de estos avances.

1971: El estándar de oro

El estándar de oro dejó de utilizarse en EE.UU. en 1971. El oro comenzó entonces a comercializarse libremente, lo que llevó a que su precio se incrementara progresiva-

Material chroniony prawem autorskim

mente durante los nueve años siguientes. Como consecuencia del aumento del precio del oro, se introdujeron nuevas aleaciones para uso dental gracias a los siguientes cambios:

1. En algunas aleaciones, el oro se sustituyó por paladio.
2. En otras aleaciones el paladio desplazó completamente al oro.
3. Las aleaciones de metal base que incorporaban níquel como componente principal eliminaron la necesidad de utilizar metales nobles.

1976: Acta sobre Dispositivos Médicos y Dentales

El Acta sobre Dispositivos Médicos y Dentales de 1976 en EE.UU. dejó a la industria dental bajo la supervisión de la FDA. Las aleaciones dentales para prótesis se clasificaron como implantes pasivos. Todos los materiales existentes en el mercado antes de 1976, pasaron a considerarse automáticamente como aceptables para su distribución comercial. Se exigió a los fabricantes que dispusieran de sistemas de control de calidad, pero no se establecieron especificaciones para los productos.

1996: Directiva Europea sobre Dispositivos Médicos

La Unión Europea estableció que cualquier producto dental importado requería el sello de la UE. Una empresa necesitaba cumplir una norma de la Organización Internacional para la Estandarización (ISO 9000) y cumplir los requisitos de la Directiva Europea sobre Dispositivos Médicos. El desempeño de estas funciones iba más allá de los requisitos de la FDA, pues no se admitía ningún producto a menos que se demostrase su seguridad. También era imprescindible facilitar información y datos referentes al proceso de fabricación, pero tampoco se establecieron unos requisitos básicos específicos para los productos.

1998: Actas sobre aire limpio

Con el fin de cumplir con la condición de reducir las emisiones de nitrógeno y monóxido de carbono, los fabricantes de automóviles usan conversores catalíticos con paladio. Cada automóvil requiere una onza-quilate de paladio. Cuando entraron en vigor las nuevas leyes, la demanda de paladio aumentó siete veces entre los años 1993 y 1999, pero como la cantidad disponible no podía satisfacer la demanda, su precio ascendió hasta máximos históricos (de 125 $ a más de 1.000 $ por onza-quilate en el año 2000). (Hay que tener en cuenta que los metales nobles se venden siguiendo el sistema de peso en quilates. Un quilate equivale a 31,1 g.) Al mismo tiempo también bajó el precio del oro, que llegó a alcanzar en el comercio durante esa década algo menos de 300 $ por onza. Como resultado, se produjo una mayor demanda de aleaciones dentales con base de oro. La débil economía del 2001 hizo que disminuyese la demanda de paladio y su precio cayó a un nivel similar al del platino, a 500 $ por onza. En el año 2002, el precio del paladio volvió a descender hasta niveles similares al del oro en un rango comprendido entre los 300 y 350 $.

PROPIEDADES DESEABLES DE LAS ALEACIONES DENTALES PARA COLADO

Todas las aleaciones para colado deben ser, primero, biocompatibles y, después, tener unas propiedades físicas y mecánicas suficientes para asegurar una adecuada función y una estructura que dure mucho tiempo. La elección de la aleación de colado corre a cargo del odontólogo en colaboración con el protésico dental, dependiendo de que el propósito principal de la prótesis sea restaurar la función, mejorar la estética o mantener la oclusión. El único metal de colado prácticamente puro de aplicación odontológica es el titanio puro comercial (que suele escribirse como CP Ti). Desde una perspectiva legal, el odontólogo es el principal responsable de elegir un metal apropiado y diseñar la prótesis, discutir con el paciente la selección y las posibles alternativas y de facilitarle al protésico den-

Material chroniony prawem autorskim

tal todos los detalles relativos al diseño de la prótesis con el fin de garantizar el éxito clínico.

Desde el punto de vista de la seguridad del paciente y para minimizar el riesgo de problemas médico-legales, es muy importante comprender los siguientes requisitos clínicos y propiedades de las aleaciones dentales para colado.

Biocompatibilidad. El material debe tolerar los fluidos orales y no liberar ningún producto nocivo dentro de la cavidad oral.

Resistencia a la corrosión. Tal como se explicó en el capítulo 3, la corrosión es la disolución física de un material en un medio. La resistencia a la corrosión depende bien de los componentes del material, que son demasiado nobles para reaccionar con el medio oral (p. ej., oro y paladio), o bien de la capacidad de uno o más elementos metálicos de formar una superficie adherente de pasivación que inhibe cualquier reacción bajo la misma (p. ej., cromo en aleaciones de Cr-Ni y de Cr-Co y titanio en titanio puro comercial [CP Ti] y en aleaciones de Ti-6Al-4V).

Resistencia al deslustrado. El deslustrado consiste en el depósito de una fina película sobre la superficie o de una capa de interacción que se adhiere a la superficie del metal (cap. 3). Por lo general, estas películas suelen aparecer en las aleaciones de oro que tienen un contenido relativamente alto de plata o de aleaciones de plata.

Componentes alergénicos en las aleaciones para colado. La preocupación en relación con las reacciones alérgicas causadas por los materiales dentales tuvo su momento álgido en los años ochenta. Aunque algunas quejas frecuentes carecían de fundamento, éste es un tema importante desde el punto de vista de la ciencia de los materiales y de las implicaciones legales. Obviamente, un material de restauración no debería causar ninguna reacción adversa en el paciente. Se han eliminado materiales tóxicos mediante normas reguladoras y prácticas comerciales sensatas. Sin embargo, las reacciones alérgicas son particulares de cada individuo y el odontólogo está en la obligación moral y legal de minimizar los riesgos. El «derecho a saber» del paciente incluye tener ciertos conocimientos sobre lo que se le ha colocado en su organismo. En algunos países, las leyes a este respecto son explícitas. Por ello, el odontólogo debe conservar un registro del material empleado en cada restauración o prótesis, así como de cualquier alergia conocida que le indique el paciente.

Estética. Existe una controversia considerable sobre el equilibrio ideal entre las propiedades estéticas, el ajuste, el potencial de abrasión, la supervivencia clínica y el coste de las prótesis de metal colado en comparación con las restauraciones directas, las prótesis de porcelana (totalmente cerámicas y metal-cerámicas) y las prótesis con recubrimiento de resina.

Propiedades térmicas. Las aleaciones o metales para restauraciones metal-cerámicas deben tener coeficientes de expansión térmica muy similares para que sean compatibles con la porcelana utilizada y ambos deben tolerar temperaturas de procesado altas.

Rango de fusión. El intervalo de fusión de las aleaciones y los metales para colado debe ser lo suficientemente bajo para dar lugar a superficies lisas en contacto con las paredes del molde del **revestimiento** para colado (con aglutinante de yeso, con aglutinante de fosfato, con aglutinante de etil silicato y otros tipos).

Compensación de la solidificación. Para conseguir un ajuste correcto del colado de las incrustaciones, restauraciones extracoronarias, coronas y estructuras o prótesis más complejas, la contracción por el cambio de la **temperatura de solidus** a la temperatura ambiente debe compensarse mediante el empleo de troqueles más grandes generados

Material chroniony prawem autorskim

por ordenador o a través de la expansión controlada del molde. Además, el ajuste de una prótesis cementada debe permitir la colocación de las capas del adhesivo de unión (si se usa) y del cemento.

Condiciones de resistencia. El material debe tener la resistencia suficiente para su uso. Para las aleaciones coladas completas, los requisitos de resistencia se incrementan a medida que aumenta el número de superficies dentarias a reponer. Igualmente, las aleaciones para la construcción de puentes dentales requieren más resistencia que las de las coronas individuales. El acabado de las cofias para prótesis metal-cerámicas ha de realizarse en secciones delgadas y su módulo elástico (rigidez) ha de ser suficiente para evitar una deflexión elástica excesiva debida a las fuerzas funcionales, especialmente cuando se usa en estructuras de gran longitud. Los módulos elásticos de muchas de las aleaciones de metal base son considerablemente mayores que los de otras aleaciones, especialmente las de base de oro. Los valores de los módulos elásticos de las aleaciones dentales son los siguientes: Cr-Co, de 125 a 220 GPa; Cr-Ni, de 145 a 190 Gpa; CP Ti, 117; aleaciones con base de paladio, de 110 a 135 GPa, y aleaciones con base de oro, de 75 a 110 GPa.

Fabricación de prótesis y estructuras coladas. Si se asume que un material determinado reúne los requisitos mencionados anteriormente, el éxito comercial del mismo depende de la facilidad de su fabricación. Por ejemplo, el uso de aleaciones de cromo-cobalto en lugar de las de oro para prótesis parciales puede necesitar de distintos materiales de revestimiento y equipamiento para colado con el fin de obtener restauraciones de alta calidad. La selección de un revestimiento para colado adecuado es un gran problema cuando el odontólogo decide usar titanio para una prótesis totalmente metálica o como material de restauración metal-cerámica. El titanio es biocompatible y suficientemente fuerte para estos usos, pero los productos auxiliares que se necesitan para fabricar prótesis de calidad tienen capacidades limitadas.

Capacidad para ser colado. Con el fin de obtener precisión en los detalles de una estructura o prótesis coladas, el metal fundido debe ser capaz de mojar adecuadamente el material del molde del revestimiento (que se demuestre mediante un ángulo de contacto suficientemente pequeño) y fluir dentro de las zonas más inaccesibles del mismo sin ninguna interacción apreciable con el material de colado y sin formar ningún poro en las zonas superficiales o subsuperficiales. Es extremadamente complicado el colado de algunos metales base, porque estas aleaciones tienden a formar óxidos rápidamente o a interaccionar químicamente con las paredes del molde durante el proceso y suelen ser más difíciles de separar del revestimiento al enfriarse a temperatura ambiente.

Acabado del metal colado. El corte, desgaste, acabado y pulido de algunos metales es bastante exigente y se necesita más tiempo para conseguir un acabado superficial adecuado. La dureza, ductilidad (porcentaje de elongación) y la resistencia final son propiedades importantes. La dureza de una aleación es un buen indicador, y fundamental, de su resistencia al corte y al desgaste y esta propiedad varía enormemente entre los metales de colado que se usan actualmente. Por ejemplo, las aleaciones de Cr-Co y Cr-Ni son bastante duras en comparación con otros metales, como se muestra en el siguiente listado de los números de dureza de Vickers: Cr-Co, de 450 a 650; Cr-Ni, de 330 a 400; Ti-6Al-4V, 320; esmalte dental, de 300 a 400; aleaciones de oro tipo IV, 250; aleaciones de Pd, de 235 a 400; CP Ti, 210 (la mayor parte); Ag-Pd de 143 a 154; dentina, 60 y aleación de oro tipo I, 55.

Unión a la porcelana. Para obtener una adecuada unión química a la porcelana, el metal al que ha de unirse debe ser capaz de formar una capa de óxido delgada y adherente, preferiblemente de color claro para que no interfiera con el potencial estético de la cerámica. El metal debe tener un coeficiente de expansión/contracción térmica muy

Material chroniony prawem autorskim

parecido al de la porcelana. Las tensiones que aparecen en la cerámica adyacente a la interfase metal-cerámica pueden mejorar la resistencia a la fractura de la prótesis metal-cerámica (si el esfuerzo es de compresión) o incrementar la susceptibilidad a la formación de grietas (si el esfuerzo es de tensión).

Consideraciones económicas. El coste de los metales que se utilizan en las prótesis unitarias o en las estructuras de prótesis parciales fijas o removibles está en función de la densidad del metal y del coste por unidad de masa. Por ejemplo, al compararla con una aleación de paladio con una densidad de 11 g/cm^3, una aleación de oro con densidad de 18 g/cm^3 costará un 164% más (18/11 × 100) por el mismo volumen y unidad de coste del metal.

Costes de laboratorio. El coste del metal es una gran preocupación para el propietario del laboratorio dental que tiene que garantizar el precio de la prótesis durante un cierto período de tiempo. Debido a la fluctuación de los precios de los metales nobles durante las dos últimas décadas, los costes de fabricación de las prótesis confeccionadas con elementos nobles deben ajustarse periódicamente para reflejar estos cambios.

CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES DENTALES PARA COLADO

Este apartado presenta una evaluación comparativa de los aspectos positivos y negativos de las aleaciones de metales nobles y de metal base existentes. Como ya se ha mencionado, los metales nobles son oro, platino, paladio, rodio, rutenio, iridio y osmio. En teoría, los principales metales nobles de este tipo de aleaciones por porcentaje de peso son el oro o el paladio. Se han propuesto varios sistemas de clasificación para catalogar la amplia variedad de aleaciones con base de oro y paladio disponibles en el mercado. En 1984, la ADA propuso una clasificación sencilla de las aleaciones dentales para colado en tres categorías: alta nobleza (AN), noble (N) y de metal base predominante (MBP). El cuadro 19-1 muestra esta clasificación, que ha sido adoptada por numerosos fabricantes para simplificar la comunicación entre odontólogos y protésicos dentales. Algunas compañías de seguros la usan igualmente para determinar el coste de coronas y puentes. Este sistema no distingue entre aleaciones pertenecientes a una misma categoría (AN o N) que puedan tener propiedades muy diferentes.

La clasificación de las aleaciones dentales para colado es útil para estimar el coste relativo de las mismas, que viene determinado por el contenido de metal noble, así como por la densidad de la aleación. También es útil para la identificación de los códigos de las facturas que se utilizan cuando la aseguradora tiene que reembolsar. Como las compañías de seguros pagan más por las aleaciones de alta nobleza que por las aleaciones nobles o de metal base predominante, es importante para los odontólogos identificar correctamente la categoría del metal noble de la aleación que se está usando (AN o N).

CUADRO 19-1
Clasificación de aleaciones de la American Dental Association (1984)

Tipo de aleación	Contenido total en metal noble
Alta nobleza	Debe contener ≥40% de su peso en oro y ≥60% de su peso en elementos metálicos nobles (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
Noble	Debe contener ≥25% de su peso en elementos metálicos nobles (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
De metal base predominante (BP)	Contiene <25% de su peso en elementos metálicos nobles

Actualmente se encuentran disponibles en el mercado mundial cientos de marcas registradas de aleaciones de coronas y puentes. Algo más de la mitad de estas aleaciones están diseñadas para coronas totalmente metálicas, prótesis parciales fijas, restauraciones extracoronarias e incrustaciones que se describen de acuerdo con la especificación n.º 5 (1997) de ANSI/ADA como tipos 1 a 4. En el pasado, esta especificación se refería a las aleaciones con base de oro. Desde 1989, las aleaciones para colado aprobadas por la ADA pueden tener cualquier composición mientras pasen las pruebas de toxicidad, deslustrado, límite elástico y porcentaje de elongación. La tabla 19-2 recoge los requisitos exigidos por la ANSI/ADA en la especificación n.º 5, en cuanto a propiedades mecánicas de las aleaciones dentales para colado. Hay que tener en cuenta que dichos requisitos suelen referirse solamente para la situación de recocido (estado ablandado o calentado de las aleaciones de oro para colado); sólo se estipulan los requisitos para la situación endurecida para las aleaciones tipo 4.

Como ya se ha mencionado, el estándar propuesto por la norma ISO 1562 (2002) para las aleaciones de oro, también clasifica los cuatro tipos de aleación de acuerdo con su límite elástico (prueba de tensión al 0,2% de compensación) y especifica los requisitos mínimos relativos a la prueba de tensión y al porcentaje de elongación para cada tipo de aleación. Estos requisitos se enumeran en la tabla 19-3. A pesar de que no se indican en la tabla las propiedades de las muestras tratadas por calor, se asume que las muestras se enfrían en la zona de trabajo y si el fabricante recomienda un tratamiento de endurecimiento por calor, todas ellas deberán someterse a este tratamiento de calor antes de su comprobación.

Las aleaciones pueden clasificarse según su composición, su uso dental o el nivel relativo de esfuerzo que la prótesis metálica puede soportar. Por ejemplo, la norma ISO/DIS 1562 para aleaciones de oro que se muestra en la tabla 19-3 recoge las siguientes cuatro clases de aleaciones para prótesis totalmente metálicas o recubiertas de resina:

Tipo 1: Resistencia baja: para colados sometidos a esfuerzo muy bajo (p. ej., incrustaciones), el límite elástico mínimo (0,2% de compensación) es 80 MPa y el porcentaje mínimo de elongación es del 18%.

Tipo 2: Resistencia media: para colados sometidos a esfuerzos moderados (p. ej., incrustaciones, restauraciones extracoronarias y coronas completas), el límite elástico mínimo (0,2% de compensación) es 180 MPa y el porcentaje mínimo de elongación es del 10%.

Tipo 3: Resistencia alta: para colados sometidos a esfuerzos grandes (p. ej., restauraciones extracoronarias, **cofias** delgadas, pónticos, coronas y sillas), el límite elástico mínimo (0,2% de compensación) es 270 MPa, y el porcentaje mínimo de elongación es del 5%.

Tipo 4: Resistencia extra-alta: para colados sometidos a esfuerzos muy grandes (p. ej., sillas, barras, retenedores, cofias, algunas unidades simples y estructuras de prótesis

Tabla 19-2 **Requisitos de las propiedades mecánicas para aleaciones dentales para colado según la especificación n.º 5 de la ANSI/ADA para aleaciones dentales para colado**

	Resistencia (0,2% de compensación)			Elongación	
	Recocido		Endurecido	Recocido	Endurecido
Tipo de aleación	Mínimo (MPa)	Máximo (MPa)	Mínimo (MPa)	Mínimo (%)	Mínimo (%)
Tipo 1	80	180	—	18	—
Tipo 2	180	240	—	12	—
Tipo 3	240	—	—	12	—
Tipo 4	300	—	450	10	3

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 19-5 **Composiciones típicas de las aleaciones completamente metálicas, con recubrimiento de resina y prótesis metal-cerámicas**

		Composición elemental (% de su peso)				
Tipo de aleación	**Clasificación**	**Au**	**Pd**	**Ag**	**Cu**	**Ga, In, y Zn**
I	Alta nobleza (Base de Au)	83	0,5	10	6	Resto
II	Alta nobleza (Base de Au)	77	1	14	7	Resto
III	Alta nobleza (Base de Au)	75	3,5	11	9	Resto
III	Noble (Base de Au)	46	6	39	8	Resto
III	Noble (Base de Au)	—	25	70	—	Resto
IV	Alta nobleza (Base de Au)	56	4	25	14	Resto
IV	Noble (Base de Au)	15	25	45	14	Resto
Metal-cerámica	Alta nobleza (Base de Au)	52	38	—	—	Resto
Metal-cerámica	Noble (Base de Pd)	—	60	30	—	Resto
Metal-cerámica	Alta nobleza (Base de Au)	88	7	1	—	Resto
Metal-cerámica	Noble (Base de Pd: Alto Pd)	0-6	74-88	0-10	0-15	Resto

ta el IV de acuerdo con su función dental, de forma que la dureza va aumentando del tipo I al IV. La tabla 19-5 muestra la composición típica de estas aleaciones, en la que se ha seguido la conversión inicial a la numeración romana.

Tratamiento térmico de las aleaciones de metales nobles y de alta nobleza

Como se ha comentado previamente en el capítulo 6, las aleaciones de oro pueden endurecerse sensiblemente si la aleación contiene una cantidad suficiente de cobre. Las aleaciones tipo I y II no suelen endurecerse o lo hacen en menor grado que las aleaciones de oro tipo III y IV. El mecanismo de endurecimiento que se emplea actualmente es, probablemente, el resultado de varias transformaciones en estado sólido. Aunque los mecanismos precisos son dudosos, el éxito del proceso depende del tiempo y la temperatura. Las aleaciones de oro de tipo III y IV que pueden ser endurecidas, reforzadas desde su estado de recién coladas, pueden también ser reblandecidas. Siguiendo la terminología de la ingeniería metalúrgica, el tratamiento térmico de reblandecimiento se conoce como *tratamiento de la solución por calor* y el endurecimiento por calor se denomina **endurecimiento por envejecimiento.** Las bases metalúrgicas para ambos tratamientos térmicos se explicaron en el capítulo 6.

Material chroniony prawem autorskim

Tratamiento térmico de reblandecimiento de las aleaciones de oro para colado

El colado se coloca en un horno durante 10 minutos a una temperatura de 700 °C (1.292 °F) y después se enfría en agua. Durante este tiempo, se supone que todas las fases intermedias habrán cambiado a una solución sólida desordenada y el rápido enfriamiento evita la reorganización que se da al atemperarse el metal. El límite proporcional de resistencia a la tensión y la dureza disminuyen y la ductilidad aumenta.

El tratamiento de reblandecimiento térmico está indicado para estructuras que van a desgastarse, modelarse o, de cualquier modo, con las que se va a **trabajar en frío,** tanto fuera como dentro de la boca. Aunque 700 °C es una temperatura media de reblandecimiento adecuada, cada aleación tiene sus propios valores óptimos y son los fabricantes los que han de especificar la temperatura y el tiempo más favorables.

Tratamiento térmico de endurecimiento de las aleaciones de oro para colado

El endurecimiento térmico o por envejecimiento de las aleaciones dentales puede llevarse a cabo de varias formas. Uno de los tratamientos más prácticos es por calado o envejecimiento del colado a una temperatura específica durante un tiempo determinado, normalmente de 15 a 30 minutos, antes de templarlo en agua. La temperatura de envejecimiento depende de la composición de la aleación, pero está generalmente entre los 200 °C (392 °F) y 450 °C (842 °F). El fabricante especifica el tiempo y la temperatura adecuados.

Sería deseable someter a la aleación a un tratamiento de reblandecimiento por calor antes del endurecimiento por envejecimiento, a fin de eliminar la **tensión por endurecimiento** y para comenzar el tratamiento de endurecimiento con la aleación en estado sólido desorganizado. De otra manera, el proceso no se controlará adecuadamente porque el incremento de la resistencia, del límite proporcional y de la dureza y la disminución de la ductilidad dependen de la cantidad de las transformaciones posibles al estado sólido. Éstas, a su vez, dependen de la temperatura y del tiempo del tratamiento de endurecimiento por envejecimiento.

Como el límite proporcional aumenta durante el proceso, se puede esperar un aumento en el módulo de elasticidad. El tratamiento térmico de endurecimiento está indicado para las prótesis parciales metálicas, sillas protésicas, prótesis fijas y otras estructuras similares. Para estructuras pequeñas, como las incrustaciones, no suele emplearse ningún tratamiento de endurecimiento.

Respecto a la resistencia, el límite proporcional y el límite elástico son prácticamente medidas de la misma propiedad, que es el estrés/esfuerzo al que comienza la deformación plástica o a la que se produce un grado de deformación plástica muy limitado. En el capítulo 4 se ofrecen más detalles acerca de estas propiedades, que reflejan la capacidad relativa de una aleación (y por tanto, del colado de la prótesis) de resistir los esfuerzos mecánicos inducidos por la aplicación de una carga sin que se produzca una deformación permanente. Por lo general, el límite elástico aumenta cuando se pasa de las aleaciones de tipo I a las de tipo IV. El endurecimiento por envejecimiento incrementa sustancialmente esta propiedad (en algún caso cerca del 100%).

Los valores de dureza para las aleaciones de metales nobles se correlacionan bastante bien con su resistencia. Tradicionalmente, la dureza se ha utilizado como un indicador para determinar cuál es la aleación más adecuada para cada aplicación clínica.

La elongación (porcentaje) es una medida de ductilidad que indica la cantidad de elongación permanente por tensión que puede soportar una aleación antes de fracturarse. Cuando una aplicación clínica requiere algún tipo de deformación permanente de la estructura colada, como la que se necesita para los retenedores, el ajuste marginal y para el bruñido es fundamental que se produzca un grado razonable de elongación. El endurecimiento por envejecimiento reduce el porcentaje de elongación, en algunas ocasiones de forma muy significativa. Las aleaciones con baja elongación son materiales relativa-

Material chroniony prawem autorskim

cación puede compensarse, sobre todo si el sistema de bebederos está correctamente diseñado y permite el flujo de más metal líquido hacia las zonas donde está teniendo lugar la solidificación. También es posible eliminar parte de la contracción térmica total, de modo que la contracción del colado será menor que la esperada considerando las etapas posibles de contracción.

Debido a que a medida que la aleación va enfriándose a temperatura ambiente, la contracción térmica domina sobre la contracción del colado, las aleaciones con mayor punto de fusión tienden a sufrir mayor contracción, lo que debe compensarse con la técnica de colado si se quiere obtener un buen resultado.

Fusión del metal previamente colado

Cuando se funde una aleación para preparar un colado, el laboratorio dental usa, normalmente, barras de metal nuevas y además añade el metal de los bebederos de colados anteriores. Está aceptado que el 50% del contenido de la nueva aleación sea el de una aleación fundida con anterioridad. En un estudio debidamente controlado sobre las aleaciones de tipo III de bajo contenido en oro se observó un importante descenso del límite elástico y del porcentaje de elongación en las muestras procedentes de metal fundido previamente en una o dos ocasiones, aunque no hubo cambios significativos en relación con la resistencia a la tracción. La prevalencia de defectos de colado iba aumentando con el número de ocasiones en que la aleación había sido fundida. No hay un límite establecido en cuanto al número de veces que un metal fundido previamente puede reutilizarse con un 50% de aleación nueva y seguir conservando una resistencia clínicamente aceptable y un comportamiento adecuado a largo plazo.

Aleaciones de plata-paladio

Las aleaciones de plata-paladio son blancas y están compuestas en su mayoría por plata, aunque también contienen cantidades sustanciales de paladio (al menos el 25%) que les confieren cierto grado de nobleza y resistencia al deslustrado. El contenido de cobre y de oro en pequeñas cantidades es opcional. Las temperaturas de colado están en el mismo rango que las aleaciones de oro amarillo. Las aleaciones de Ag-Pd que no contienen cobre pueden llegar a tener de un 70 a un 72% de plata y un 25% de paladio, con propiedades físicas similares a las de las aleaciones de oro de tipo III y otras aleaciones con base de plata pueden contener alrededor de un 60% de este metal, con 25% de paladio y más de un 15% de cobre, y propiedades semejantes a las de las aleaciones de tipo IV. A pesar de que, en un principio, se publicó que su calidad era pobre, las aleaciones de Ag-Pd pueden dar lugar a colados aceptables. La principal limitación de estas aleaciones en general, y de las de Ag-Pd-Cu en particular, es su mayor facilidad de deslustrado y corrosión. No deben confundirse con las aleaciones de Pd-Ag diseñadas para restauraciones metal-cerámicas.

Debido a que los pacientes están cada vez más interesados en la estética, las restauraciones totalmente metálicas se han utilizado con menor asiduidad durante la pasada década. El uso de las restauraciones metal-cerámicas en los sectores posteriores ha aumentado en relación con el de coronas, incrustaciones y restauraciones extracoronarias totalmente metálicas. Debido a que la mayoría de las coronas y puentes en los dientes posteriores se basan en sistemas metal-cerámicos, las aleaciones para estas prótesis se discutirán con más detalle.

La tabla 19-5 recoge las composiciones de las aleaciones nobles y de alta nobleza (incluyendo las de Ag-Pd) para restauraciones totalmente metálicas (tipo I a tipo IV) y metal-cerámicas.

Aleaciones de cromo-níquel y cromo-cobalto

Las aleaciones de cromo-níquel y cromo-cobalto se describen con mayor detalle en las secciones que tratan sobre las prótesis metal-cerámicas y prótesis parciales. No suelen emplearse para las restauraciones totalmente metálicas.

Materiał chroniony prawem autorskim

Titanio y aleaciones de titanio

El uso del titanio puro comercial (CP Ti) y de las aleaciones de titanio aumentó significativamente en las últimas dos décadas del siglo XX. Estos metales pueden usarse para prótesis totalmente metálicas y metal-cerámicas, así como para implantes y estructuras de prótesis parcialmente removibles. El titanio está considerado como el metal más biocompatible de los que se utilizan en las prótesis dentales. Debido a sus propiedades únicas y, especialmente a su biocompatibilidad, no se incluye dentro de la clasificación de los metales base, sino que merece una consideración aparte, dentro de otra clase de metales.

De acuerdo con la American Society for Testing and Materials (ASTM), existen cinco grados de CP Ti no aleados (grados 1-4, y grado 7), según la concentración de oxígeno (del 0,18 al 0,40% de su peso) y hierro (del 0,2 al 0,5% de su peso). Otras impurezas son nitrógeno (0,03 al 0,05%), carbono (0,1%) e hidrógeno (0,015%). El grado 1 de CP Ti es la forma más pura y blanda. Tiene resistencia a la tracción moderadamente alta (grado 1 CP Ti, 240 MPa; grado 4 CP Ti, 515 MPa) y una rigidez (módulo elástico, 117 MPa) también relativamente alta, densidad baja (4,51 g/cm^3) y bajo coeficiente de expansión térmica ($9{,}4 \times 10^{-6}$/°C). El módulo elástico del CP Ti es comparable al del esmalte dental y las aleaciones nobles, pero es menor que el de otros metales base. Como ya se ha mencionado en el capítulo 3, el CP Ti es muy resistente al deslustrado y la corrosión. La protección contra la corrosión se debe a una película pasiva de oxidación muy fina (10 nm) que se forma espontáneamente. Sin embargo, debido a que el coeficiente de oxidación del titanio se incrementa extraordinariamente por encima de los 900 °C, es conveniente el uso de porcelanas de muy baja fusión (temperatura de sinterización inferior a 850 °C) para las prótesis titanio-cerámicas. Es necesario que la temperatura de sinterización de la cerámica sea inferior a 800 °C con el fin de minimizar la oxidación y evitar la conversión de la fase alfa a la fase beta, de mayor temperatura, tal y como se explica a continuación.

El titanio tiene un alto punto de fusión (1.668 °C), y se utiliza una máquina de colado especial con una capacidad de fusión determinada y en atmósfera de argón, además de un revestimiento compatible que garantice un colado aceptable. Debido a la reacción con el revestimiento, en la superficie de las aleaciones de titanio del modelo dental se forma una durísima capa llamada α, con un grosor aproximado de 150 µm.

Para el CP Ti colado, la dureza Vickers aumenta de un valor de casi 200 a cerca de 650 a una profundidad de 25 µm, y se necesitan instrumentos especiales para su acabado y ajuste. Debido a la presencia de la capa α, se han realizado modificaciones especiales en el titanio colado, usando soluciones de sosa cáustica o a base de recubrimientos de nitruro de silicio para mejorar la unión entre el CP Ti colado y la cerámica dental.

El titanio tiene la temperatura de fusión más alta de todos los metales que se utilizan para las prótesis metal-cerámicas y es muy resistente a la deformación por combado de las estructuras metálicas a las temperaturas de sinterización de la porcelana. Este alto punto de fusión va acompañado de un coeficiente de expansión térmica relativamente bajo, y para la unión al titanio se necesitan porcelanas de expansión particularmente baja.

A 885 °C, el titanio puro comercial sufre una transformación alotrópica de una estructura cristalina hexagonal y compacta (fase α) a una estructura cristalina centrada en el cuerpo (fase β). Se pueden obtener cuatro tipos de aleaciones de titanio: α, casi-α, α-β, y β. Una aleación β no formará una fase β cuando se enfríe. Una aleación casi-α formará una fase β limitada al enfriarse. Una aleación α-β contendrá una fase α a temperatura ambiente y puede contener una fase β retenida y/o transformada. Una aleación β retendrá la fase β durante el enfriamiento y también puede precipitar otras fases durante el tratamiento térmico. El vanadio, que tiene una estructura cúbica centrada en el cuerpo, es uno de los elementos de la aleación isomorfos con la fase β y es un estabilizador de la misma, es decir, provoca la transformación de fase β a fase β a bajas temperaturas durante el en-

Materiał chroniony prawem autorskim

friamiento. El aluminio, que es un estabilizador de la fase β (es decir, es responsable de la transformación de la fase α a la fase α a las temperaturas más altas de calentamiento), se incluye en las aleaciones α y casi-β. El aluminio, el estaño y el zirconio son solubles tanto en la fase α como en la fase α. La aleación de titanio que más se utiliza en odontología y, en aplicaciones comerciales generales, es la Ti-6Al-4V, que es una aleación α-β. Aunque esta aleación tiene mayor resistencia que el CP Ti, no es tan atractiva desde el punto de vista de la biocompatibilidad debido a ciertos inconvenientes para la salud provocados por la liberación lenta de átomos de aluminio y vanadio in vivo.

Aleación de aluminio y bronce

La ADA había aprobado una aleación con base de cobre como elemento principal. Sin embargo, debido a su susceptibilidad al deslustrado y la corrosión su uso se ha ido abandonando. Aunque el bronce se define tradicionalmente como una aleación de cobre-estaño (Cu-Sn) rica en cobre, con o sin otros elementos como el zinc y el fósforo, las aleaciones de bronce son, fundamentalmente, de dos, tres y cuatro componentes (binarias, ternarias y cuaternarias, respectivamente) que no contienen estaño, como el bronce aluminio (cobre-aluminio [Cu-Al]), bronce silicio (cobre-silicio [Cu-Si]), y bronce berilio (cobre-berilio [Cu-Be]). La familia de aleaciones de bronce-aluminio puede contener entre un 81 y un 88% de su peso de cobre, de un 7 a un 11% de aluminio, de un 2 a un 4% de níquel y de un 1 a un 4% de hierro. No se dispone de datos clínicos a largo plazo sobre estas aleaciones dentales de aluminio y bronce. Las aleaciones de cobre pueden reaccionar con el azufre y formar sulfuro de cobre, que puede deslustrar la superficie de esta aleación del mismo modo que el sulfuro de plata oscurece la superficie de las aleaciones con base de oro o de plata que contienen una cantidad importante de esta última.

PREGUNTA CLAVE

¿En qué se diferencian las aleaciones para prótesis totalmente metálicas de las que se usan en las prótesis metal-cerámicas?

ALEACIONES NOBLES Y DE ALTA NOBLEZA PARA PRÓTESIS METAL-CERÁMICAS

La mayor objeción al uso de la porcelana dental como material restaurador es su baja resistencia a la tracción y a la fatiga. Aunque la porcelana es capaz de resistir fuerzas de compresión con cierto éxito, el diseño de la subestructura no debe incluir formas en las que se produzcan esfuerzos de tracción grandes durante la carga.

Un método para minimizar este inconveniente es unir la porcelana directamente a la subestructura del molde de la aleación que se ha confeccionado y que ajusta en el diente preparado. Si se consigue una unión fuerte entre la faceta de porcelana y el metal, la faceta de cerámica soportará bien las cargas a las que la prótesis será sometida, por lo que el riesgo de fracturas se elimina o, al menos, se reduce al mínimo.

Para fabricar esta restauración, la subestructura metálica se encera, se cuela, se acaba y se trata con calor (oxidación). Se funde una capa delgada de porcelana sobre la superficie del metal oxidado para establecer la unión metal-cerámica y enmascarar el color de la subestructura. A continuación, las porcelanas de la dentina y el esmalte, conocidas en ocasiones como *porcelanas de cuerpo e incisal*, se funden a la porcelana opaca, se moldean, se maquillan para mejorar su apariencia estética y se glasean.

Las aleaciones metal-cerámicas originales contenían un 88% de oro y eran demasiado blandas para soportar las tensiones a las que se somete a restauraciones como las prótesis parciales fijas durante su uso. Debido a que no existía evidencia alguna de que se

Material chroniony prawem autorskim

produjera un enlace químico entre estas aleaciones y la cerámica, se usaba la retención mecánica y rieleras para evitar que la faceta de porcelana se despegase. Se efectuaron pruebas para comprobar la fuerza de la unión y se vio que la interfase metal-cerámica soportaba, sobre todo, fuerzas de tracción y fatiga. Después se vería que la fuerza de la unión de la porcelana a este tipo de aleación era menor que la propia de cohesión de la porcelana, lo que significa que si se produjese una fractura en la prótesis metal-cerámica, afectaría con mayor probabilidad a la interfase entre el metal y la porcelana. Añadiendo menos de un 1% de elementos formadores de óxidos como el hierro, el iridio y el estaño a esta aleación de alto contenido en oro, la fuerza de la unión entre el metal y la porcelana se multiplicaba por tres. El hierro incrementa también el límite proporcional y la resistencia de la aleación mediante la formación de un precipitado de $FePt_3$ con el platino.

La adición del 1% de metales base a una aleación de oro, paladio y platino era suficiente para producir una pequeña capa de óxido sobre la superficie de la subestructura que hiciera posible que la fuerza de la unión entre el metal y la porcelana sobrepasase la fuerza de adhesión de esta última. Este nuevo tipo de aleación, con pequeñas cantidades de metales base añadidos, se convirtió en el estándar para las prótesis metal-cerámicas. Como consecuencia de las presiones económicas, apareció otro tipo de aleaciones con base de oro, paladio y metal-cerámica, al tiempo que se desarrollaban también metales base para este mismo propósito.

Aunque existe un gran número de aleaciones que tienen la capacidad técnica de unirse a la porcelana dental, pueden tener cabida en la clasificación descrita previamente, que se basa en la composición de la aleación. Como se muestra en el cuadro 19-1, las aleaciones metal-cerámicas entran dentro de una de las tres categorías generales –alta nobleza, noble, o de metal base predominante– y se clasifican de acuerdo con su composición. Usando este método, las aleaciones con composición, propiedades físicas y características de manejo similares pueden agruparse juntas.

A pesar de la gran variedad de composiciones químicas, todas las aleaciones descritas a continuación de acuerdo a sus principales elementos químicos comparten, al menos, tres características comunes: 1) Tienen la capacidad de unirse a las porcelanas dentales. 2) Sus coeficientes de contracción térmica son compatibles con los de éstas. 3) Su temperatura de solidus es lo suficientemente alta para permitir la aplicación de porcelanas de baja fusión. La integridad y longevidad de esa unión dependen de una multitud de factores, como se describe en el capítulo 21.

Los coeficientes de expansión térmica (CET) tienden a tener una relación recíproca con los puntos de fusión de las aleaciones (debido a una relación inversamente proporcional con la resistencia de los enlaces interatómicos) y con el intervalo de fusión de las mismas, es decir, cuanto mayor sea la temperatura de fusión de un metal, menor será su CET. Este factor es importante a la hora de formular las aleaciones metal-cerámicas para diferentes cerámicas dentales. Las aleaciones metal-cerámicas también suelen denominarse de *porcelana fundida a metal* (PFM) o *aleaciones metal-cerámicas*. El término descriptivo más adecuado es *metal-cerámica*, seguido por *porcelana-fundida-a-metal*, aun cuando esta última implica la sinterización de la porcelana más que su fusión. Igualmente, los acrónimos preferidos son PFM o MC, en vez de otros como PUM (porcelana unida a metal) y PAM (porcelana a metal).

Como ya se ha comentado, las aleaciones para la unión metal-cerámica tienen algunos requisitos particulares que no son aplicables a otros productos totalmente metálicos. Deben tener un coeficiente de expansión/contracción térmica comparable o ligeramente superior al de las facetas de porcelana y su intervalo de fusión también debe ser lo suficientemente alto para que no se comben ni se derritan durante la sinterización de las mismas. En la figura 19-1 se muestra una ilustración esquemática de la deformación por combado de la estructura de una prótesis parcial fija (PPF). Para evitar este posible problema, se debe utilizar una aleación resistente al combado. El protésico dental o el fabricante de las aleaciones serán quienes faciliten asesoramiento técnico sobre las diferentes opciones. Si durante el calentamiento de la porcelana se han producido defor-

Material chroniony prawem autorskim

taño y/o iridio para incrementar la dureza de la aleación y promover la formación de óxido y una adecuada unión a la porcelana. Se necesita un equilibrio apropiado para mantener una temperatura de colado razonablemente baja y un coeficiente de contracción térmica compatible. La sustitución de oro por paladio incrementa el rango de fusión, pero disminuye el coeficiente de contracción de la aleación. El aumento del contenido en plata tiende a reducir el rango de fusión e incrementa el coeficiente de contracción. En el capítulo 6 se comentó que las microestructuras de varias aleaciones comerciales de Pd-Ag podían variar considerablemente a nivel submicroscópico cuando se examinan con el microscopio electrónico de transmisión, donde la composición y la morfología de los precipitados observados dependen de las proporciones específicas de los elementos secundarios de las aleaciones. Estos precipitados explican las diferencias en las propiedades mecánicas y en el comportamiento frente a la corrosión de las aleaciones de Pd-Ag comerciales.

Debido a su alto contenido en plata, en comparación con las aleaciones con base de oro, el efecto de la decoloración de la plata es más grave. Los acondicionadores metálicos del oro o los agentes de recubrimiento cerámicos pueden minimizar este efecto. Sin embargo, muchas de las porcelanas que se utilizan hoy en día están formuladas para minimizar o eliminar este problema. No obstante, se ha de actuar con cautela cuando se desee obtener colores claros. Salvo para las restauraciones posteriores, se debe empezar a experimentar con restauraciones aisladas unitarias antes de proceder a la fabricación de prótesis parciales fijas.

La baja gravedad específica de estas aleaciones (10,7 a 11,1), junto con su bajo coste intrínseco, las hace más atractivas como alternativa económica a las de base de oro. Algunas de las aleaciones de este tipo con menor contenido en plata (aproximadamente el 28%) son más fáciles de bruñir en comparación con otras aleaciones de metales nobles. Una aleación con una DV de 170 a 180, un límite elástico de unos 460 MPa (67.000 psi), y un valor de elongación del 25% debería bruñirse con facilidad. Las de este tipo son fáciles de desbastar y pulir.

Se considera que la mayoría de las aleaciones de Pd-Ag tienen una adhesión a la porcelana aceptable. Sin embargo, existe un estudio que indica que algunas de estas aleaciones pueden formar óxidos internos en vez de externos. En lugar de la formación de una capa externa de óxido, que es lo deseable, se desarrollan nódulos de Pd-Ag sobre la superficie (fig. 19-3) que mejora la retención de la porcelana gracias a una

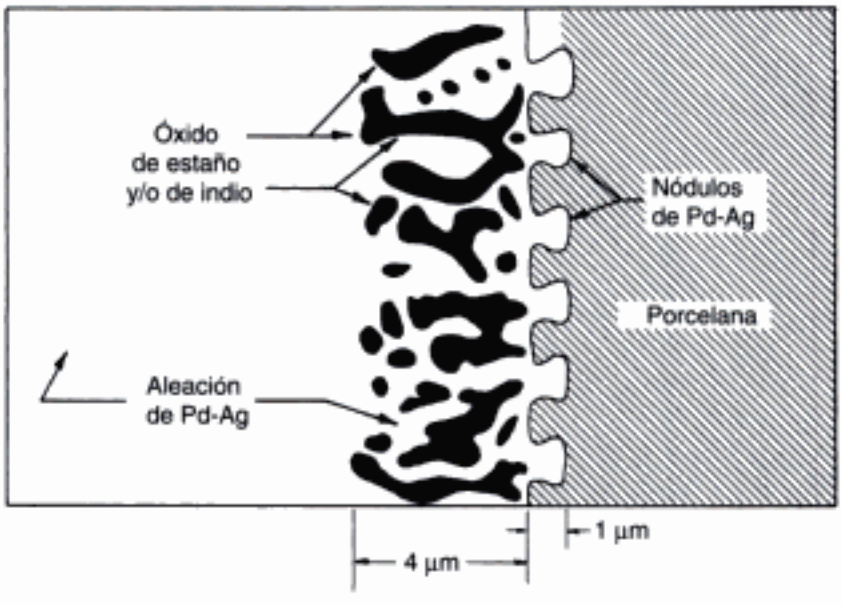


Fig. 19-3 Formación interna de óxido y de nódulos debido a la fluencia en una aleación de Pd-Ag para restauraciones metal-cerámicas.

Material chroniony prawem autorskim

unión mecánica en lugar de química. Sin embargo, aparentemente, esta condición no ha dado lugar a un número significativo de fracturas por descementado como para preocuparse por ello.

En general, la compatibilidad térmica de estas aleaciones es buena, excepto con ciertas porcelanas de baja expansión. Como con todas las aleaciones, se debe consultar al fabricante para determinar qué porcelana puede no ser compatible con una aleación determinada.

Aleaciones de paladio-cobre-galio

Las aleaciones de paladio-cobre-galio (grupo IX de la tabla 19-6) datan de la patente del año 1983 para las aleaciones Option (Ney), y fueron muy populares en la década de los noventa. No existen estudios sobre sus efectos secundarios. Sin embargo, el precio del paladio se disparó a principios del año 2000 y los odontólogos se vieron obligados a usar otras aleaciones. En comparación con el precio de 117 $ por onza-quilate en noviembre 1996 el precio del paladio aumentó a 1.090 $ por onza-quilate en enero de 2001 y en diciembre 2002 descendió a 222 $.

El odontólogo debe ser consciente del efecto que puede tener sobre la estética el color marrón oscuro o negro del óxido que se forma durante el proceso de oxidación y los ciclos posteriores de cocción de la porcelana. Los estudios de difracción y espectroscopia fotoelectrónica de rayos X han permitido establecer la composición de las capas de óxido que se forman sobre estas aleaciones; el color oscuro se correlaciona con el tipo de óxido presente. El técnico de laboratorio debe ser cuidadoso a la hora de enmascarar completamente este óxido con porcelana opaca y, así, eliminar la antiestética banda oscura que aparece en las uniones entre ésta y el metal. También es importante asegurarse de que el óxido que se forma en la superficie del metal durante el tratamiento de oxidación sea marrón y no negro. Debido a los problemas estéticos que pueden presentarse asociados a estas aleaciones, no son demasiado aceptadas en odontología.

Las diferencias en la composición de las aleaciones de Pd-Cu-Ga da lugar a una amplia gama de propiedades mecánicas: el límite elástico varía de 520 a más de 1.200 MPa (75.000 a más de 170.000 psi), el porcentaje de elongación a la fractura oscila entre un 7 y un 30%, y la dureza varía de aproximadamente 265 a más de 400. La DV de algunas de las aleaciones de Pd-Cu-Ga originales es tan alta como la de algunas aleaciones de metal base, por lo que su capacidad de bruñido será pobre, a excepción de las áreas marginales, que son relativamente delgadas. Sin embargo, los técnicos de laboratorio coinciden en que la mayoría de estas aleaciones son más sencillas de manejar que las de metal base y que el control cuidadoso de su composición por parte de los fabricantes ha dado lugar a aleaciones de Pd-Cu-Ga con una DV muy inferior a 300. Aunque la incompatibilidad térmica se considera un gran problema, sí existen datos de distorsión de cofias metálicas ultrafinas (0,1 mm). A pesar del interés de las primeras investigaciones sobre deformación por combado, los cambios dimensionales de las aleaciones para coronas con alto contenido en paladio durante la fabricación de restauraciones metal-cerámicas no debería ser un problema importante si existe un control adecuado de las técnicas del laboratorio dental. La mayoría de los cambios dimensionales se producen durante la fase inicial de oxidación y como resultado de una presión y/o tiempo excesivos de arenado.

Aleaciones de paladio-galio-plata

Las aleaciones de paladio-galio-plata (grupo X de la tabla 19-6), la más reciente de las aleaciones de metales nobles, se introdujeron porque tienden a formar un óxido más claro que el de las de Pd-Cu y son térmicamente compatibles con porcelanas de menor expansión. En comparación con la mayoría de las aleaciones con base de Pd, las de Pd-Cu-Ga tienen una menor dureza; cualidad que hace más fácil el ajuste del molde colado tanto en el laboratorio como en la consulta. El óxido, esencial para la unión a la

Material chroniony prawem autorskim

porcelana, es relativamente oscuro, pero algo más claro que el de las aleaciones de Pd-Cu-Ga y Pd-Co-Ga. Por lo general, el contenido en plata es relativamente bajo (del 5 al 8% de su peso en la mayoría de los casos), por lo que no suele *enverdecer* la porcelana de forma significativa. Deben emplearse con cautela cuando se usen por primera vez hasta que se disponga de datos clínicos. Existe poca información sobre la resistencia de la unión con la porcelana o la compatibilidad térmica. En general, las aleaciones de Pd-Ga-Ag tienen unos coeficientes de contracción térmica bajos y, por ello, cabe esperar que sean más compatibles con porcelanas de menor expansión. Para evitar fallos clínicos innecesarios, el odontólogo debe seleccionar aleaciones certificadas como aceptables por la ADA o la ISO. Además, debe pedirle al fabricante que le facilite una lista (por escrito, si es posible) de las porcelanas con las que la aleación seleccionada es compatible.

Decoloración de la porcelana por la plata

No se conoce totalmente el mecanismo por el que la porcelana sufre decoloración. Se cree que la dispersión coloidal de los átomos de plata que entran en la porcelana del cuerpo e incisal o en la superficie glaseada a través del vapor o por difusión superficial puede causar cambios de color a matices verde, amarillo-verdoso, amarillo-anaranjado, naranja y marrón. Se aplicó de forma generalizada el término *enverdecer* para referirse a este fenómeno de decoloración.

Se cree que las porcelanas con mayor contenido en sodio presentan una decoloración más intensa debido a la rápida difusión de plata en el vidrio que contiene sodio. Esta hipótesis se basa en que se ha observado una mayor decoloración en porcelanas más claras y en porcelanas con menor contenido en opaquer y mayor concentración de sodio.

Aunque este fenómeno se conoce como *enverdecimiento*, también pueden apreciarse tonalidades amarillentas en las áreas descoloridas de la cerámica. Normalmente, la intensidad de la decoloración (saturación) es mayor en la región cervical porque la difusión superficial de la plata desde el margen del metal hace que aumente la concentración en esa zona. Tuccillo y Cascone han propuesto que la plata en forma de óxido gaseoso también se vaporiza desde la aleación y se deposita en las zonas del horno que están más frías. Durante los ciclos posteriores de calentamiento y enfriamiento, la plata se vaporiza y se condensa sobre la restauración y, de nuevo, en las zonas más frías de las paredes del horno. Como el gas de plata es más activo cerca de la superficie de la aleación, se produce su absorción en la superficie de la porcelana. Este fenómeno explica, además, la decoloración más intensa que suele observarse cerca de la línea de unión metal-cerámica.

Hay porcelanas que son resistentes a la decoloración por la plata. El mecanismo propuesto para explicar esta diferencia es la ionización de este metal por porcelanas con gran potencial oxidativo. Como se cree que la decoloración se debe principalmente a la presencia de átomos de plata neutros más que a iones, la conversión de óxido de plata a iones plata por parte de porcelanas con una mayor afinidad por el oxígeno minimizaría este efecto.

La extensión de la decoloración de la porcelana es más grave en el caso de aleaciones con alto contenido en plata, colores más claros, múltiples procedimientos de cocción, temperaturas más altas, porcelana del cuerpo en contacto directo con la aleación, ciclos de cocción al vacío y ciertos tipos de porcelanas. Al menos, dos distribuidores comerciales defienden que sus productos cerámicos, Will-Ceram (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) y Pencraft (Pentron Corp., Wallingford, CT) son resistentes a la decoloración cuando se utilizan con aleaciones con un contenido en plata superior al 38%.

Puede producirse enverdecimiento incluso cuando la porcelana se cuece sobre aleaciones sin plata y se atribuye a la vaporización de este elemento desde las paredes del horno contaminado. En primer lugar, debe emplearse rutinariamente una barra de grafito para mantener una atmósfera reductora cerca de la aleación, que inhibe la formación de óxido de plata. Esta forma química facilita la vaporización de este metal; sin em-

Material chroniony prawem autorskim

bargo, la barra de grafito no es eficaz para eliminarlo de las paredes del horno cuando éste está muy contaminado.

Existen dos tipos de agentes para recubrir el metal que pueden disminuir los efectos de la decoloración de la porcelana. Se puede colocar una capa de oro puro sobre el sustrato de metal para reducir la concentración superficial de plata. Esta técnica disminuye el contenido de plata en la superficie de la aleación como resultado de la difusión de átomos de oro dentro de la misma durante el ciclo de oxidación, reduciendo así la concentración de átomos de plata que pueden evaporarse de la superficie a temperaturas elevadas. También puede proyectarse un acondicionador cerámico que se cuece sobre la superficie del metal que actúa como una barrera entre la aleación y la porcelana. Sin embargo, en cualquiera de los casos, es necesario realizar un paso adicional y no se recomienda ninguna de estas precauciones porque una capa más podría reducir la resistencia de la unión del metal a la porcelana. En su lugar, es mejor usar una porcelana de muy baja fusión o que no se decolore.

Las aleaciones de Au-Pd-Ag, que contienen entre un 5 y un 12% de plata son más susceptibles a la decoloración de la porcelana que las que tienen entre un 5 y un 8% (Au-Pt-Pd o Au-Pd-Pt). El moldeado, la resistencia de unión a la porcelana, el bruñido, la calidad de la unión de la soldadura y la resistencia a la corrosión de las aleaciones de Au-Pd-Ag son comparables a los de las dos primeras aleaciones indicadas en la tabla 19-6. La resistencia al combado de las estructuras de tramo largo es algo mejor que la de las aleaciones de mayor contenido en oro.

Compatibilidad e incompatibilidad térmica de los sistemas metal-cerámicos

La *compatibilidad térmica* se refiere a la capacidad de un metal y de la porcelana que lo recubre de contraerse a valores similares (el coeficiente de expansión térmica del metal, α_M, es comparable en magnitud con el coeficiente de expansión térmica de la porcelana,α_p) durante el enfriamiento desde la temperatura de sinterización de la cerámica (>871 °C o 1.600 °F para las porcelanas de baja fusión y <871 °C para las de muy baja fusión). Si la combinación del metal y la porcelana es compatible, las fuerzas de tracción transitorias que tienen lugar durante el enfriamiento hasta la temperatura ambiente no llegan a causar un agrietamiento inmediato o tardío de la porcelana. El éxito clínico de las restauraciones con recubrimiento cerámico también depende de que la adhesión, el ajuste de la estructura a la cofia (adaptación marginal) y la estética sean aceptables y de la ausencia de tensión residual alta. (La tensión instantánea a una temperatura determinada durante el ciclo de enfriamiento se denomina *tensión transitoria*, y la distribución de la tensión que tiene lugar a temperatura ambiente, da lugar a la llamada *tensión residual*.) Aunque la adhesión a la porcelana es un factor crítico, se cree que el número de fallos clínicos atribuibles a una mala adhesión de las restauraciones metal-cerámicas (fabricadas con aleaciones a base de oro) es bajo. Más preocupantes son las grietas de aparición tardía y que dan lugar a un fallo prematuro de la prótesis metal-cerámica. Se cree que este tipo de fallo se debe a la interacción de la humedad con esfuerzos de tensión residuales relativamente altos en la porcelana al final de la fase de glaseado. Las fracturas tardías de este tipo se atribuyen a la corrosión por tensión. Los esfuerzos de tensión superpuestos como resultado de fuerzas intraorales pueden originar una propagación de las grietas e, incluso, al deslaminado de la porcelana.

En la figura 19-4 se muestra una representación del efecto aditivo de las fuerzas de tracción tangenciales (+20 MPa) inducidas en la porcelana por fuerzas intraorales y esfuerzos tangenciales residuales de compresión (−40 MPa) producidas por diferencias en la contracción térmica cuando $\alpha_M > \alpha_p$ que originan un esfuerzo compresivo tangencial de −20 MPa. En este caso, la fuerza se aplica sobre la superficie vestibular de la corona de un incisivo mandibular, fabricada con un sistema compatible de metal-cerámica. Hay que tener en cuenta que el esfuerzo compresivo residual axial o tangencial incrementa la resistencia a la tracción *eficaz* de la porcelana, ya que primero debe superarse

Material chroniony prawem autorskim

fracaso clínico. Sin embargo, cerca de la interfase pueden aparecer esfuerzos de tensión radial simultáneamente con los esfuerzos compresivos en aro.

Aunque un sistema metal-cerámico se considera compatible en condiciones normales, un número importante de prótesis se fabrica en condiciones menos ideales. Las fracturas por incompatibilidad pueden tener lugar con sistemas compatibles (o incompatibles) cuando se emplean intervalos de enfriamiento atípicos, la proporción entre el espesor de la cerámica y el del metal es excesiva, cuando la geometría de la estructura o de la cofia no es adecuada, o cuando el número de ciclos de cocción excede el recomendado por el fabricante de la porcelana. Se sabe que la cocción excesiva incrementa el coeficiente de contracción de algunas cerámicas debido a la aparición de cambios estructurales en la fase de la leucita, el principal cristal presente en la matriz cristalina. La leucita, cuya fórmula química es $K_2O{\cdot}Al_2O_3{\cdot}4SiO_2$, es el principal componente microestructural de alta expansión de las porcelanas dentales y su presencia aumenta sensiblemente el coeficiente de contracción de la porcelana cuando se necesitan más de cinco ciclos de cocción. Algunos de los hornos de cerámica programables se utilizan con tiempos de cocción mucho más rápidas e intervalos de enfriamiento mucho más lentos de lo que permitían los hornos manuales convencionales. La distribución de la temperatura en las muflas verticales de los hornos puede también ser distinta de la de los manuales con muflas horizontales. Se cree que proporciones más grandes entre el grosor de la porcelana y el del metal-cerámica están relacionadas con mayores tensiones de tracción residual en la porcelana. Esta situación puede darse cuando el protésico dental decide reducir al mínimo el espesor del metal por motivos económicos. Además, la presencia de pequeños ángulos agudos externos sobre el borde incisal de las cofias metálicas puede amplificar la magnitud de los esfuerzos de tensión en estas áreas aun cuando la tensión media residual sea baja.

Uno de los aspectos más controvertidos de la compatibilidad de los sistemas metal-cerámica es si la apertura marginal de una cofia unitaria o la distorsión generalizada de las estructuras puede provenir de la generación de grandes tensiones transitorias en la aleación debido a la incompatibilidad de la contracción térmica. Varios estudios han demostrado que el cambio en la interfase marginal es mayor después de la oxidación, como ya se ha indicado al hablar de las aleaciones de alto contenido en paladio. El resultado de estas investigaciones indica que los esfuerzos generados como consecuencia de la incompatibilidad térmica entre el metal y la porcelana no son la causa principal de la distorsión marginal o generalizada de las cofias. De hecho, el arenado de la cara interna de la cofia metálica para eliminar la capa de óxido es una posible causa de la distorsión del metal. Se debe limitar el tiempo de arenado y aplicar una presión de arenado mínima para minimizar la distorsión de los márgenes del metal.

Aleaciones para porcelanas de fusión ultrabaja

El progreso, en lo que a las cerámicas respecta, se ha centrado en mejorar la apariencia estética de los materiales para conseguir que sea natural. Como resultado, las temperaturas de sinterizado de algunas de las nuevas porcelanas de fusión ultrabaja se encuentran ahora por debajo de los 850 °C. Las temperaturas de fusión más bajas han beneficiado a las aleaciones de alto contenido en oro, cuya resistencia al combado durante la cocción de la porcelana es, en ocasiones, baja.

Porcelanas menos abrasivas

A mediados de la década de los ochenta, se introdujo un nuevo tipo de porcelana que contiene una fase vítrea y partículas cristalinas muy pequeñas. En general, son menos abrasivas al contacto con los dientes antagonistas y se sinterizan a una temperatura menor que las porcelanas convencionales. También tienen un mayor coeficiente de expansión térmica que las porcelanas convencionales, que es, por tanto más cercano a los coeficientes de expansión térmica de las aleaciones de colado que se emplearán en la fabricación de prótesis metal-cerámicas.

Material chroniony prawem autorskim

Aleaciones para prótesis parciales

La mayoría de las estructuras de las prótesis parciales removibles están hechas de aleaciones con base de níquel, cobalto o titanio como principal componente metálico. El níquel es un elemento de transición maleable, dúctil, de color plateado, con un número atómico de 28 y un punto de fusión de unos 1.450 °C. El cobalto es un elemento de transición de color plateado con un número atómico de 27, con un punto de fusión alrededor de los 1.500 °C y poca ductilidad a temperatura ambiente. Todas las aleaciones con base de cobalto o níquel contienen cromo para prevenir la corrosión y el deslustrado. El mecanismo de pasivación de la aleación se basa en la formación de una fina capa de óxido de cromo (Cr_2O_3). La mayoría de las aleaciones de Cr-Co contienen molibdeno (Cr-Co-Mo) y algunas también níquel (Cr-Co-Ni). Ciertas aleaciones de Cr-Ni contienen berilio (Be), que disminuye su punto de fusión, mejorando el modelado. Las estructuras también pueden fabricarse con Ti-6Al-4V y CP Ti, que es el metal más biocompatible.

Propiedades físicas de las aleaciones nobles y de alta nobleza

Las propiedades físicas más importantes de las aleaciones para las restauraciones totalmente metálicas o metal-cerámicas se reflejan en la tabla 19-7. El fabricante también suele editar listados similares. El intervalo de fusión establece la base para la temperatura de colado, cuyo límite superior corresponde al estado líquido. A este valor deben añadirse entre 75 y 150 °C (aproximadamente de 167 a 302 °F) para obtener la temperatura de colado adecuada. En la práctica habitual del laboratorio dental, cuando se usa la llama para derretir el metal, la temperatura óptima de colado se valora visualmente cuando el metal fundido está lo suficientemente fluido para responder al movimiento de la llama. Con las máquinas modernas de colado por centrifugación que usan fusión por inducción, el operador puede establecer la temperatura de colado deseada. El límite inferior del intervalo de fusión puede utilizarse de forma similar para estimar las temperaturas máximas de **soldadura.**

Las aleaciones metal-cerámicas deben tener un alto rango de fusión para que el metal se solidifique muy por encima de la temperatura de sinterización de la porcelana, a fin de minimizar la distorsión (combado) del molde durante ésta. Por otro lado, las aleaciones con base de oro de tipo I a tipo IV para restauraciones totalmente metálicas deben tener unas temperaturas de fusión considerablemente menores si se van a colar con un equipo convencional y si se va a usar un revestimiento de yeso. La amplitud del intervalo de fusión es importante porque cuanto mayor sea éste, mayor será la tendencia a la alteración de la composición interna durante la solidificación (cap. 6).

La técnica de la cera perdida para colados que se emplea en la fabricación de coronas conlleva el relleno con un volumen fijo de aleación. Las aleaciones, sin embargo, se venden al peso. Para un peso equivalente de una aleación pueden fabricarse más coronas con una aleación de una densidad más baja, porque se necesita menos metal para rellenar el mismo volumen. El volumen específico (cm^3/g), que es el recíproco de la densidad (g/cm^3), es un indicador del volumen de metal (cm^3) que puede ser colado a partir de una masa (g) del mismo. El rango de gravedad específica (10,6 a 18,3 cm^3/g para las aleaciones metal-cerámicas nobles) indica que puede fabricarse una cantidad considerablemente mayor de colados (aproximadamente un 72%) a partir de la aleación con la densidad más baja de la tabla que con la que tiene la densidad más alta.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las ventajas y los inconvenientes de las aleaciones de metal base frente a las aleaciones nobles y de alta nobleza para las restauraciones metal-cerámicas?

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 19-7 Propiedades físicas de algunos metales nobles modernos para aleaciones dentales

Tipo de aleación	Elementos principales	Rango de fundido	Densidad (g/cm³)	Límite de elasticidad‡ (MPa)	Límite de elasticidad‡ (psi)	Dureza (NDV)	Porcentaje de elongación
I	Alta nobleza	943-960 °C (1.730-1.760 °F)	16,6	103	(15.000)	80	36
II	Alta nobleza	924-960 °C (1.695-1.760 °F)	15,9	186	(27.000)	101	38
III	Alta nobleza	924-960 °C (1.710-1.760 °F)	15,5	207 H275	(30.000) (H40.000)	121 H182	39 H19
	Noble	843-916 °C (1.550-1.680 °F)	12,8	241 H586	(35.000) (H85.000)	138 H231	30 H13
	Ag-Pd noble	1.021-1.099 °C (1.870-2.010 °F)	10,6	262 H323	(38.000) (H47.000)	143 H154	10 H8
IV	Alta nobleza	921-943 °C (1.690-1.720 °F)	15,2	275 H493	(40.000) (H71.500)	149 H264	35 H7
	Alta nobleza	871-932 °C (1.600-1.710 °F)	13,6	372 H720	(54.000) (H104.500)	186 H254	38 H2
	Noble	930-1.021 °C (1.705-1.870 °F)	11,3	434 H586	(63.000) (H85.000)	180 H270	10 H6
Metal-cerámica	*Alta nobleza	1.271-1.304 °C (2.250-2.380 °F)	13,5	572	(83.000)	220	20
	Noble	1.232-1.304 °C (2.250-2.380 °F)	10,7	462	(67.000)	189	20
	†Alta nobleza	1.149-1.177 °C (2.100-2.150 °F)	18,3	450	(65.300)	182	5
	Noble	1.155-1.302 °C (2.111-2.375 °F)	10,6-11,5	476-685	(68.000-95.000)	235-270	10-34

HV, Dureza de Vickers.
*Blanca.
†Amarilla.
‡H, Endurecimiento por envejecimiento. El resto de valores son para el estado calentado (ablandado).

ALEACIONES DE METALES BASE PARA PRÓTESIS DE METAL Y METAL-CERÁMICAS COLADAS

Una encuesta realizada a 1.000 propietarios de laboratorios dentales en 1978 reveló que sólo el 29% de estos laboratorios estaban usando aleaciones de Cr-Ni o de Cr-Co para restauraciones de metal colado o metal-cerámicas. Hacia 1981, el porcentaje de laboratorios que empleaban estas aleaciones de metal base aumentó hasta el 70% debido a las fluctuaciones del precio de los metales nobles durante este período. La mayoría de los laboratorios dentales mostraron una preferencia por las aleaciones de Cr-Ni frente a las de Cr-Co. El porcentaje de metales base usados en odontología disminuyó entre 1981 y 1995. Aunque el aumento de su aceptación durante este período, se debió en gran parte a la influencia de las rápidas fluctuaciones del precio internacional del oro y otros metales nobles, el descenso posterior del coste de los metales nobles tuvo escaso efecto a la hora de invertir esta tendencia. Las aleaciones de Cr-Ni-Be han mantenido su popularidad a pesar de la posible toxicidad del berilio y el potencial alergénico del níquel mientras

Material chroniony prawem autorskim

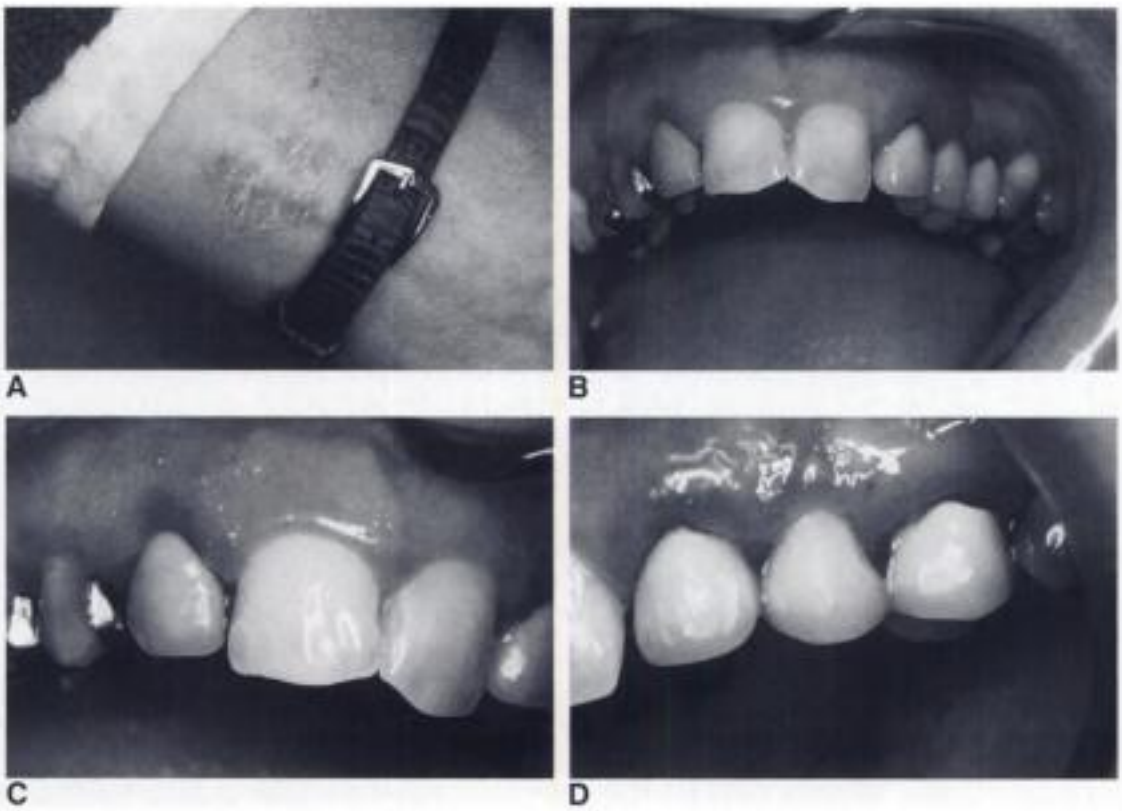


Fig. 19-5 Alergia a la aleación de níquel. **A,** Reacción de tipo eczematoso causada por la hebilla metálica de un reloj. **B,** Posible alergia a las aleaciones con base de níquel que se emplean para la fabricación de las coronas metal-cerámicas de las PPF (**B** y **C**) y las coronas individuales (**D**). Véase también lámina en color.

que en algunas regiones se ha constatado un incremento del uso de las aleaciones de paladio.

Se ha incluido esta sección para ofrecer una valoración crítica de los riesgos y los beneficios de las aleaciones de metal base cuando se comparan con las de base de oro o paladio para las prótesis metal-cerámicas. Cabe preguntarse por qué las aleaciones de Cr-Ni y Cr-Ni-Be mantienen su popularidad a pesar de la toxicidad del berilio y del potencial alergénico del níquel. En la figura 19-5 se muestran ejemplos de alergia al níquel en la mano de un individuo sometido a exposiciones frecuentes a este metal.

Existen varias razones para usar las aleaciones de cromo-níquel en odontología:

1. El níquel se combina con el cromo para formar una aleación muy resistente a la corrosión.
2. Las aleaciones de Cr-Ni empezaron a ser populares a comienzos de la década de los 80 por su bajo precio (2 a 3 $ por onza del sistema americano [1 onza = 28,349 gramos]) cuando el precio del oro se incrementó a más de 500 $ por onza-quilate. Debido a que las restauraciones fabricadas con aleaciones Cr-Ni-Be se han venido utilizando con gran éxito desde mediados de los años ochenta hasta ahora, muchos odontólogos las han seguido usando.
3. Se han empleado aleaciones como la Ticonium 100 en la fabricación de estructuras de prótesis parciales removibles durante muchos años con pocos casos de reacciones alérgicas. Sin embargo, se cree que el epitelio del paladar puede ser más resistente a éstas (dermatitis de contacto) que el epitelio del surco gingival.
4. Las aleaciones de Cr-Ni y Cr-Ni-Be son relativamente baratas en comparación con las aleaciones nobles y de alta nobleza. El precio de las aleaciones de base de níquel es estable, a diferencia del precio de las de base de paladio.

Material chroniony prawem autorskim

ras. La concentración máxima permitida es de 5 $\mu g/m^3$ (durante no más de 15 minutos). Para un tiempo mínimo de 30 minutos, el tope de concentración permitido es de 25 $\mu g/m^3$. El National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recomienda una concentración límite de 0,5 $\mu g/m^3$ en una muestra de 130 minutos. Moffa y cols. (1973) publicaron que si no se utiliza un sistema local de filtrado de gases, los niveles altos de berilio se acumulan durante el acabado y el pulido. Cuando se emplea un sistema de ventilación, la concentración de berilio en la zona de aire respirable se reduce a niveles que los autores consideran seguros. Los trabajadores expuestos a concentraciones moderadamente altas de polvo de berilio durante períodos cortos de tiempo, o a bajas concentraciones durante intervalos prolongados, pueden experimentar signos y síntomas propios de una enfermedad aguda. Las respuestas fisiológicas varían desde una dermatitis de contacto hasta una neumonitis química grave que puede llegar a ser fatal. La enfermedad crónica se caracteriza por síntomas que aparecen de forma aislada después de varios años de producirse la exposición y persisten durante más de un año; varían desde una simple tos, dolor de pecho y debilidad general hasta una disfunción pulmonar.

Los niveles de berilio en el aire pueden controlarse con un sistema local adecuado de filtración de gases. Sin embargo, no se debe concluir que el fundido o desbastado de las aleaciones de Cr-Ni sin berilio y el desbastado de otros materiales dentales no supone un riesgo importante para la salud del técnico de laboratorio. Una buena ventilación y sistemas adecuados de filtración de gases resultan imprescindibles para el procesamiento del material. La profesión dental debería investigar los métodos precisos para minimizar estos riesgos.

Riesgos potenciales para los pacientes

Algo que preocupa bastante a los pacientes es la exposición intraoral al níquel, especialmente en aquéllos que tienen alergia a este elemento. La dermatitis provocada por el contacto con soluciones que contienen níquel se describió en 1889. La inhalación, la ingesta y el contacto con el níquel o con aleaciones que lo contienen son frecuentes porque éste se halla presente en diferentes fuentes del medio ambiente, como el aire, el suelo, los alimentos y en diversos objetos fabricados por el hombre, como las monedas, los utensilios de cocina o la bisutería. En general, la concentración de níquel en el aire es relativamente baja, excepto en los lugares con condiciones ambientales de contaminación como resultado de su procesamiento o de la combustión de hidrocarburos fósiles.

En 1982, Moffa y cols. publicaron que en los pacientes con edades comprendidas entre 24 y 44 años que tenían una prótesis fija con aleación de níquel, el 9,7% de las mujeres y el 0,8% de los hombres experimentaban una reacción alérgica frente al sulfato de níquel al 2,5%. La incidencia de hipersensibilidad al níquel para todos los grupos de edad fue de 4,5% para las mujeres y de 1,5% para los hombres. Las mujeres con agujeros en las orejas constituían el 90% del total de las reacciones positivas, que no aparecieron en ninguno de los hombres con agujeros en las orejas. No se encontró correlación alguna entre la incidencia de sensibilidad al níquel y la presencia de prótesis intraorales con este elemento. Estos resultados coinciden con los del estudio de Vreeburg y cols. (1984), que concluyeron que la exposición oral al níquel y al cromo en cobayas mediante la administración de una dosis fija en forma de polvo metálico o sales en cada toma de alimento, no inducía reacciones alérgicas. Aún más significativa fue la observación de que los intentos posteriores de provocar respuestas alérgicas en animales expuestos previamente solían fracasar, mientras que los animales que no habían sido expuestos previamente presentaban una mayor incidencia de hipersensibilidad.

Debido a la preocupación sobre el potencial cancerígeno del níquel, la NIOSH ha recomendado que la OSHA adopte un estándar para limitar la exposición al níquel inorgánico de los trabajadores en el laboratorio o la consulta a 15 $\mu g/m^3$ (en el aire), determinados como concentración media de peso-tiempo (MPT) para una jornada de trabajo de hasta 10 horas (semana laboral de 40 horas). El estándar de la OSHA actual especifica una concentración límite de MPT de 1.000 $\mu g/m^3$ o 1 mg/m^3 de níquel y compuestos

Materiał chroniony prawem autorskim

derivados por cada 8 horas. Este límite es de la misma magnitud que el estándar establecido en Japón, pero es 100 veces mayor que los 10 $\mu g/m^3$ establecidos en Suecia.

Parece que el potencial cancerígeno del níquel no tiene por qué afectar a los pacientes o a los odontólogos, más que a los técnicos de laboratorio. Debido a que la exposición al polvo y al vapor de berilio es mucho más importante en los protésicos dentales, éstos deben trabajar con las medidas de protección adecuadas para reducir al máximo los riesgos.

Para que la exposición de los pacientes y los odontólogos al polvo metálico durante el retoque intraoral de las restauraciones sea mínima, se ha de usar un sistema de evacuación de alta velocidad. Los pacientes deben ser informados de los posibles efectos alergénicos de la exposición al níquel y a elaborarse una historia clínica completa con el fin de averiguar si el paciente es susceptible de sentir una reacción alérgica al níquel. Desde un punto de vista conservador, el dentista debe adoptar la política de que los antecedentes de una respuesta alérgica a cualquier aleación, sean motivo suficiente para evitar el uso de las aleaciones de base de níquel.

CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN Y USO DE METALES BASE PARA CORONAS Y PUENTES

Las principales ventajas de algunas aleaciones de alta nobleza son su biocompatibilidad y su color amarillo. Este matiz tiende a ser más cálido, con lo que el resultado estético es mejor y no aparecen líneas azules o grises a nivel subgingival, como sucede en ocasiones con el uso de metales blancos, como las aleaciones de oro blanco, con base de níquel o cobalto.

Son varias las preguntas que debe plantearse el odontólogo cada vez que considere el uso de una aleación con base de níquel como alternativa o sustitución de una aleación de oro: 1) ¿Existe algún dato que demuestre que dicha aleación es sensible a la técnica en relación con el colado, la adhesión a la porcelana, la compatibilidad térmica a la decoloración de la porcelana o la soldadura? 2) ¿Superan sus ventajas y los beneficios económicos a los posibles riesgos biológicos? 3) ¿Durante cuántos años ha tenido el protésico dental una experiencia satisfactoria demostrable con esta aleación? 4) ¿Cuánto tiempo hace que se ha introducido esta aleación en la profesión dental? 5) ¿Está clasificada como aceptable según la normativa ISO o el programa de aceptación establecido por el Council Scientific Affairs de la ADA para aleaciones utilizadas en la fabricación de prótesis u otro tipo de dispositivo restaurador?

Antes de dar respuesta a estas preguntas, el odontólogo debe reconocer que no existe una aleación ideal en todos los aspectos. En comparación con otras aleaciones para prótesis metal-cerámicas, las aleaciones con metal base tienen, generalmente, una mayor dureza y valores más altos del módulo elástico (rigidez) y son más resistentes a la deformación por combado a temperaturas altas, pero también pueden ser más difíciles de colar y presoldar que las aleaciones de oro-paladio o de plata-paladio. Parece que las aleaciones de metal base son, por lo general, más sensibles a las técnicas que las de metales nobles. Se sabe con certeza que la **presoldadura** de las aleaciones de cromo-níquel, con alto grado de fiabilidad, requiere de una experiencia considerable. Una encuesta realizada por la National Association of Dental Laboratories indicó que sólo el 46% de los laboratorios encuestados estaban satisfechos con la soldadura de estas aleaciones. La capacidad de conseguir un ajuste adecuado de los colados de metal base es un reto para los protésicos y puede necesitar de procedimientos especiales para compensar adecuadamente su mayor grado de contracción por solidificación. Otra desventaja de algunas aleaciones de níquel o cobalto es la posible deslaminación de la porcelana como resultado de la separación de una capa de óxido con escasa capacidad de adhesión del sustrato de metal. Además, diferencias relativamente pequeñas en la composición pueden originar grandes variaciones en la resistencia de la unión metal-cerámica.

En la tablas 19-8, 19-9, 19-10 y 19-11 se muestran ejemplos de los tres tipos de aleaciones de metal base más comúnmente empleados en la fabricación de prótesis metal-cerámicas, junto con sus propiedades.

Material chroniony prawem autorskim

Las composiciones de los tres elementos que se enumeran en cada caso se encuentran en un estrecho rango y existen otros elementos que pueden producir variaciones considerables en lo que se refiere al colado, la resistencia a la corrosión y la resistencia y calidad de la unión de la soldadura. Mediante la utilización de una pantalla de malla para valorar el colado, Whitlock y cols. (1985) midieron valores de porcentaje de colado de catorce aleaciones metal-cerámicas: cuatro aleaciones de níquel-cromo-berilio, varias aleaciones de níquel sin berilio y tres aleaciones de oro. Los valores de colado (porcentaje de terminación del patrón de malla) fue del 43 al 92% para las aleaciones con berilio y aproximadamente del 10 al 67% para las de níquel sin berilio.

Tabla 19-8 **Aleaciones típicas de metal base para prótesis metal-cerámicas**

	Composición (% en peso)									
Nombre de la aleación	**Ni**	**Co**	**Cr**	**Mo**	**Be**	**W**	**Ru**	**Al**	**Ga**	**Otros**
Rexillium III (Pentron Lab Tech)	76	–	14	6	2	–	–	2	–	–
Neptune (Pentron Lab Tech)	63	–	22	9	–	–	–	–	–	Resto
Litecast (Ivoclar Vivadent)	68,5	–	15,5	14	–	–	–	1	–	Resto
Pisces Plus (Ivoclar Vivadent)	61,5	–	22	–	–	11,2	–	2,3	–	Resto
Genesis II (Heraeus Kulzer)	–	53	27	–	–	10	3	–	3	Resto
Novarex (Pentron Lab Tech)	–	52	25	–	–	14	–	1	8	–

Tabla 19-9 Propiedades **físicas y mecánicas de las aleaciones de metal base y de una** aleación **de oro para prótesis metal-cerámicas***

Propiedad	A	B	C	D	E	F	Aleación de oro
RESISTENCIA A LA TRACCIÓN							
MPa	1.150	1.140	1.360	660	540	703	490
ksi	167	165	197	95,7	78,3	102	71,1
LÍMITE ELÁSTICO							
MPa	591	782	838	360	260	543	400
ksi	85,7	113	122	52,2	37,7	78,7	58,0
MÓDULO ELÁSTICO							
GPa	207	190	210	193	154	208	88
10^3 ksi	30,0	27,6	30,5	28,0	22,3	30,2	12,8
Porcentaje de elongación	23,9	11,6	18,0	27,9	27,3	2,3	9,1
Dureza Vickers	293	348	357	211	175	316	161
Densidad (g/cm^3)	8,1	8,0	7,9	8,0	8,7	8,3	18,3
RESISTENCIA DE LA UNIÓN A LA PORCELANA							
MPa	97,9	51,0	87,6	70,3	80,7	106	111
ksi	142	74,0	12,7	10,2	11,7	15,4	16,1

*Véase composición en la tabla 19-10.

Modificada de Moffa JP: Physical and Mechanical Properties of Gold and Base Metal Alloys. En: *Alternatives to Gold Alloys in Dentistry*, DHEW Publication No. (NH) 77-1227, 1977.

Material chroniony prawem autorskim

ciones que contienen berilio suelen ser más difíciles de soldar y sus muestras contienen cantidades relativamente altas de vacíos dentro de la unión de la soldadura.

Para evitar las imprecisiones y variaciones asociadas con los procedimientos de presoldadura, algunos protésicos dentales prefieren evitar el proceso de soldadura usando, en su lugar, un procedimiento de unión al colado. Se corta un póntico en diagonal por la mitad y cada parte se prepara con grandes rieleras. Después de estabilizar cada mitad del puente sobre un soporte oclusal, se encera las zonas retentivas, se colocan los bebederos, se hace el revestimiento, se queman y se cuelan con un metal nuevo. Este proceso se conoce como *unión de colado*. No se han realizado investigaciones clínicas para determinar la idoneidad de este procedimiento. Sin embargo, hay que tener en cuenta que los dos componentes están unidos por entrecruzamientos mecánicos y que un desplazamiento excesivo de estas regiones causará, probablemente, la fractura de la porcelana.

El módulo elástico de las aleaciones de metal base es hasta dos veces mayor que los valores de algunas de las aleaciones de metales nobles más populares. Para aprovechar esta propiedad, algunos profesionales han propuesto que el espesor de la cofia en las áreas recubiertas de cerámica se reduzca desde el mínimo de 0,3 mm, recomendado para las aleaciones de metales nobles, a un espesor uniforme de 0,1 mm. Teóricamente, el área transversal de los conectores interproximales colados puede reducirse de 4-8 a 1-2 mm^2 si se usan aleaciones de metal base. Estos cambios drásticos en el procedimiento deben analizarse debidamente en estudios de investigación controlados antes de su adopción en la práctica clínica. Jones (1983) criticó esta proposición basándose en que la deflexión de una extensión metálica con una aleación de metal base será mayor que la de una aleación de oro si el espesor de la primera se reduce alrededor del 50%, aun cuando su módulo elástico sea mayor. La deflexión de la porción en voladizo de una estructura es inversamente proporcional a g^3E, donde g es el grosor del voladizo en el plano de curvatura y E es el módulo elástico. Jones concluyó que el espesor del conector sólo puede reducirse un 16% cuando el módulo elástico aumenta al doble. Además, una reducción en el espesor de la cofia metálica de 0,3 a 0,1 mm tenderá a incrementar el riesgo de fractura de la porcelana debido al aumento de la flexibilidad de la cofia. Sin embargo, un estudio reciente basado en el análisis del elemento finito de las tensiones inducidas en coronas PFM sometidas a fuerzas intraorales indica que la reducción del espesor de la cofia de metal base (en áreas recubiertas) de 0,3 a 0,1 mm tiene tan sólo un ligero efecto en las tensiones sobre la porcelana.

Las propiedades mecánicas de las aleaciones de base de níquel para prótesis fijas varían considerablemente. Asgar y cols. (1968) publicaron que la compensación del 0,2% del límite elástico de 14 aleaciones de níquel variaba entre 310 y 828 MPa en las aleaciones recién coladas. Después de un tratamiento térmico, el límite elástico disminuyó hasta 241 y 724 MPa. Las durezas de estas 14 aleaciones eran comparables. Estos autores observaron también módulos elásticos más bajos, por ejemplo, 152 GPa para algunas de estas aleaciones de metal base después del tratamiento térmico. En comparación, el módulo elástico de algunas aleaciones de plata-paladio era de aproximadamente 117 GPa.

En general, la alta dureza y resistencia de estas aleaciones ocasionan algunas dificultades durante la práctica clínica. En ocasiones, el desbastado y pulido de las restauraciones fijas para conseguir una adecuada oclusión requiere un mayor tiempo en la clínica dental, y también se necesita más tiempo para la eliminación de las restauraciones defectuosas. La reparación de coronas con un recubrimiento de porcelana fracturado, que puede realizarse sencillamente sobre un sustrato de metal noble usando facetas retenidas con pins o restauraciones extracoronarias metal-cerámicas, es más difícil de realizar si la restauración fracturada tiene una estructura colada fabricada con una aleación de níquel o cobalto. Estas dificultades pueden contrarrestar, en parte, la ventaja económica de estas aleaciones.

A pesar del uso tan extendido de las aleaciones de níquel para restauraciones metal-cerámicas, los aspectos relativos a su seguridad no se han aceptado de forma generali-

Material chroniony prawem autorskim

2. *¿Cuánto tiempo lleva utilizando la aleación y cuáles han sido los principales problemas que se le han presentado?*

Si el sistema aleación-porcelana lleva utilizándose menos de 3 años, la información sobre su comportamiento clínico en las prótesis metal-cerámicas será limitada. Si el protésico comenta que los problemas más comunes son el descementado o el agrietamiento de la porcelana, el odontólogo deberá buscar otro laboratorio o un producto más fiable.

3. *¿Ha tenido alguna dificultad al soldar, unir el colado o unir la cerámica a la aleación utilizada para las prótesis metal-cerámicas?*

Si se han presentado estas dificultades, el odontólogo tiene que averiguar si se han solucionado satisfactoriamente. Si persisten, deben hacerse todas las gestiones para cambiar de laboratorio o utilizar otros materiales con resultados positivos demostrados, en todos los aspectos, desde hace al menos 3 años.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las ventajas y los inconvenientes en la selección de una aleación de colado de metal base en vez de una aleación de metales nobles para una prótesis metal-cerámica?

ALEACIONES PARA PRÓTESIS PARCIALES Y CRITERIOS PARA SU SELECCIÓN

En la tabla 19-12 se resumen las propiedades de las aleaciones para prótesis parciales con base de níquel y de cobalto frente a las de las aleaciones de alta nobleza, de CP Ti y de Ti-6V-4Al. La principal ventaja del CP Ti es su biocompatibilidad. El titanio está considerado como el metal más biocompatible de todos. Sin embargo, es muy sensible a las técnicas en cuanto al colado, la unión a la porcelana y la soldadura. Como ya se ha comentado, para colar el titanio se requiere una maquinaria especial (y relativamente cara), que realiza la fusión en arco y el colado en una atmósfera de argón.

Ya se ha mencionado que las aleaciones de metal base para las estructuras de prótesis parciales removibles que más se utilizan son las de Cr-Co, Cr-Ni y Cr-Co-Ni. El berilio se añade a la composición de algunas aleaciones de níquel con el fin de reducir su temperatura de liquidus y facilitar el colado del metal. Las propiedades mecánicas de las alea-

Tabla 19-12 Propiedades mecánicas de las aleaciones para prótesis parciales removibles

Tipo de metal	Límite de elasticidad (MPa/ksi)	Resistencia a la tracción (MPa/ksi)	Elongación (%)	Dureza (DV)	Módulo de elasticidad (GPa/ksi × 10^3)
Cr-Co* (A)	710/103	870/120	1,6	432	224/32,4
Cr-Ni* (B)	690/100	800/116	3,8	300	182/26,4
Cr-Co-Ni* (C)	470/68	685/99	8,0	264	198/28,7
Fe-Cr* (D)	703/102	841/122	9	309	202/29,3
Oro tipo IV†	493/71,5	776/112	7	264	90/13
CP Ti	344/50	345/50	13	210	103/14,9
Ti-6V-4Al	870/126	925/134	5	320	117/17

(A, B, C y D. Datos procedentes de Morris HF y cols.: *J Prosthet Dent* 41:388, 1979.)

*Enfriado en revestimiento después de colado.

†Endurecimiento por envejecimiento.

Material chroniony prawem autorskim

ciones de Cr-Co, Cr-Ni y Fe-Cr que se indican en la tabla 19-12 recogen módulos elásticos relativamente altos que sugieren que el espesor de las estructuras de las prótesis parciales puede ser menor que el de las aleaciones de oro tipo IV, CP Ti y Ti-6V-4Al. La ductilidad de CP Ti es significativamente superior a la de las seis aleaciones. Su menor límite elástico y resistencia a la tracción y su mayor porcentaje de elongación indican que los retenedores colados pueden ajustarse con más facilidad. Las propiedades mecánicas de las aleaciones de Cr-Co y Cr-Ni, introducidas más recientemente, se han publicado en el artículo de Bridgeport y cols. (1993), que se incluye dentro de la sección de Bibliografía recomendada.

Como ya se ha indicado, las ventajas de estas aleaciones con base de cobalto y níquel son su alto módulo elástico (en comparación con el de las aleaciones de oro endurecidas de tipo IV, utilizadas en un principio para las estructuras de las prótesis parciales removibles) y su bajo coste por unidad de metal. Inconvenientes particulares son la gran dureza de algunas aleaciones en comparación con el esmalte dental, que puede causar desgaste dentario in vivo y conlleva la necesidad de que el laboratorio dental cuente con un equipamiento especial para su acabado y la tendencia de estas aleaciones a endurecerse rápidamente durante su procesamiento.

El técnico de laboratorio o el odontólogo han de ser cuidadosos al ajustar los retenedores a la estructura del molde para evitar fracturas, incluso con las aleaciones para prótesis parciales con un mayor porcentaje de elongación. El rápido endurecimiento durante el procesamiento está asociado con las complejas microestructuras de estas aleaciones, que provienen de su composición elemental. Debido a la ausencia de elementos de desgaste conocidos, las microestructuras recién coladas son dendríticas, con vías de fácil propagación de grietas superficiales. Morris y Asgar (1975) (v. tabla 19-12) observaron que el tratamiento térmico resultaba ineficaz para mejorar las propiedades mecánicas de estas aleaciones; tratamiento que solía recomendarse para el uso clínico de las aleaciones recién coladas.

Es muy importante para el odontólogo seleccionar un laboratorio dental con un protésico muy experimentado en la fabricación de estructuras de prótesis parciales. Debido a sus elevados puntos de fusión, estas aleaciones se funden por inducción y el colado se realiza utilizando revestimientos con aglutinante de fosfato o silicato, tal y como recomienda el fabricante, y también experimentan una gran contracción de colado con la ulterior aparición de defectos. Bridgeport y cols. (1993) observaron que las aleaciones de Cr-Ni y Cr-Co-Ni tienen unos valores de elongación medios mayores que las aleaciones de Cr-Co, aunque han de realizarse más estudios para determinar si los tipos anteriores tienen mejor comportamiento clínico a largo plazo.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué factores deben considerar el técnico de laboratorio dental y el odontólogo para la preparación y ajuste de las estructuras coladas de aleaciones de metal base para prótesis parciales? ¿Cuáles son las ventajas y los inconvenientes del uso de las técnicas alternativas para el colado de las aleaciones dentales?

ALTERNATIVAS A LA TECNOLOGÍA DE METAL COLADO

Los metales colados se utilizan en los laboratorios dentales para la fabricación de incrustaciones, restauraciones extracoronarias, coronas, prótesis parciales fijas totalmente metálicas convencionales (PPF), PPF metal-cerámicas, PPF con recubrimiento de resina, pernos endodóncicos y estructuras para PPR (prótesis parciales removibles). Los metales deben presentar: 1) biocompatibilidad, 2) fácil fusión, 3) reactividad mínima con el material del molde (revestimiento), 4) colado excelente, 5) escasa contracción de solidificación, 6) conectores válidos tanto soldados como soldados fuertemente, 7) pulido aceptable, 8) buena resistencia al desgaste, 9) límite elástico y resistencia a la fatiga ele-

Material chroniony prawem autorskim

SOLDADURA DE ALEACIONES DENTALES

Metal sustrato para la soldadura

La unión de los metales se divide, normalmente, en tres categorías: **soldadura fuerte**, soldadura y **soldadura por fusión**. Las definiciones son muy similares. La diferencia principal entre la soldadura y la soldadura fuerte es que esta última requiere una temperatura de calentamiento superior a los 450 °C (840 °F) pero inferior a la temperatura de solidus del metal o metales usados como sustrato. La diferencia entre estos dos procesos y la soldadura por fusión es que esta última puede no requerir de un metal de relleno y que las superficies metálicas a unir se fundirán localmente. En odontología, el término *soldadura* se usa habitualmente para describir la elaboración de un área de contacto o de unión entre dos partes metálicas, tales como los componentes de una prótesis parcial fija o de un aparato intraoral. El proceso de soldadura requiere un metal o metales de sustrato que van a unirse, un metal de relleno (normalmente denominado *soldante*), un fundente y una fuente de calor. Todos son igualmente importantes y hay que tener en cuenta el papel de cada uno de ellos para soldar los componentes metálicos satisfactoriamente. Algunos de los términos y definiciones que se enumeran en la sección de *Palabras clave* son versiones modificadas de los que propone el *Metals Handbook, Desk Edition* (1992). Los términos y las definiciones siguientes sirven como referencia para diferenciar entre la soldadura fuerte, la soldadura y la soldadura por fusión. Como la temperatura de liquidus del metal de relleno es la única diferencia entre la *soldadura fuerte* y la *soldadura*, se utiliza de forma general este último término para describir ambos procesos.

El metal de sustrato, en ocasiones conocido como *metal base*, es el metal o la aleación original pura que se prepara para unir a otro metal o aleación de sustrato. Antes de que el colado se convirtiese en el método más popular para fabricar estructuras de prótesis metálicas, muchos aparatos se construían creando formas a partir de hilos y placas forjados y después soldando estas piezas para conseguir la forma deseada.

Las aleaciones para colados dentales aptas para la soldadura o la soldadura por fusión son las de base de oro, plata, paladio, níquel, cobalto y titanio, así como el titanio puro comercial. Hay que tener en cuenta que los principios para la soldadura o la soldadura por fusión son los mismos para cualquier metal de sustrato. Sin embargo, esto no significa que estos procesos puedan llevarse a cabo con la misma facilidad en cualquier metal, por lo que la persona encargada de ello debe tener amplios conocimientos sobre cuál es el procedimiento óptimo para limpiar las superficies y permitir un contacto íntimo con el metal de relleno fundido, cuál es el más compatible y qué temperatura de calentamiento garantizaría un flujo adecuado del metal de relleno o fusión de las superficies si se lleva a cabo una soldadura por fusión.

La composición del metal de sustrato determina su intervalo de fusión. Como ya se ha mencionado, la soldadura debe llevarse a cabo por debajo de la temperatura de solidus del metal o los metales de sustrato. Su composición determina el óxido que se forma sobre la superficie durante el calentamiento y, si se usa, el fundente debe ser capaz de reducir este óxido, inhibir la oxidación posterior o facilitar su eliminación. La composición y la limpieza del metal de sustrato y la temperatura a la que se calienta determinan su humectancia por parte de la aleación soldante derretida. Ésta debe mojar el metal formando el menor ángulo de contacto posible para que moje también el área de unión. Para evitar el flujo a las zonas adyacentes, éstas pueden pintarse con un **antifundente** tal como rojo de pulir mezclado con cloroformo antes de calentar el ensamblaje.

El fabricante o el distribuidor son los responsables de facilitar las instrucciones precisas para eliminar la capa de óxido que se forma durante el proceso de unión. También deben incluir recomendaciones sobre el metal de relleno (soldante/soldadura) y el fundente más apropiados para cada aleación. En el caso de las aleaciones que van a recubrirse con porcelana, estas recomendaciones deben incluir los metales de relleno tanto para la precocción (presoldadura) como para la poscocción (postsoldadura), y

Materiał chroniony prawem autorskim

el fundente idóneo para la aleación de sustrato. Como se dijo al principio de este capítulo, el término técnico para la unión de metales antes de cocer las facetas de cerámica es el de *presoldadura* (o *presoldadura fuerte*) y el que se refiere a la unión de los metales después del proceso de recubrimiento es el de **postsoldadura** (o *postsoldadura fuerte*).

PREGUNTA CLAVE

¿Qué materiales y métodos pueden usarse para aumentar o restringir el flujo del soldante?

Fundente de la soldadura

La palabra *fundente* viene del latín *fluxus*, que significa «flujo». Los metales de relleno de la soldadura están diseñados para fundirse, mojar la superficie o superficies de la parte o partes que se van a unir y fluir a través de las superficies limpias del metal. No se pueden mojar superficies oxidadas sin el uso de un fundente. Su propósito es eliminar cualquier capa de óxido de la superficie del metal de sustrato cuando el de relleno esté derretido y preparado para fluir hacia su lugar. Los fundentes pueden dividirse en los tres tipos siguientes, según su finalidad principal:

(Tipo I) Protector de superficie: Cubre la superficie del metal e impide el acceso de oxígeno, evitando así la formación de óxido.

(Tipo II) Agente reductor: Reduce cualquier óxido presente y expone el metal limpio.

(Tipo III) Solvente: Disuelve cualquier óxido presente y lo elimina.

La composición de la mayoría de los fundentes comercializados está formulada para cumplir con dos o tres de estos propósitos. Los fundentes tienen rangos de temperatura óptima para la eliminación de óxidos, por lo que un fundente diseñado para la presoldadura no actuará eficazmente en la postsoldadura y viceversa. Por ejemplo, un fundente de bórax suele ser demasiado fluido para permanecer en su lugar durante la presoldadura, y uno de fluoruro puede no tener suficiente actividad química a las temperaturas de presoldadura, que son más bajas. Además, es probable que los fundentes que contienen fluoruros dañen la porcelana si se usan para la postsoldadura.

Los fundentes para las aleaciones de metales nobles se basan generalmente en compuestos a partir de boro o borato, como el ácido bórico, el anhídrido bórico, y el bórax. Actúan como fundentes protectores (tipo I) formando cristales a baja temperatura. Además, también actúan como fundentes reductores (tipo II) para óxidos de baja estabilidad como el óxido de cobre.

Como los óxidos que se forman sobre las aleaciones de metal base son más estables, se usan fundentes fluorados (tipo III) para disolver los óxidos de cromo, níquel y cobalto. Suelen contener boratos como formadores de cristal (protector) y el fluoruro disuelve cualquier óxido metálico con el que contacte, actuando como un solvente.

El fundente también se utiliza pintándolo sobre el metal de sustrato en las juntas de las piezas que van a unirse, o fundiéndolo sobre la superficie de la tira del metal de relleno. Existe un producto que se presenta como un metal de relleno en forma de tubo que contiene el fundente en su interior. Éste se denomina *prefundente de la soldadura*.

Sea cual sea la técnica utilizada, es muy importante que la cantidad del fundente utilizado sea mínima. El exceso de fundente puede quedar atrapado dentro del metal de relleno y dar lugar a una unión débil. El fundente residual que queda cubierto por la porcelana puede causar decoloración y porosidad en la misma. Cuando se combina con óxidos metálicos, el fundente forma un cristal durante el proceso de soldadura que es difícil de eliminar completamente. Un procedimiento de dos pasos para eliminar el cristal residual de algunos metales es arenar la junta con partículas abrasivas de aluminio inmediatamente después de retirar el revestimiento y, a continuación, hervir en agua durante unos 5 minutos.

Material chroniony prawem autorskim

Metal de relleno para soldadura (soldadura fuerte)

Las composiciones de los metales de relleno para soldaduras son tan diversas como las de los metales de sustratos. El metal de relleno debe ser compatible con el metal de sustrato libre de óxido, pero no tiene necesariamente la misma composición. La compatibilidad consiste en tres propiedades fundamentales: 1) temperatura de flujo suficientemente baja, 2) capacidad para mojar el metal de sustrato y 3) suficiente fluidez a la temperatura de flujo. Otras propiedades que se deben tener en cuenta son un color aceptable, una dureza adecuada y resistencia al deslustrado y a la corrosión.

La temperatura de flujo es la temperatura a la cual el metal de relleno moja y fluye sobre el metal de sustrato y produce un enlace. No está relacionada con ninguna propiedad física de la aleación como la temperatura de liquidus. La temperatura de flujo del metal de relleno suele ser más alta que su temperatura de liquidus y varía dependiendo de la combinación del metal de sustrato, el fundente y la atmósfera ambiental. Esta temperatura debe ir especificada por el fabricante del metal de relleno y es uno de los requerimientos de la normativa establecida por la Organización Internacional para la Estandarización (ISO 9333) que incluye un método para su determinación.

La temperatura de flujo del metal de relleno debe ser menor que la temperatura de solidus de los metales que van a unirse. Por regla general, esta temperatura debe ser de, al menos, 55,6 °C (100 °F) menor que la temperatura de solidificación del metal de sustrato. Para una aleación sustrato presoldada que va a recubrirse con porcelana, suele ser necesario un soldante de mayor rango de fusión para que el mismo no vuelva a fundirse cuando la porcelana se caliente y para evitar que la estructura de un puente se combe durante el proceso de cocción posterior.

Es esencial la capacidad del metal de relleno de mojar el metal de sustrato para que se forme un enlace. Este fenómeno se discute en el capítulo 2. El mojado puede entenderse comparando el comportamiento de una gota de agua sobre cera o sobre jabón. La gota de agua «se apelotona como una bola» sobre la cera y el área de contacto con ésta es más pequeña, mientras que sobre el jabón se expande tan lejos como la cantidad de agua permita. El agua moja el jabón pero no llega a mojar la cera.

De forma similar, si se funde la plata pura sobre aleaciones de níquel o con base de níquel, ésta forma una bola tal y como se observa en la parte derecha de la figura 19-6. Por el contrario, si la plata pura se funde sobre aleaciones de oro y de plata-paladio, se extiende sobre la superficie. Sin embargo, no se produce expansión de un metal derretido en presencia de una capa de óxido sobre la superficie del metal de sustrato, porque los óxidos tienen una humectancia pobre.

Cuando dos metales de sustrato diferentes se unen mediante un metal de relleno, como es el caso de una corona colada en oro a un puente hecho a base de una aleación de Ag-Pd, el metal de relleno supone una solución. Si la temperatura de flujo del metal

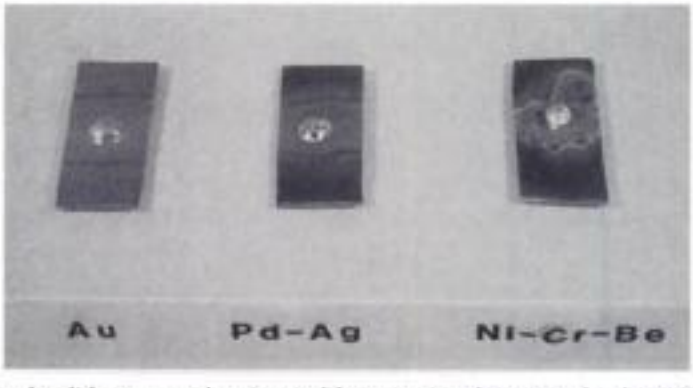


Fig. 19-6 Plata pura fundida en tres aleaciones diferentes. La plata moja la aleación de oro (Au) y la de plata-paladio (Pd-Ag), pero no fluye sobre la superficie de la aleación de metal base (Cr-Ni-Be). (Por cortesía de C.E. Ingersoll.)

Material chroniony prawem autorskim

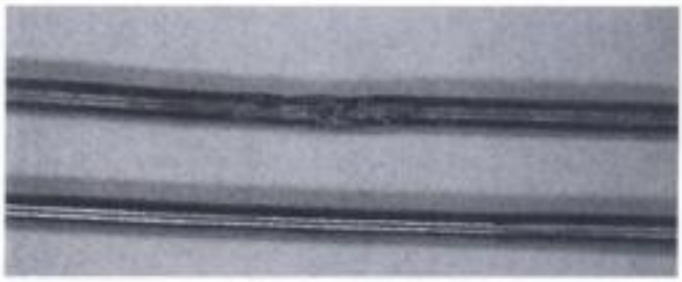


Fig. 19-9 Determinación de la deformación por combado en la soldadura fuerte de una aleación con base de níquel con una soldadura de aleación de base en oro **(parte superior)**, que produjo una zona de difusión de oro-níquel. Si se compara con la barra no-soldada **(parte inferior)**, se aprecia que la barra soldada se ha combado. (Por cortesía de C.E. Ingersoll.)

proceso de difusión resultante puede formar una aleación de oro y níquel que comenzaría a fundirse a 950 °C (1.740 °F). Esta aleación se derretirá durante la cocción posterior de la cerámica si los metales soldados se utilizan para prótesis metal-cerámicas. El resultado de este proceso es la distorsión de la prótesis, como muestra la barra soldada de la parte superior de la figura 19-9. Por esta razón, no deben utilizarse metales de relleno con base de oro como presoldante para las aleaciones de base metálica.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué tipo de soplete debe usarse para soldar aleaciones de metales nobles? ¿Por qué no puede usarse cualquier tipo de llama?

FUENTES DE CALOR PARA SOLDADURAS

Temperatura de la llama

La fuente de calor es una parte importante del proceso de soldadura. El instrumento más común para la aplicación de calor es el soplete de gas-aire o de gas-oxígeno, y debe elegirse el tipo de llama según el combustible que se esté utilizando. Existe una tendencia a elegir el combustible según la temperatura de su llama, pero ésta sólo cuenta para la mitad del proceso. Aunque una aleación no puede derretirse si su rango de fusión es mayor que el de la temperatura de la llama, todos los gases que se muestran en la tabla 19-13 tienen, teóricamente, una temperatura de llama lo suficientemente alta para fundir cualquiera de las aleaciones que se usan actualmente para colado dental. La llama debe proporcionar suficiente calor para que la temperatura tanto del metal de sustrato como del de relleno aumenten hasta la de soldadura (temperatura de flujo del metal de relleno). También hay que compensar la pérdida de calor del área circundante. La energía térmica procede del calor de combustión y el contenido calorífico se mide en calorías por me-

Tabla 19-13 Características del gas

	Temperatura de la llama		Contenido calorífico	
Combustible (con oxígeno)	°C	°F	kcal/m³	(BTU/ft³)
Hidrógeno	2.660	4.820	2.362	275
Gas natural	2.680	4.855	8.898	1.000
Propano	2.850	5.160	21.221	2.385
Acetileno	3.140	5.685	12.884	1.448

Material chroniony prawem autorskim

tro cúbico o unidades térmicas británicas (UTB) por pie cúbico de combustible. Cuanto menor es el contenido calorífico del combustible, más metros cúbicos deben quemarse para proporcionar todo el calor necesario. Si el contenido calorífico del combustible es menor, se requiere un período de calentamiento más largo para conseguir la temperatura deseada y esto está asociado con un mayor riesgo de oxidación durante el proceso de soldadura.

Hidrógeno

El bajo contenido calorífico del hidrógeno indica que el calentamiento sería lento si se utilizase como combustible. El calor que se libera al aire, al revestimiento para la soldadura y a las otras partes del colado puede ser suficiente para agotar todo el que genera la llama. Utilizando hidrógeno es imposible que el área de unión de un puente largo alcance la temperatura necesaria para la presoldadura.

Gas natural

El contenido calorífico del gas natural es unas cuatro veces superior al del hidrógeno y cabe esperar que la temperatura de la unión soldada aumente cuatro veces más rápido. Sin embargo, el valor en este caso es el promedio del gas natural seco. La composición del gas del que se dispone normalmente es heterogénea y suele contener vapor de agua que enfría la llama y utiliza parte del contenido calorífico de éste. Ello explica por qué algunos técnicos han tenido problemas con este combustible al fundir aleaciones para el proceso de colado.

Acetileno

El acetileno tiene la temperatura de llama más alta y su contenido calorífico es mayor que el del hidrógeno y el gas natural. Sin embargo, su uso se asocia con ciertos problemas. La variación en la temperatura de una parte de la llama a otra puede ser de más de 100 °C. Por lo que la posición del soplete es crítica para garantizar que se está utilizando la zona adecuada. Además el acetileno es un gas químicamente inestable y se descompone fácilmente en carbono e hidrógeno. El carbono puede incorporarse dentro de las aleaciones de níquel y de paladio, lo que influye negativamente sobre las propiedades mecánicas de estas aleaciones y provoca porosidad en la porcelana. Las aleaciones con base de paladio pueden absorber hidrógeno y esto puede incrementar la porosidad del colado. Un ajuste inadecuado de la llama extingue el soplete, que libera carbono por su extremo. Sólo los profesionales con amplia experiencia en el uso de este gas deben plantearse su utilización en procedimientos de unión de metales.

Propano

De los combustibles gaseosos que se enumeran en la tabla 19-13, el propano es la mejor opción. Tiene una buena temperatura de llama y su contenido calorífico es el mayor de los gases disponibles. El butano, que es el más fácil de conseguir en algunas partes del mundo, tiene una temperatura de llama y un contenido calorífico similares. Tanto el propano como el butano tienen la ventaja de ser compuestos relativamente puros, por lo que su calidad es uniforme, en teoría están libres de agua, y su cocción es limpia (siempre que la llama del soplete se haya ajustado adecuadamente).

Soldadura en horno

Para esta modalidad de soldadura se ha de elegir un horno con potencia suficiente para subir la temperatura del metal de relleno hasta su punto de flujo. El horno también debe

Material chroniony prawem autorskim

proporcionar un ambiente de alta temperatura para que se pierda menos calor en otras partes del puente o en el ambiente que sí se suelda con soplete.

El éxito de la soldadura en horno depende de la transmisión de calor desde los elementos del horno a los metales de sustrato. Para obtener el máximo rendimiento, la persona encargada de realizar la soldadura debe estar familiarizada con los tres modos de transmisión de calor, que son: convección (trasmisión por medio de corrientes de aire), conducción (transmisión por conductancia a través de la estructura del horno) y calor radiante (transmisión por radiación desde las bobinas).

Antes de colocar el metal de sustrato que se va a soldar dentro del horno, debe aplicarse sobre la superficie o soldar una capa uniforme de fundente, cuidando de que la cantidad no sea excesiva, ya que dentro de la junta de la soldadura podrían quedar residuos que la debilitarían.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la mejor forma de evaluar si la calidad de la junta de una soldadura es aceptable?

ASPECTOS TÉCNICOS DE LA SOLDADURA

La habilidad del operador, fundamental para una soldadura efectiva, es una combinación de capacidad psicomotora, conocimiento de los principios técnicos de la soldadura y experiencia. Este factor es especialmente importante en el soldado con llama.

Excepto para la unión de dos unidades de un puente, la soldadura es, por lo general, un procedimiento de urgencia para reparar un elemento metálico que presenta defectos en el colado, un área de contacto interproximal inadecuada o el desarrollo de alguna distorsión durante el proceso de fabricación previo. Los técnicos pueden tener problemas simplemente porque no sueldan metales y habitualmente su habilidad, sobre todo en el soldado con llama, no puede mantenerse sin práctica. El problema se hace mayor cuando se trata de aleaciones de titanio, níquel o cobalto por la dificultad que implica la eliminación de la capa o capas de óxido de la superficie.

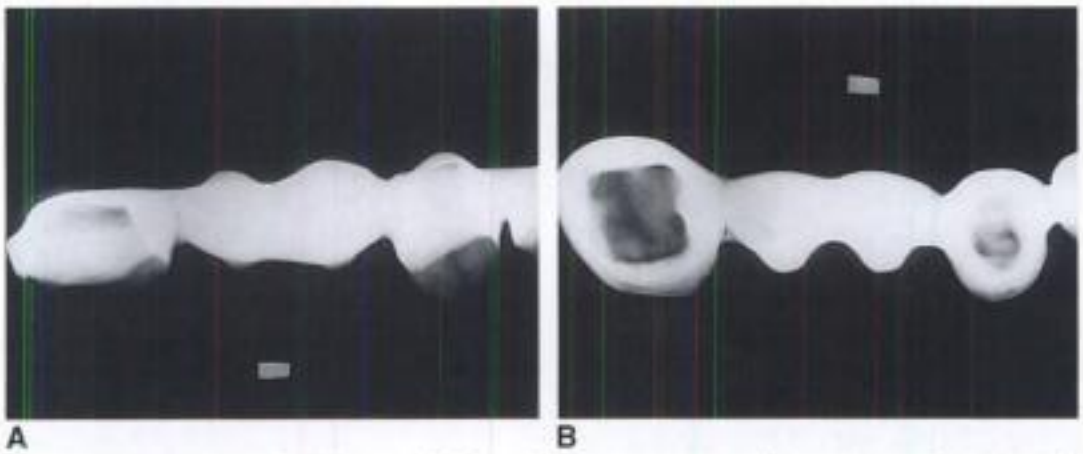
Procedimientos técnicos

La técnica de soldadura consta de varios pasos críticos: 1) limpieza y preparación de las superficies a unir, 2) ensamblaje de las partes, 3) preparación y colocación del fundente en los huecos superficiales de la interfase, 4) mantenimiento de la posición adecuada de las partes durante el proceso, 5) control de la temperatura adecuada y 6) control del tiempo para asegurar el flujo adecuado del soldante y el relleno completo de la junta de la soldadura.

Interfase. Nunca se ha definido el espacio óptimo entre las partes de metal de sustrato que se van a unir. Si es demasiado grande, la fuerza de la unión dependerá de la resistencia del metal de relleno, y si es muy estrecho, probablemente estará limitada por las inclusiones del fundente, porosidad por flujo incompleto del metal de relleno, o ambas. Las inclusiones o la porosidad pueden crear distorsiones si se produce cualquier calentamiento después del proceso de soldadura como cuando se aplica la porcelana.

Las dos barras que se muestran en la figura 19-10 son de la misma aleación con base de níquel. Se cortaron de la misma forma y se prepararon para soldarse exactamente de la misma manera, a excepción de la interfase entre ambas. El espacio para la barra superior fue de 1 mm, mientras que para la barra inferior fue de 0,3 mm. Ambas barras se soldaron con el mismo material de relleno. La barra superior falló en el metal de relle-

Material chroniony prawem autorskim



A B

Fig. 19-12 **A,** Imagen radiográfica vestibulolingual de la estructura metálica para una prótesis parcial fija metal-cerámica (puente). **B,** Vista oclusogingival. Obsérvense las áreas radiolúcidas en la superficie vestibular y lingual del conector posterior soldado **(A).**

Para unir de forma eficaz componentes de titanio de coronas, PPF y estructuras de prótesis parciales, el protésico puede recurrir a la soldadura por fusión con láser o plasma en atmósfera de argón. Como la soldadura por fusión con láser está asociada a una influencia térmica sobre las partes a unir inferior a la de la fusión por plasma, es el método favorito para su aplicación en odontología. Una ventaja de la soldadura por fusión es que la junta estará compuesta del mismo titanio puro que el de los componentes del sustrato, por lo que se preserva la excelente biocompatibilidad del CP Ti y se evita el riesgo de corrosión por galvanización dentro de la prótesis.

Existen unas cuantas unidades de soldadura por fusión con láser comerciales para unir CP Ti. En general, se basan en láser pulsado de neodimio de alta potencia con un poder muy alto de densidad. Las primeras unidades de este tipo empleadas con éxito son el láser dental Dentaurum DL 2002 (Dentaurum, Pforzheim, Germany), el láser Haas LKS (Haas-Laser GmbH, Schramberg, Germany), y el láser Haas Heraeus 44 P (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany). Estas unidades constan de una caja pequeña de tipo «guantera» que contiene la pieza de mano del láser, una fuente de gas argón y un estereomicroscopio con lentes cruzadas para la alineación precisa del rayo con los componentes del CP Ti. La profundidad máxima de penetración de estas unidades de soldadura por fusión con láser es de 2,5 mm. Como solamente se genera una pequeña cantidad de calor, las partes pueden manipularse durante el proceso que se puede llevar a cabo cerca de facetas de cerámica o de polímeros sin causar ningún daño en estos materiales.

PROCEDIMIENTO DE UNIÓN AL COLADO

Debido a la sensibilidad de la técnica de soldadura de aleaciones de metal base metálica predominante y a la variación de la calidad de la unión de la soldadura asociada al presoldado de estas aleaciones, Weiss y Munyon (1980) propusieron la técnica de unión al colado (v. *Palabras clave*) como método alternativo para la unión de los componentes del colado de una PPF. Los componentes de la unión al colado se unen entre sí por retención mecánica (fig. 19-13). Por consiguiente, un puente fabricado con un metal secundario colado cuya adaptación no es buena, sufrirá un desplazamiento mayor ante la aplicación manual de una fuerza de flexión. En estas condiciones, una faceta de porcelana sobre esta zona tiene más probabilidades de fracturarse, por lo que debería hacerse un examen radiográfico de todas las estructuras metálicas con el fin de reducir este riesgo.

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 19-13 Diseño de entrecruzamiento mecánico de un armazón unido al colado para una prótesis parcial fija metal-cerámica (puente).

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Agarwal DP, and Ingersoll CE: High-temperature soldering alloy. US Patent No. 4399096, 1983.

Se trata de una patente particularmente importante, puesto que implica el desarrollo de un metal de relleno de paladio-plata-níquel para presoldadura.

American Dental Association: Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc*, 109:766, 1984.

Establece un sistema de clasificación de las aleaciones para colado como de alta nobleza, nobles y de metal base predominante.

Anusavice KJ, Shen C, Hashinger D, and Twiggs SW: Interactive effect of flexure stress on PFM alloy creep rate. J Dent Res 64:1094, 1985.

Este artículo compara el comportamiento frente a la deformación por flexión de varios tipos de aleaciones metal-cerámicas representativas disponibles en aquella época. Se describen dos tipos de deformación: combado de la masa de la prótesis a alta temperatura por pequeños esfuerzos, y combado a baja temperatura con grandes esfuerzos por incompatibilidad entre la contracción térmica del metal y la de la cerámica.

Anusavice KJ, Okabe T, Galloway SE, Hoyt DJ, and Morse PK: Flexure test evaluation of presoldered base metal alloys. J Prosthet Dent 54:507, 1985.

Se observó una gran variabilidad en la resistencia de las uniones de soldadura fuerte en las aleaciones de Cr-Ni-Mo-Be y Cr-Ni-Mo, que osciló entre el 20 y el 90% respecto a una barra sólida de los mismos metales que no resultó afectada por la variabilidad en el espacio entre las partes a soldar de 0,25 a 0,51 mm.

Anusavice KJ, and Shafagh I: Inert gas presoldering of nickel-chromium alloys. J Prosthet Dent 55:3137, 1986.

Un entorno de gas de argón no mejoró la resistencia de la unión presoldada de dos aleaciones de níquel-cromo-molibdeno y níquel-cromo-molibdeno-berilio, respectivamente. Al parecer, la mayoría de las fracturas se originaron dentro de la aleación de relleno de la soldadura. La causa más probable de estas fracturas era el atrapamiento de partículas de fundente y gases.

Anusavice KJ, and Carroll JE: Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. J Dent Res 66:1341, 1987.

Los resultados de este estudio sugieren que la tensión por incompatibilidad térmica como resultado de coeficientes de contracción térmica dispares puede no ser una causa significativa de la distorsión del metal.

Asgar K, and Allan FC: Microstructure and physical properties of alloys for partial denture castings. J Dent Res 47(2):189, 1968.

Baran GR: The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 50:639, 1983.

Se trata de un artículo clásico que contiene una presentación extensa de la composición, propiedades mecánicas y microestructuras de las aleaciones, así como consideraciones de relevancia clínica para su utilización.

Bergman M, Bergman B, and Soremark R: Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloy. J Oral Rehab 7:325, 1980.

Brantley WA, Cai Z, Carr AB, and Mitchell JC: Metallurgical structures of as-cast and heat-treated high-palladium dental alloys. Cells Mater 3:103, 1993.

Este estudio describe cómo las microestructuras de estas aleaciones pueden explicarse desde el punto de vista de la ciencia de los materiales, por sus composiciones y por las condiciones de solidificación rápida de los colados dentales.

Brantley WA, Cai Z, Papazoglou E, Mitchell JC, Kerber SJ, Mann GP, and Barr TL: X-ray diffraction studies of oxidized high-palladium alloys. Dent Mater 12:333, 1996.

Este estudio revela la gran complejidad de la estructura de las capas de óxido internas que se forman sobre las aleaciones dentales ricas en paladio y el profundo efecto de la preparación de la superficie sobre las fases de oxidación encontradas en estas capas.

Bridgeport DA, Brantley WA, and Herman PF: Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics, Part 1. Mechanical properties of as-cast alloys. J Prosthod 2:144, 1993.

Este artículo presenta determinaciones recientes de las propiedades mecánicas de las aleaciones para prótesis parciales y contiene interesantes fotografías de las superficies de fractura realizadas con microscopio electrónico de barrido.

Brune D, and Beltesbrekke H: Dust in dental laboratories. Part 1. Types and levels in specific operations. J Prosthet Dent 43:687, 1980.

Cai Z, Bunce N, Nunn ME, and Okabe T: Porcelain adherence to dental cast CP titanium: Effects of surface modifications. Biomaterials 22:979, 2001.

Este reciente artículo explica la necesidad de realizar modificaciones en la superficie de los colados de titanio puro comercial para mejorar la adhesión de la porcelana.

Cai Z, Chu X, Bradway SD, Papazoglou E, and Brantley WA: On the biocompatibility of high-palladium dental alloys. Cells Mater 5:357, 1995.

Éste es un artículo de revisión que ofrece una amplia discusión sobre el potencial alergénico del paladio de ciertas aleaciones dentales.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Evans J, and Wilson HR: Effectiveness of cast-joined structures. Int J Prosthodont 3:550, 1990.

Material chroniony prawem autorskim

20
Aleaciones para forjado

William A. Brantley

ESQUEMA

Deformación de los metales
Efectos del recocido del metal trabajado en frío
Aceros de carbono
Aceros inoxidables
Resistencia a la corrosión y propiedades del acero inoxidable austenítico
Soldadura convencional y autógena del acero inoxidable
Aleaciones de cobalto-cromo-níquel
Aleaciones de níquel-titanio
Aleaciones de titanio beta
Otras aleaciones para forjado

PALABRAS CLAVE

Alivio de esfuerzos: Reducción o eliminación de los esfuerzos residuales por tratamiento por calor.
Átomo intersticial: Imperfección en el entramado del cristal formada por un átomo extra localizado entre los átomos adyacentes en zonas normales del entramado.
Crecimiento del grano: Incremento del tamaño medio del cristal de un metal policristalino debido a un proceso de tratamiento térmico.
Defecto puntual: Imperfección en el entramado tridimensional del tamaño de un átomo como, por ejemplo, una vacante simple, doble (divacante) o triple (trivacante) o a un átomo intersticial.
Dislocación: Imperfección en la estructura atómica cristalina, formada por un plano parcial extra de átomos (dislocación en cuña) o bien debida a una distorsión espiral de los átomos dispuestos en planos paralelos (dislocación helicoidal) o a una combinación de ambos tipos.
Endurecimiento por precipitación: Proceso de fortalecimiento y endurecimiento de un metal por precipitación de una fase o componente de una solución sólida saturada.
Endurecimiento por tensión: Aumento en la resistencia y dureza de un metal y disminución en su ductilidad como consecuencia de una deformación plástica por debajo de la temperatura de recristalización, también llamada *trabajo de endurecimiento*.
Fractura dúctil: Rotura de una estructura sólida que da lugar a una deformación plástica medible.
Fractura quebradiza: Ruptura de una estructura sólida con una deformación plástica pequeña o sin evidencia fractográfica de deformación plástica.
Metal para forjado: Metal trabajado en frío que ha sido deformado plásticamente para variar la forma de una estructura y parte de sus propiedades mecánicas (fuerza, dureza y ductilidad).
Rango de trabajo: Cantidad máxima de tensión elástica que un alambre de ortodoncia puede aguantar antes de sufrir una deformación plástica.
Recocido: Procesos de calentamiento y enfriamiento controlados, diseñados para la obtención de las propiedades deseadas en un metal. El recocido se usa normalmente con los metales blandos, con el fin de incrementar su capacidad de deformación plástica, para estabilizar su forma y para incrementar su capacidad de manipulación (v. *alivio de esfuerzos*).

Material chroniony prawem autorskim

PALABRAS CLAVE *(Cont.)*

Recristalización: Proceso de formación de nuevos cristales libres de esfuerzos en un metal sometido a endurecimiento a través de un proceso controlado de tratamiento por calor.

Recuperación: Etapa dentro del tratamiento térmico que resulta en la recuperación parcial o total de las propiedades de un metal que fueron alteradas por el trabajo de endurecimiento (trabajado en frío) sin cambios en la estructura del grano.

Refinamiento del grano: Proceso de reducción del tamaño del cristal (grano) en un metal sólido mediante la adición de un elemento o compuesto al metal fundido y a su enfriamiento a una velocidad preestablecida.

Retroceso: Cantidad de tensión elástica que un metal puede recuperar cuando es sometido a cargas y luego éstas se eliminan, más allá de su límite de elasticidad (importante para los alambres de ortodoncia).

Superelasticidad: Capacidad de ciertas aleaciones de níquel-titanio de sufrir una gran deformación cuando se le aplican esfuerzos y volver a su estado inicial cuando se dejan de aplicar cargas; en la ciencia de los materiales de ingeniería se denomina *seudoelasticidad*.

Temperatura de recristalización: Mínima temperatura a la que se produce la recristalización completa en una estructura sometida a endurecimiento dentro de un período de tiempo determinado (normalmente 1 hora).

Vacante: Imperfección en el entramado de un cristal debida a la ausencia de un átomo.

DEFORMACIÓN DE LOS METALES

Introducción a las aleaciones para forjado y alambres de ortodoncia

Las aleaciones metálicas para forjados son usadas para los alambres de ortodoncia, retenedores de prótesis parciales removibles, limas de endodoncia y ensanchadores, coronas utilizadas en odontopediatría e instrumentos quirúrgicos. La metalurgia de estas aleaciones es relativamente compleja. La primera aleación usada para alambres de ortodoncia fue el acero inoxidable y una gran cantidad de instrumentos endodóncicos son fabricados con esta aleación. Las coronas de acero inoxidable se usan en odontopediatría y los instrumentos cortantes de acero inoxidable son importantes para la cirugía oral. Otras aleaciones para forjados son utilizadas para ortodoncia, prótesis parciales removibles y endodoncia, como es el caso de las de cobalto-cromo-níquel, níquel-titanio y titanio beta. Además, hay un uso limitado de las aleaciones de metal noble para forjados para aplicaciones dentales y se utiliza el titanio puro comercial para forjado para algunos implantes dentales. Antes de considerar en detalle cada uno de estos sistemas, una pequeña discusión sobre la fabricación de alambres y su uso en ortodoncia ilustrará muchos de los conceptos incluidos en las aleaciones para forjados.

Los alambres son utilizados por los ortodoncistas para la corrección de los dientes desplazados de una oclusión óptima, así como los prostodoncistas y los odontólogos generales para la retención y estabilización de las prótesis parciales removibles. Se fabrica un alambre redondeado a partir de una aleación colada a través de una serie de troqueles, con tratamientos intermedios de calor para eliminar los efectos de un gran endurecimiento (se hablará de ello más adelante) entre las etapas de las que consta. Los alambres de ortodoncia con sección rectangular o cuadrada son fabricados a partir de alambres redondeados trenzados con una aparato en cabeza de turco que consiste en un par de rodillos. Muchos materiales e instrumentos dentales accesorios son fabricados a partir de aleaciones de colado que han sido plegadas hasta obtener la forma de una cuerda o lámina, para terminar forjado dando una forma final de alambre o tubo. Muchos de los artículos metálicos usados en la vida diaria son **metales para forjado** y no colados. (En este capítulo, los términos *metal* y *aleación* se pueden usar indistintamente. Cuando se hable específicamente de metales puros, se hará la distinción.)

Siempre que un colado es deformado permanentemente de cualquier forma, se considera un metal forjado. Una aleación para forjado tiene unas propiedades y una microestructura que no están asociadas con la misma aleación cuando es colada. Por ejemplo, las diferencias son tan marcadas que los dentistas deberían asesorarse sobre las ventajas y las

Material chroniony prawem autorskim

meros golpeteos son bastante efectivos, pero los últimos son mucho menos efectivos, hasta que finalmente no se produce ninguna deformación más y el clavo se quiebra o fractura. El mismo fenómeno puede tener lugar cuando un paciente dobla el retenedor varias veces para disminuir la molestia que pueda producirle la prótesis parcial removible, hasta que termina fracturándose.

De la anterior relación entre el impedimento del movimiento de dislocación y la resistencia de los metales, resulta que la dureza, la resistencia y el límite proporcional aumentan con el endurecimiento por tensión y otros mecanismos de resistencia que acaban de describirse, mientras que la ductilidad disminuye. La resistencia a la corrosión también disminuye para un metal deformado permanentemente debido a que las dislocaciones producen áreas localizadas de tensión a escala atómica, las cuales tienen más energía que las redes atómicas de un metal no deformado. En general, el módulo de elasticidad de un material metálico se mantiene sin cambios durante mucho tiempo como resultado del tratamiento en frío; una excepción es el alambre de ortodoncia de acero inoxidable, del que se hablará más adelante en este capítulo.

Los cambios en las propiedades mecánicas de un metal que puede ser fabricado por endurecimiento por tensión sirven como referencia básica de un método práctico para obtener los niveles deseables de estas propiedades en odontología. Por ejemplo, en el capítulo 18 se comentó que para el endurecimiento por tensión durante la condensación de las obturaciones directas de oro es necesario dotar a la restauración de una resistencia y dureza adecuadas. De igual forma, los alambres de acero inoxidable usados en odontología dependen mucho de las características de sus metales forjados para producir un nivel óptimo del límite de elasticidad para su aplicación clínica.

Es instructivo examinar los efectos de un tratamiento en frío severo sobre la estructura del grano de una aleación de cobre-zinc muy importante en la práctica (latón). Esto se muestra en la primera fila de microfotografías (secciones longitudinales) en la parte superior de la figura 20-5, en la que la ondulación de un metal era perpendicular al plano de estas microfotografías. Puede observarse que cuanto más fina es la muestra designada sobre cada microfotografía, más liso o delgado es el grano. Aunque se usó el latón en este ejemplo, se produce el mismo efecto en las aleaciones forjadas de oro. Para el ejemplo extremo de un alambre, los granos están alargados paralelos al eje del alambre y recuerda las hebras de espagueti en una microfotografía mostrando una sección longitudinal.

Un efecto interesante del tratamiento en frío o el endurecimiento por tensión de los metales es la tendencia para orientarse preferentemente (cristalografía) en la estructura deformada del grano que resulta en propiedades mecánicas anisotrópicas (dirección-dependientes). Los planos de deslizamiento tienden a alinearse con los planos de corte del proceso de deformación. Por ejemplo, la resistencia de una lámina de metal ondulada es normalmente mayor en dirección trasversal que en la dirección de la ondulación. Las propiedades mecánicas de un alambre de ortodoncia son también diferentes si la medición se realiza paralela o perpendicular al eje del alambre.

Maclado

Un modo alternativo de deformación permanente de los metales es el *maclado*, en el que hay pequeños movimientos atómicos a cualquier lado del plano de maclado que resulta en una relación en espejo de los átomos, como muestra la figura 20-6. En los metales que tienen relativamente pocos sistemas de deslizamiento, el maclado es favorecido por los movimientos de dislocación; este mecanismo está favorecido a su vez por las grandes tensiones y las bajas temperaturas. El maclado es significativo para la deformación de las aleaciones de titanio-α, que son de suma importancia para algunos implantes dentales y también de interés para las restauraciones coladas. En el titanio-α, la relación *(c/a)* entre el entramado en el plano basal *(a)* y el entramado en el plano perpendicular al plano basal *(c)* es algo menor que el valor ideal de 1,633 de la estructura hme (v. fig. 2-14). Esta desviación resulta en más planos de deslizamiento y la tendencia al maclado. El maclado es también un mecanismo para la transformación reversible entre las estructuras

Material chroniony prawem autorskim

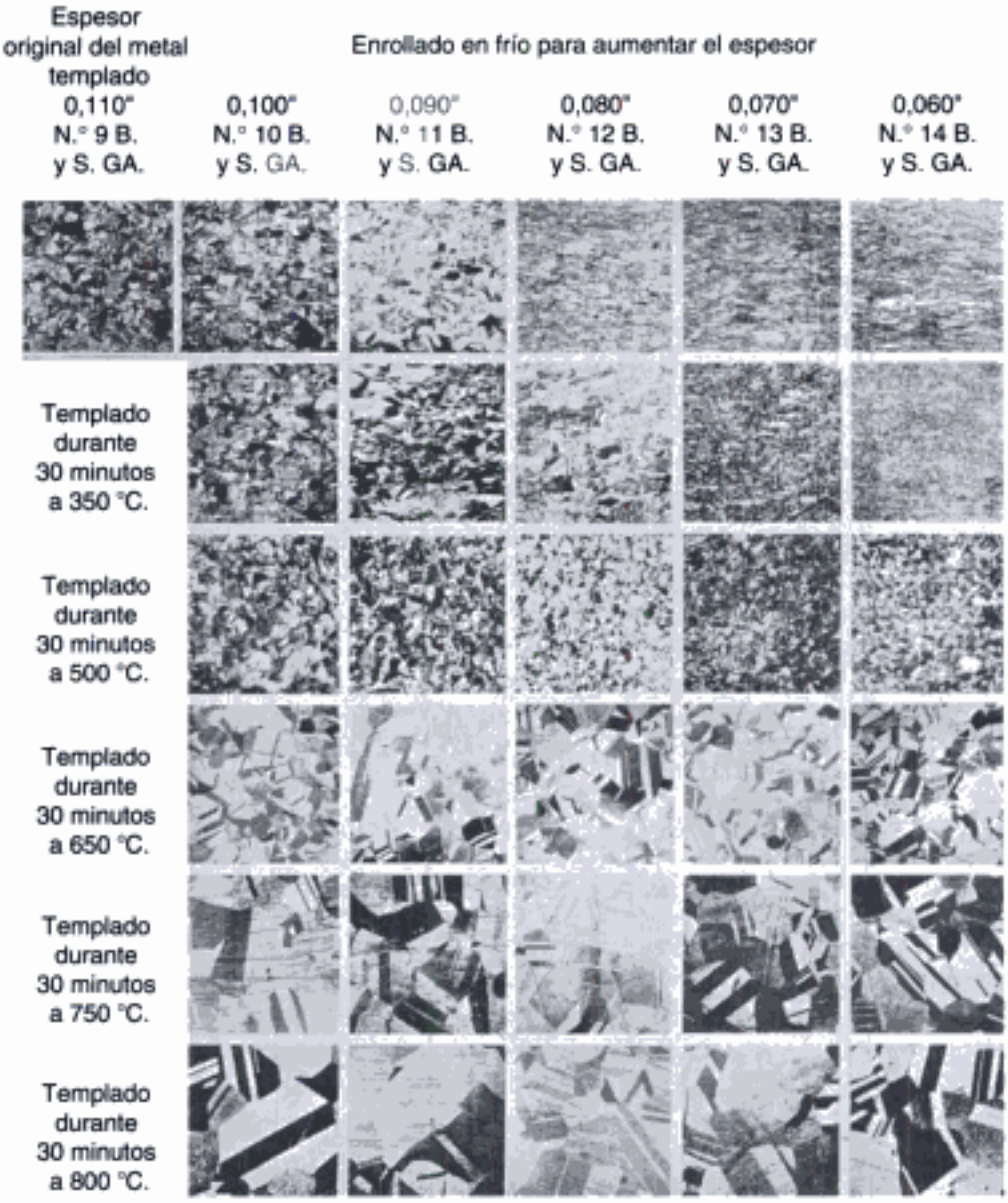


Fig. 20-5 Tamaño de grano de latón (cobre 66%, zinc 34%), después del trabajado en frío y recocido. (×40.) (Aportado por L. H. DeWald.)

austenítica y martensitica en los alambres ortodóncicos de níquel-titanio, que tienen una importancia clínica considerable.

Fractura

Si el tratamiento en frío continúa, puede que el metal, ya muy deformado, se fracture. Sin embargo, como se dijo anteriormente, el esfuerzo requerido para la fractura es mucho menos en el metal policristalino de lo que teóricamente podría esperarse. Las microgrietas que aparecen en los lugares donde comienza la fractura pueden estar causadas por múltiples motivos, incluyendo una acumulación de dislocaciones o tensiones incompatibles en los límites entre dos fases microestructurales diferentes.

Las aleaciones sufren fracturas quebradizas o **fracturas dúctiles**, dependiendo de una gran cantidad de factores como la composición, la microestructura, la temperatura y la tensión. Por ejemplo, la aleación puede contener múltiples fases o fases con ciertas estructuras cristalizadas, que limitan enormemente el movimiento de las dislocaciones. A bajas temperaturas y altos grados de tensión (tasa de carga) puede haber menos movimientos

Material chroniony prawem autorskim

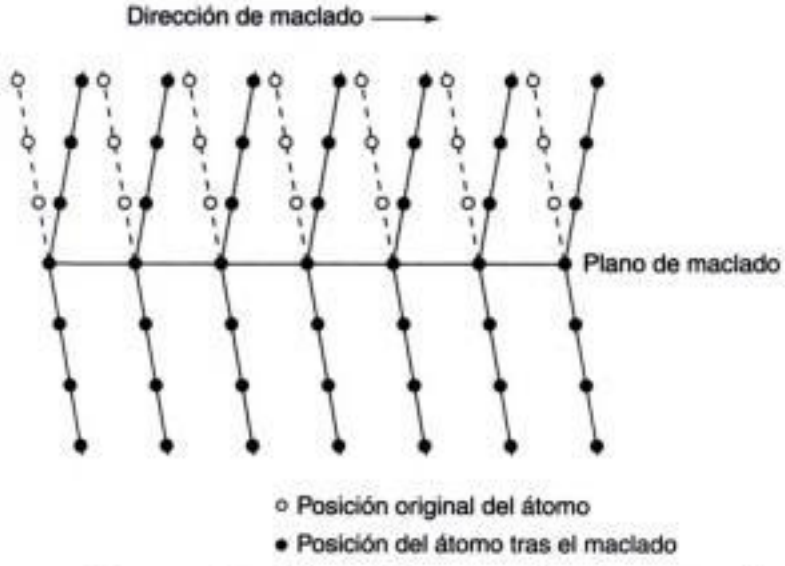


Fig. 20-6 Representación esquemática del maclado de un metal. Los átomos, en cualquiera de los lados del plano de maclado, guardan una relación en espejo.

de dislocación para aliviar zonas de esfuerzos asociados a microgrietas. Igualmente, este mecanismo resulta en un incremento de la resistencia a la tracción del metal.

En el capítulo 5 se mostró un ejemplo de fractura quebradiza para un colado de metal base para estructuras de prótesis parciales removibles, la cual se asoció con su microestructura dendrítica. La figura 20-7 muestra la apariencia de la superficie de una fractura quebradiza de un instrumento de endodoncia rotatorio de acero sometido a cargas de torsión. Por el contrario, la figura 20-8 presenta la superficie de una fractura dúctil de una muestra de aleación colada de oro que había sido sometida a cargas de tensión y fracasó. Las superficies de las fracturas dúctiles de los metales se caracterizan por una morfología de rotura en hoyos, en la cual el fracaso se debió a la coalescencia de las microlagunas que suelen deberse a impurezas durante los últimos estadios de la deformación permanente. El patrón de rotura en hoyos marca la aparición de esfuerzos a ese nivel, y es característico de las fracturas provocadas al hacer torsión o doblar instrumentos rotatorios de endodoncia de acero inoxidable.

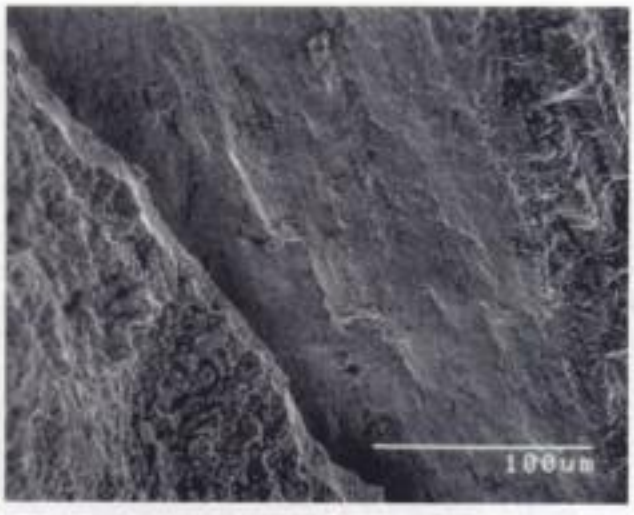


Fig. 20-7 Superficie de la fractura quebradiza de un instrumento endodóncico rotatorio de acero de carbono sometido a cargas de torsión en el sentido de las agujas del reloj. (×500.) (De Luebke NH, Brantley WA, Sabri ZI, y Luebke JH: Physical dimensions, torsional performance, and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. III. Peeso drills. *J Endod* 18:13, 1992.)

Material chroniony prawem autorskim

Fig. 20-9 Resistencia a la tracción y ductilidad de un metal en función del porcentaje de trabajado en frío y el tiempo de recocido. Durante el tratamiento en frío, la resistencia a la tracción aumenta y la ductilidad disminuye. Estas propiedades cambian ligeramente con la recuperación. Durante la recristalización, la resistencia a la tracción disminuye y la ductilidad se incrementa rápidamente. Sólo se producen pequeños cambios durante el crecimiento del grano. (De Richman MH: *Introduction to the Science of Metals*. Waltham, MA, Blaisdell Publishing Co, 1967.)

Recuperación

En la fase de recuperación, las propiedades de metal trabajado en frío comienzan a desaparecer antes de que se observen cambios significativos al microscopio. Como puede verse en la figura 20-9, la resistencia a la tracción disminuye ligeramente y no hay cambios en la ductilidad durante la recuperación. Aunque no se muestra, hay una disminución marcada en la resistividad eléctrica durante la recuperación, y una disminución en la densidad de dislocación con un reordenamiento de las dislocaciones en configuraciones de baja energía. Además, un metal trabajado en frío contiene esfuerzos residuales y la relajación de estos esfuerzos durante la mecanización da lugar, frecuentemente, al combado del metal tratado en frío; esta tendencia al combado durante el mecanizado desaparece si los esfuerzos residuales son eliminados por tratamiento de calor en un intervalo de temperatura donde se dé la recuperación.

Los dispositivos ortodóncicos fabricados mediante modelado de alambres a menudo se templan antes de su colocación. Este tratamiento con calor estabiliza la configuración y permite determinar de forma precisa la fuerza que ejercerá el dispositivo en el interior de la boca. La eliminación de las tensiones residuales también reduce la probabilidad de fractura en el proceso de ajuste clínico. Es fundamental que el tratamiento con calor se realize en el rango de temperatura de recuperación y no a otras más elevadas, ya que se produciría la cristalización.

Recristalización

Cuando se recuece un metal que está muy trabajado en frío, se produce la recristalización después de la fase de recuperación. Esto implica un cambio radical en la microestructura, como puede verse en la figura 20-5. Los granos viejos y deformados desaparecen completamente y son reemplazados por granos libres de tensiones. Estos nuevos granos se concentran en las regiones del metal donde el trabajado en frío actuó más severamente y su migración a la periferia del grano consume la estructura original del trabajado en frío. Tras completarse la recristalización, el metal recupera su ductilidad y templanza originales (v. fig. 20-9). Es por ello que la recristalización ha de evitarse durante el tratamiento por calor en la liberación de esfuerzos de los aparatos de ortodoncia. La microestructura forjada que facilita las propiedades mecánicas deseables es reemplazada por una microestructura que contiene granos equiaxiales. La aleación es relativamente blanda y tiene una resiliencia mucho menor. Si un metal no es trabajado en frío suficientemente no se produce recristalización durante el recocido. Un ejemplo excelente para ilustrarlo es el típico ajuste en clínica del retenedor de una prótesis parcial removible.

Material chroniony prawem autorskim

refinamiento del grano, y diferencias entre colado y temperatura del molde). Sin embargo, si el dentista activa el retenedor de una prótesis parcial removible o bruñe el margen de una corona colada durante su ajuste, la estructura puede estar lo suficientemente trabajada en frío para convertir la microestructura en bruto en una microestructura que contenga parcialmente las propiedades de un metal forjado.

En las aplicaciones dentales en las que se emplean ciertas aleaciones forjadas (p. ej., bandas y alambres de ortodoncia, aparatos de odontopediatría y retenedores de prótesis parciales removibles), la fuerza y resistencia a la fractura de la aleación colada es reducida significativamente por el recocido a la temperatura a la que tiene lugar la recristalización. El calentamiento prolongado del acero inoxidable a altas temperaturas puede reducir de manera significativa la resistencia a la corrosión, y éste es un hecho importante a considerar durante la soldadura de los aparatos de ortodoncia de acero inoxidable. Además, antes del calentamiento de cualquier instrumento, como el arco de Young de los diques de goma o matrices metálicas, el dentista debe considerar la posibilidad de que pueda resultar afectado por el crecimiento del tamaño del grano o por otros cambios microestructurales.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son las diferencias entre las estructuras martensíticas que forman el acero de carbono y el acero inoxidable austenítico?

ACEROS DE CARBONO

Como se ha dicho hasta ahora, los aceros inoxidables son las aleaciones que más se utilizan en ortodoncia, y que además tienen otras muchas aplicaciones en odontología. La metalurgia y la terminología de los aceros inoxidables están íntimamente conectadas con el sistema hierro-carbono binario más simple y con los aceros de carbono. Por ello, se hará una breve introducción sobre el sistema hierro-carbono y los aceros de carbono. Actualmente, estas aleaciones extremadamente importantes en el ámbito industrial han limitado relativamente su uso en odontología. Sin embargo, los aceros inoxidables han demostrado un comportamiento superior cuando se utilizan en la fabricación de curetas o instrumentos de endodoncia en comparación con los instrumentos de acero de carbono.

Los aceros de carbono son aleaciones binarias hierro-carbono que contienen, aproximadamente, menos del 2,1% de carbono. (Todas las composiciones de las aleaciones en este capítulo están expresadas en porcentaje de peso.) El punto de partida para entender su metalurgia es el diagrama fase de Fe-Fe_3C, y si el lector está interesado en ello debería consultar el libro de texto de Brick, Pense y Gordon que aparece en la sección de Bibliografía recomendada. La mayor parte de los tipos de aceros de carbono están basados en tres posibles estructuras cristalinas de las aleaciones de hierro-carbono. La *ferrita* es una fase ccc (cúbica centrada en las caras), estable a temperaturas que no superen los 912 °C y que contiene átomos de carbono entre los átomos de hierro. La *austenita* es una fase ccc, estable entre 912 y 1.394 °C, en la cual los átomos de carbono están también dispuestos intersticialmente entre los átomos de hierro. Los átomos de carbono son más grandes que los espacios intersticiales en las estructuras cúbicas centradas en el cuerpo y cúbicas centradas en las caras de hierro puro, por lo que aparecerá una distorsión local importante en cualquier red atómica de hierro cerca de un átomo de carbono. El mayor tamaño del grano para los espacios intersticiales en la austenita conlleva diferencias considerables en la solubilidad del carbono, aproximadamente un 0,02% en ferrita y un 2,1% en austenita. Todos los aceros de carbono tienen una fase de estructura austenítica a una temperatura elevada; las aleaciones de hierro-carbono que contienen mayores porcentajes (más del 4% aproxidamente) de carbono son colados de hierro.

Cuando un acero de carbono que contiene el 0,8% de carbono es enfriado muy despacio en la fase austenítica, experimenta una transformación eutéctica en estado sólido

Material chroniony prawem autorskim

este mecanismo, ya que los alambres finales aún poseen un endurecimiento por tensión importante, a pesar de los tratamientos de calor intermedio llevados a cabo en diferentes etapas durante el diseño del alambre.

Estabilización

El método que se emplea con más éxito en la industria para prevenir la sensibilización de los aceros inoxidables austeníticos a temperaturas elevadas es la incorporación de uno o dos elementos que forman precipitados de carburo con el cromo, como el niobio o titanio, además del tántalo. Se dice que los aceros inoxidables que han sido tratados de esta manera están estabilizados. Sin embargo, este método no parece usarse en los alambres de ortodoncia de acero inoxidable, probablemente por su coste adicional.

Causas generales de corrosión

Como se dijo previamente, la función del cromo en el acero inoxidable es la de prevenir la corrosión de la aleación por oxidación. El acero inoxidable es muy dado a oxidarse, pero la capa de óxido pasivo de su superficie bloquea la difusión del oxígeno de forma significativa. Con respecto a la prevención de la corrosión electrolítica (electroquímica), la situación es parecida de alguna manera a la de las amalgamas dentales, como se comenta en el capítulo 17.

Desde el capítulo 3 se sigue que cualquier alteración en la superficie de un metal puede ser causa de deslustrado y corrosión. Un endurecimiento por tensión intenso puede provocar regiones anódicas en presencia de un electrólito como la saliva. Debido a la probabilidad de que se produzcan estos depósitos in vivo, cualquier rugosidad en la superficie de un metal puede hacer que se concentren ahí los depósitos y se produzca una corrosión en esa zona. Un aparato ortodóncico de acero inoxidable debe pulirse adecuadamente y mantenerse limpio para que tenga menos tendencia al deslustrado y la corrosión durante su uso, además de por la comodidad del paciente.

Una causa de corrosión del acero inoxidable, y que es bastante común, es la incorporación de pequeñas cantidades de acero de carbono o un metal similar en su superficie. Por ejemplo, si un alambre de acero inoxidable es manipulado descuidadamente con alicates de acero de carbón, es posible que algo de este acero pueda quedar embebido dentro del acero inoxidable. O si el aparato de acero inoxidable es fresado o cortado con una fresa de acero de carbono u otra herramienta de un acero similar, parte del acero de carbono del instrumento pasará al acero inoxidable. Esta situación resulta en una pila electroquímica que puede causar una corrosión considerable in vivo.

Los puntos de soldadura fuerte o las uniones soldadas (cap. 19) de los aparatos de ortodoncia pueden también formar parejas galvánicas in vivo. Además, como se comentó en el capítulo 3, los aceros inoxidables austeníticos son susceptibles de afectarse por soluciones que contengan cloro. No deben usarse limpiadores que contengan cloro en la limpieza de los aparatos fabricados de acero inoxidable.

Propiedades mecánicas

En la tabla 20-3 se presentan los valores aproximados de las propiedades mecánicas para los alambres de ortodoncia de acero inoxidable, en los cuales el módulo de elasticidad es de 180 gigapascales (GPa), el límite de elasticidad al 0,2% es de 1.600 MPa y la resistencia a la tracción es de hasta 2.100 MPa. La resistencia y la dureza pueden incrementarse con la disminución en las dimensiones transversales, debido al mayor trabajado en frío requerido para formar alambres más pequeños. (La falta de estos cambios, para ciertos tamaños del mismo alambre de acero inoxidable, es consecuencia de la aplicación de tratamientos en calor intermedios durante el diseño del alambre.) Como se dijo anteriormente, un trabajado en frío intenso durante la fabricación de los alambres de acero inoxidable contribuye a una mayor resistencia.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tratamiento térmico de recuperación

Puede obtenerse un incremento en las propiedades elásticas del alambre de acero inoxidable mediante el calentamiento a temperaturas entre 400 y los 500 °C después de haber sido trabajado en frío. Este tratamiento térmico de liberación de esfuerzos facilita la recuperación tras el recocido, el cual elimina esfuerzos residuales generados durante la manipulación del alambre y, además, estabiliza la forma del aparato. Esto es importante en el ámbito clínico, porque estos esfuerzos residuales podrían causar fracturas cuando el aparato es ajustado al paciente por parte del odontólogo.

Un estudio sobre los efectos del tratamiento térmico sobre segmentos rectos de alambres de ortodoncia de acero inoxidable austenítico con una tasa de dimensiones transversales de dos fabricantes reveló incrementos de hasta el 10% en el módulo de resiliencia en tracción. El retroceso mejoró de un 0,0060 a un 0,0094 para los alambres sin tratar a una tasa de 0,0065 a 0,0099 después del tratamiento térmico. Para ciertos tamaños transversales de un producto, el tratamiento térmico eliminó la fase martensítica α' encontrada en los alambres sin tratar, quedando una estructura completamente de una fase única austenítica (γ).

Alambres trenzados y torcidos

Los alambres de acero inoxidable de muy pequeño diámetro han sido trenzados y torcidos juntos por los fabricantes para formar alambres más grandes multitrenzados para ortodoncia. Las hebras pueden ser tan pequeñas como de 0,178 mm (0,007 pulgadas) de diámetro, y los alambres trenzados pueden tener una sección redonda o rectangular con dimensiones entre 0,406 y 0,635 mm (0,016 y 0,025 pulgadas). La figura 20-11 muestra los dos alambres ampliados. A pesar de que es complejo analizar el combado mecánico de los alambres de ortodoncia multitrenzados, puede apreciarse que estos alambres son mezclas de hebras individuales muy flexibles. Por consiguiente, los alambres trenzados o torcidos son capaces de soportar grandes deflexiones elásticas al combado, y además aplican mucha menor fuerza para una deflexión dada en comparación con los aceros inoxidables sólidos con las mismas dimensiones transversales.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los procesos de fracaso que pueden observarse clínicamente para las uniones soldadas o las uniones soldadas por fusión en los aparatos de ortodoncia de acero inoxidable?

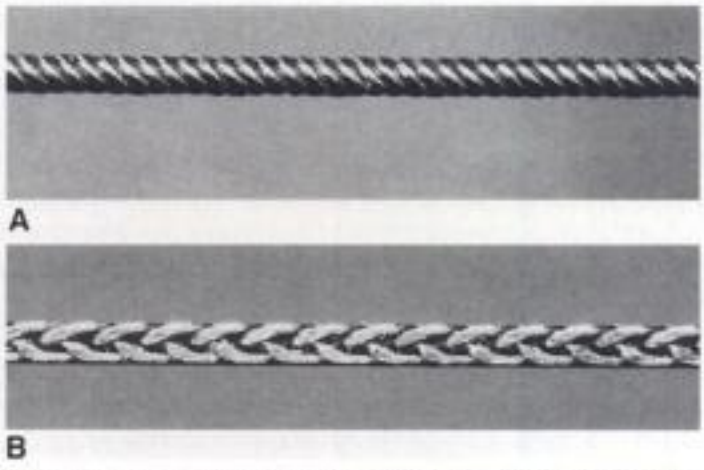


Fig. 20-11 Alambres de acero inoxidable multitrenzados de aplicación en ortodoncia. **A,** Forma torcida con un diámetro de 0,44 mm. **B,** Forma trenzada con una dimensión total de 0,44 × 0,63 mm. (Por cortesía de J.Y. Morton y J. Goldberg.)

Materiał chroniony prawem autorskim

SOLDADURA CONVENCIONAL Y AUTÓGENA DEL ACERO INOXIDABLE

Materiales para soldadura fuerte

Es importante tener en cuenta que el alambre de acero inoxidable no debe calentarse a una temperatura demasiado alta para minimizar el riesgo de precipitación de carburos y prevenir que se ablande tanto como para perder utilidad. El requisito de la técnica de soldadura a baja temperatura (soldadura fuerte) sigue las reglas de cualquier material para la soldadura de oro (soldadura fuerte) empleadas normalmente con alambres de aleación de oro puesto que sus puntos de fusión (diferencia entre la temperatura de licquefacción y solidificación, tal y como se describió en el cap. 6) son generalmente muy altos. En su lugar se emplean soldaduras de plata. Como se comentó en el capítulo 19, se prefiere el término *soldadura* al de *soldadura fuerte* para referirse a las uniones puesto que es de uso común en odontología.

Las soldaduras de plata son aleaciones de plata, cobre y zinc a los que también se les pueden añadir elementos como el estaño y el indio para minimizar la temperatura de fusión y mejorar la soldadura. A pesar de que estas soldaduras son corrosivas con el uso debido a que son aniónicas respecto al acero inoxidable, este efecto no es demasiado reseñable dentro de los efectos sobre los aparatos de ortodoncia. Estos aparatos son provisionales y no suelen estar más de 6 a 30 meses en boca, siendo necesarias las revisiones por parte del ortodoncista.

Las temperaturas adecuadas para las soldaduras de plata empleadas en ortodoncia oscilan entre los 620 y 665 °C. Es importante un pequeño intervalo de fusión para el material usado en la soldadura a pulso hecha por el ortodoncista. Si se suelda a mano alzada, el metal de la junta debería endurecer rápidamente una vez el trabajo es retirado de la llama. De otra forma, el operador podría mover el trabajo sin darse cuenta antes de que el material de soldadura haya solidificado y la unión quedaría debilitada.

Fundentes para soldadura

Además de los agentes limpiadores y reductores descritos en el capítulo 19, el fundente que se usa para las soldaduras de acero inoxidable contiene además flúor para disolver la película pasiva que el cromo forma en la superficie. El material de soldadura no mojará el metal cuando esta capa esté presente. El fluoruro potásico es una de las sustancias químicas más potentes. El fundente es parecido al que se recomendó para las soldaduras de oro en el capítulo 19, a excepción de la adición de fluoruro potásico. El ácido bórico es usado más en combinación con bórax que en el fundente para las soldaduras de oro, debido a su menor temperatura de fusión.

Aspectos técnicos de la soldadura

La soldadura del acero inoxidable a pulso no tiene grandes diferencias con las soldaduras de oro descritas en el capítulo anterior. Debe usarse una llama en forma de aguja, no-luminosa, aire de gas. Cuanto menor sea el diámetro de la llama, menor metal recocido habrá rodeando la unión. El trabajo debe colocarse alrededor de 3 mm dentro de la llama a partir de la punta del cono azul, en la zona reductora de la llama. El procedimiento debe observarse en la penumbra, con un fondo negro, con lo que la temperatura puede controlarse por el color del trabajo. El color nunca debería exceder el rojo intenso.

Antes de la soldadura, las partes a soldar deben unirse por puntos para alinearse adecuadamente durante su soldadura. Después ha de aplicarse el fundente y debe calentarse primero la parte más pesada. El fundente debe cubrir la totalidad de las áreas a soldar antes de aplicar el calor. Tan pronto como el fundente se fusione, deberá añadirse la aleación de la soldadura y continuar con el calentamiento hasta que el metal penetre dentro de la junta. Después de que el metal ha fluido, el trabajo ha de ser apartado del calor y enfriado en agua. En relación con lo que se comentó anteriormente acerca de la sensibi-

Material chroniony prawem autorskim

la transformación entre las fases martensítica y austenítica de NiTi. Las relaciones de las fases NiTi en los alambres de ortodoncia han sido estudiadas en detalle por difracción de rayos X y calorimetría tomográfica diferencial, y un resumen de estos estudios es facilitado en las lecturas recomendadas sobre materiales ortodóncicos en la sección de bibliografía.

El alambre de Nitinol original está fabricado a partir de una aleación martensítica predominantemente trabajada en frío y tiene una dureza de Vickers de 430 aproximadamente. A mediados de los años 80, los alambres de ortodoncia de níquel-titanio que tenían **superelasticidad** (llamada *seudoelasticidad* en la ciencia de los materiales de la ingeniería) fueron introducidos en el mercado. A diferencia del alambre original de Nitinol *(no-superelástico)* los alambres superelásticos sin tratar contienen una sustanciosa proporción de estructura NiTi austenítica a temperatura ambiente o a la temperatura corporal (37 °C).

La figura 20-13 muestra una ilustración esquemática sobre el comportamiento superelástico de una muestra de alambre ortodóncico al doblarse. El segmento a-b corresponde a la deformación elástica inicial del alambre, seguido por el segmento b-c, donde la estructura de NiTi austenítica se transforma a la estructura NiTi martensítica. Después de haberse completado la transformación en el punto c (normalmente al 10% de tensión) se produce la deformación plástica y más deformación elástica a medida que el esfuerzo se incrementa (momento de combado) a lo largo del segmento c-d. Cuando se retira la carga a la que es sometido, la secuencia de fenómenos se revierte, donde el segmento d-e se corresponde con la pérdida de la tensión elástica en la estructura NiTi martensítica, seguida de nuevo por la transformación hacia la estructura NiTi austenítica a lo largo del segmento e-f, y finalmente se pierde tensión elástica en la estructura austenítica a medida que el esfuerzo o momento de combado decrece hasta llegar a cero. En el alambre permanece una pequeña cantidad de deflexión angular permanente, debido a la continua deformación en el segmento c-d. Para carga y descarga de tensión sobre la muestra de alambre, los segmentos b-c y e-f son paralelos entre sí debido a que el esfuerzo es uniforme en un corte transversal. Es deseable clínica-

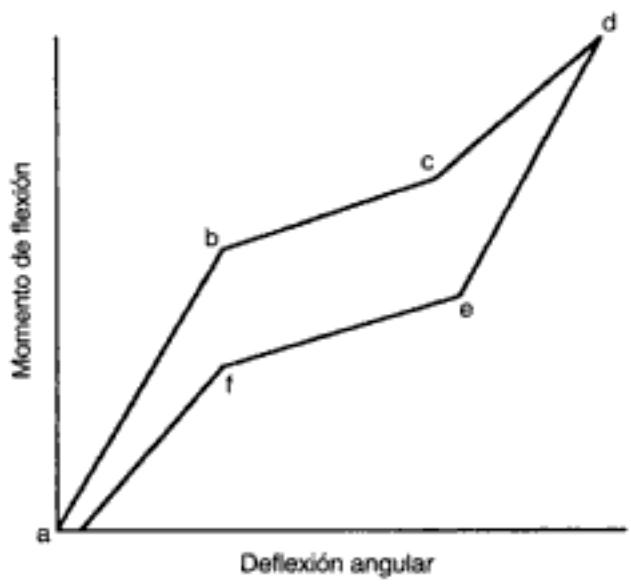


Fig. 20-13 Movimiento de flexión esquemático frente a una curva de deflexión angular para un alambre de ortodoncia de níquel-titanio, que muestra las regiones de superelasticidad: *b*-c durante las cargas (activación) y *e-f* durante la ausencia de cargas (desactivación). Este comportamiento imparte un amplio rango de trabajo al arco. La región *c-d* corresponde a la deformación permanente durante la aplicación de las cargas, y *d-e* corresponde a la carga inicial del arco deformado permanentemente. Las regiones *b-c* y *e-f* corresponden a las direcciones de ida y venida, respectivamente, del esfuerzo inducido responsable de la transformación entre las estructuras austenítica de baja tensión y la martensítica de alto esfuerzo. (Por cortesía de J. Goldberg.)

Material chroniony prawem autorskim

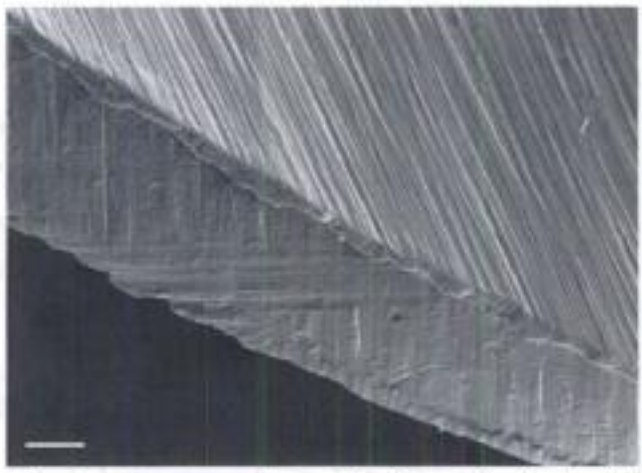


Fig. 20-14 Microfotografía de un instrumento de endodoncia rotatorio de níquel-titanio que muestra deformación permanente en los bordes de las hojas (se han dado la vuelta) y otros defectos de superficie como consecuencia del proceso de maquinado usado en su fabricación. (Por cortesía de S.B. Alapati.)

Los instrumentos de endodoncia de níquel-titanio deben ser fabricados procesando el bloque de alambre inicial, a diferencia de los instrumentos endodóncicos de acero inoxidable, con los que se emplea un aparato especial para retorcer el alambre cónico inicial. Los filos cortantes en flauta en algunos instrumentos de níquel-titanio se caracterizan por una deformación sustancial permanente (que es llamada *rollover*), como muestra la figura 20-14. Observaciones realizadas con microscopia electrónica sugieren que la fractura de los instrumentos endodóncicos de níquel-titanio durante las pruebas de torsión en el laboratorio tiene lugar al nivel de los desperfectos de la superficie como consecuencia del proceso de fabricación. En la aleación de níquel-titanio podrían marcarse muescas, debido a que las fases de NiTi austenítica y martensítica tienen unas estructuras cristalinas muy distintas. Se prevén futuras mejoras sobre los instrumentos endodóncicos de níquel-titanio con una resistencia mejorada al fracaso en condiciones clínicas.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la posible desventaja clínica de un alambre ortodóncico fabricado con titanio-α?

ALEACIONES DE TITANIO BETA

Formas cristalográficas del titanio y de las aleaciones de titanio

Igual que sucede con los alambres de ortodoncia de acero inoxidable y de níquel-titanio, el titanio puro tiene distintas formas cristalográficas (polimórfico o alotrópico) a altas y bajas temperaturas. A temperaturas por debajo de 885 °C, la forma estable es el titanio-α, que tiene una estructura de cristal hme, mientras que a mayores temperaturas la forma estable es el titanio-β, que tiene una estructura cúbica centrada en el cuerpo. Para el titanio-α, el módulo de elasticidad y el límite de elasticidad a temperatura ambiente son de aproximadamente 110 y 40 MPa, respectivamente.

Ciertos elementos, como el aluminio, el carbono, el oxígeno y el nitrógeno, estabilizan la estructura del titanio-α, esto es, aumentan la temperatura para que se transforme en titanio-β. Otros elementos, como el vanadio, el molibdeno y el tantalio, estabilizan la estructura de titanio-β, es decir, prolongan la fase de titanio-β o la región de estabilidad, además de disminuir la temperatura para su transformación a titanio-α. La aleación Ti-6Al-4V, que contiene un 90% de titanio, un 6% de aluminio y un 4% de vanadio (porcentaje en peso), es bastante utilizada para los implantes dentales además de para res-

Material chroniony prawem autorskim

tauraciones coladas. Esta aleación tiene una microestructura doble, que contiene tanto la fase de titanio-α como la de titanio-β, la cual puede variar sustancialmente con un tratamiento térmico apropiado. Aunque la aleación Ti-6Al-4V puede tener un límite de elasticidad tan alto como 960 MPa, esta aleación no ha sido usada para alambres de ortodoncia comerciales, quizá por su difícil fabricación y su menor capacidad de conformado en comparación con los alambres de titanio-β. Si se compara sus propiedades de fatiga clínica (cargas cíclicas) con las de los implantes dentales (cap. 23), el Ti-6Al-4V tiene una mayor resistencia a la fatiga que el titanio puro comercial cuando los fabricantes emplean los tratamientos térmicos adecuados para controlar las morfologías de las fases de titanio-α y de titanio-β.

Según el estudio llevado a cabo por Burstone y Goldberg, los alambres de titanio-β comercial con una composición aproximada del 79% de titanio, el 11% de molibdeno, el 6% de zirconio y el 4% de estaño, fueron introducidos alrededor de 1980. La adición del molibdeno estabiliza la estructura de titanio-β a temperatura ambiente, dando lugar a una aleación con gran capacidad de moldeado. Esta aleación comercial (Ormco, Glendora, CA) recibe el nombre comercial de TMA (aleación de titanio-molibdeno). Recientemente, con la finalización de la patente para los productos TMA, otros dos fabricantes (GAC, Islandia, New York; 3M Unitek) han introducido un alambre de ortodoncia de titanio-β distinto (Resolve y Titanio Beta III, respectivamente).

Propiedades mecánicas de los alambres de titanio-β

Los alambres de ortodoncia de titanio-β (producto TMA) tienen un módulo elástico de 70 GPa, aproximadamente, con un límite de elasticidad del 0,2%, entre 860 y 1.200 MPa (v. tabla 20-3), lo que favorece unas propiedades clínicas propicias. El módulo elástico para los alambres de titanio-β está intermedio entre los valores de los alambres de acero inoxidable y Elgiloy y aquéllos de Nitinol. El retroceso (LE/E) para los alambres de titanio-β es mucho mayor que para el acero inoxidable y los alambres Elgiloy y muy parecido al de los alambres Nitinol. Los alambres de titanio-β pueden ser trabajados en frío de forma intensa, y debido a la estructura cúbica centrada en el cuerpo de la fase-β, los alambres pueden ser bien conformados (comparable con el del acero inoxidable austenítico). Además, pueden ser combados fácilmente en varias configuraciones ortodóncicas. A pesar de que los esfuerzos de tensión han mostrado que no hay diferencias significativas en el módulo elástico y el límite de elasticidad para los productos basados en alambre TMA y Resolve titanio-β, al examinarlo al microscopio electrónico se ven diferencias en la morfología de los precipitados en los alambres, lo que sugiere discrepancias en los procedimientos de fabricación empleados por los dos fabricantes.

Ha habido publicaciones anecdóticas sobre los alambres TMA de titanio-β que indican que son susceptibles durante su manipulación en clínica; pero no existen estudios definitivos que verifiquen este problema ocasional. Debido a la gran reactividad del titanio, es esencial un control cuidadoso de la calidad del lingote de la aleación original, la atmósfera y otros parámetros durante la fabricación del alambre. Esto también es importante en la fabricación de los alambres de níquel-titanio. Aunque pueden realizarse tratamientos térmicos sin que se alteren las propiedades mecánicas de los alambres de titanio-β, el clínico no debería tratar estos alambres con calor.

Soldadura

Los alambres de titanio-β son los únicos y principales alambres de ortodoncia. Se considera que su aleación tiene una buena soldadura y que sobre ella pueden realizarse uniones clínicamente satisfactorias mediante resistencia eléctrica. Estas uniones no precisan ser reforzadas con material de soldadura, que sí es necesario con las uniones soldadas para alambres de acero inoxidable y Elgiloy. Una fusión realizada sin el calor suficiente hará que la interfase entre los alambres fracase, mientras que el sobrecalenta-

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 20-5 Propiedades físicas de los alambres

Tipo de alambre	Límite de elasticidad horneado-enfriado (min) *(MPa)*	Resistencia a la tracción horneado-enfriado (min) *(MPa)*	Elongación por apagado (min) *(%)*	Elongación horneado-enfriado (min) *(%)*	Temperatura de fusión (min) *(°C)*
Tipo I antiguo de la ANSI/ADA	860	930	15	4	960
Tipo II antiguo de la ANSI/ADA	690	860	15	2	870

Alambre	Tipo de límite proporcional *(MPa)*	Resistencia a la tracción *(MPa)*	Elongación mínima		Temperatura mínima de fusión *(°C)*
			Apagado *(%)*	Horneado-enfriado *(%)*	
P-O-P	550-1030*	860-1.240*	14-15	—	1.500-1.530
P-P-C	690-790†	960-1.070†	16-24	8–15	1.040-1.080

(Datos de Dentists Desk Reference: *Materials, Instruments and Equipment*, 1.ª ed. Metals and Alloys: Precious Metal Wrought Wire. Chicago, American Dental Association, 1981; Lyman T: *Metals Handbook*, 8.ª ed., vol. 1. Properties and Selection of Metals. Metals Park, OH, American Society for Metals, 1964.)

*Apagado (aleación que no endurece por envejecimiento); †endurecido.

P-O-P, platino-oro-paladio; *P-P-C*, paladio-plata-cobre.

peratura de recristalización) del alambre P-O-P puede ser especialmente útil para colar una estructura de una PPR a esta aleación. Los alambres de paladio-plata-cobre (P-P-C) han sido considerados igualmente útiles para aplicaciones dentales. Las tablas 20-4 y 20-5 enumeran los valores en la composición y propiedades de los alambres de P-P-C. Las temperaturas de fusión para estos alambres son mayores que las de los alambres de aleación de oro, pero son considerablemente menores que las temperaturas de fusión (y temperaturas de recristalización) de los alambres de P-O-P. La temperatura de fusión de los alambres de P-O-P está incrementada por el platino y el paladio.

Otras aleaciones de metales de base para forjado

Además de las aleaciones de metales de base forjado resumidas anteriormente en este capítulo, las aleaciones de cromo-cobalto están disponibles para retenedores de dentaduras parciales. Por ejemplo, un alambre de níquel-tungsteno-cromo-cobalto (Ticonium) tiene un límite de elasticidad de unos 920 MPa, una resistencia a la tracción de unos 1.400 MPa y un porcentaje de elongación del 19%. Esta aleación forjada no es tratable por calor y está diseñada para el uso con aleaciones coladas de níquel-cromo-berilio de baja fusión, según el fabricante. Todas estas aleaciones de metales de base para forjado tienen composiciones y mecanismos de resistencia complejos.

Se usan también aleaciones de metales de base para forjado para la retención de pins en grandes restauraciones directas (amalgamas dentales, resinas compuestas e ionómero de vidrio). La aleación principal es la de acero inoxidable 18-8, pero también se han empleado pins de titanio o de aleación de titanio. Comparados con el acero inoxidable, el titanio y sus aleaciones tienen un módulo de elasticidad más cercano al módulo de los materiales de restauración directa y también una mayor resistencia a la corrosión y mayor biocompatibilidad.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Andreasen GF, and Morrow RE: Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. Am J Orthod 73:143, 1978.

Este artículo es un clásico que describe las propiedades de laboratorio y los usos clínicos de los primeros alambres de ortodoncia de níquel-titanio.

Asgharnia MK, and Brantley WA: Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. Am J Orthod 89:228, 1986.

Aporta una completa lista de datos sobre tensión y combado para los cuatro tipos más comunes de aleaciones de arcos ortodóncicos de varios tamaños.

Materiał chroniony prawem autorskim

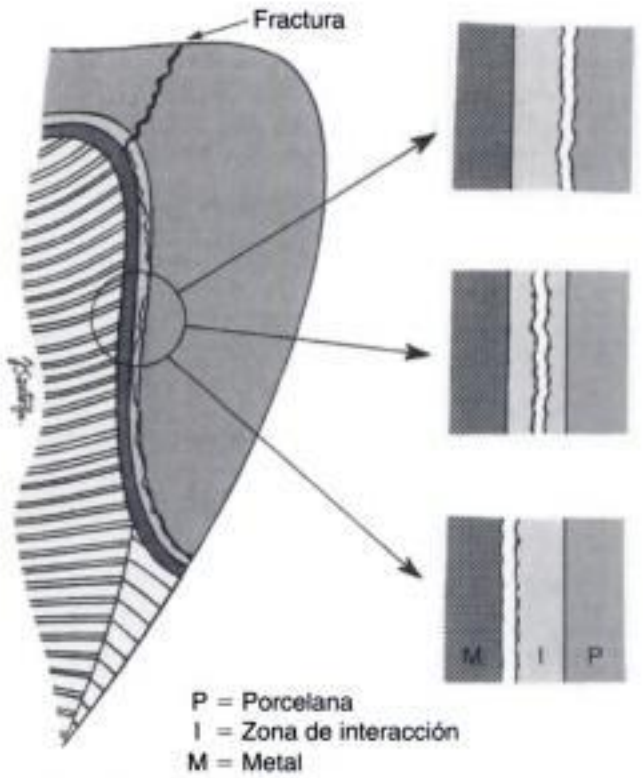


Fig. 21-5 Corte transversal de los tres tipos principales de fracturas en la zona interfacial. Véase también lámina en color.

rado al gris, pasando por un marrón-rojizo, se dispone de una dimensión adicional con el fin de controlar el color de la porcelana.

Los metales y aleaciones, como las de cromo-cobalto, acero inoxidable, plata-paladio, las de alto o bajo contenido en oro, y titanio, han sido electrodepositadas con éxito y recubiertas con estaño para obtener una unión satisfactoria a la porcelana. Hay varios productos que se pueden aplicar a la superficie del metal antes de la condensación de la porcelana opaca. Son aplicados en forma líquida sobre la superficie metálica y horneados de la misma manera que la porcelana opacificadora.

Estos productos tienen dos funciones: 1) tienden a mejorar la unión entre el metal y la porcelana, limitando la aparición de una capa de óxido sobre la superficie del metal base durante la cocción y 2) pueden mejorar la estética, bloqueando los óxidos de color oscuro.

Beneficios e inconvenientes de la combinación metal-cerámica

Una corona fabricada adecuadamente es más fuerte y duradera que una corona de porcelana aluminosa corriente. Sin embargo, un puente largo puede estar sometido a tensiones de combado y la porcelana puede agrietarse o fracturarse por su baja ductilidad. Estos inconvenientes pueden evitarse si la prótesis está diseñada correctamente, como se comentó antes. Las relaciones oclusales para este tipo de prótesis son de gran importancia.

Las principales ventajas de las prótesis metal-cerámica son su estética y su resistencia a la fractura cuando está diseñada con un refuerzo apropiado. A diferencia de las restauraciones recubiertas con resina acrílica, las porcelanas no suelen desgastarse por abrasión y no hay tinción a lo largo de la interfase entre la faceta y el metal. Además, como muestra un estudio clínico, la tasa de fractura de las coronas y puentes metal-cerámicos es apenas del 2,3% después de 7,5 años (Coornaert y cols., 1984).

Materiał chroniony prawem autorskim

Vitrocerámica fundible y mecanizable (Dicor y Dicor MGC)

Las coronas de porcelana tienen más tendencia a fracturarse cuando se usan en el sector posterior. En la figura 21-6 (v. también la lámina en color) se muestra la distribución de las tensiones mediante un análisis detallado en una corona Dicor de un molar de 0,5 mm de grosor sometido a una carga sobre la superficie oclusal, justo dentro del área marginal. Las tensiones de tracción máxima se localizan dentro de la superficie interna, justamente por debajo del punto donde se aplica la fuerza y justo por encima de la capa de cemento de 50 µm de grosor (v. *flecha* en fig. 21-6). Es en este lugar donde se encuentra el punto crítico responsable de la iniciación de la línea de fractura cuando se aplica una fuerza intraoral. La localización de la fractura inicial coincidía con la localización de las máximas tensiones de tracción predecidas por los cálculos del elemento finito, como se muestra en la figura 21-6. En la figura 21-7 se puede observar la imagen del microscopio electrónico de barrido de la fractura de una corona de vitrocerámica tipo Dicor. El lugar donde comienza la grieta *(flecha)* es la superficie interna de la corona. En la figura 21-8 se muestra un corte transversal de una corona de vitrocerámica Dicor de sector anterior. Debido a las pequeñas fuerzas aplicadas sobre las coronas anteriores, el riesgo de fractura de las mismas es mucho menor que el de las coronas de molares.

Dicor fue la primera **porcelana de colado** comercializada para uso dental y fue desarrollada por Corning Glass Works y comercializada por Dentsply International. Dicor es una porcelana de colado que puede modelarse para formar una incrustación, una carilla o una corona de recubrimiento total mediante un proceso de colado a la cera perdida parecido al que se emplea para los metales. Tras recubrir el núcleo de cristal fundido, el cristal es arenado para remover el revestimiento residual y los bebederos se retiran cuidadosamente. El cristal se recubre entonces con un material «clavado» protector y se somete a un tratamiento por calor que favorece el crecimiento de cristales similares a un chapado de un material cristalino (mica) dentro de la matriz de vidrio. Esta enucleación del cristal y el proceso de crecimiento de cristales se llama *ceramización*. Una vez que el cristal ha sido ceramizado, se ajusta sobre los troqueles preparados, se fresa si es necesario y se recubre con porcelana (como muestra la fig. 21-8) para que se asemeje, en forma y apariencia, a los dientes adyacentes. La vitrocerámica Dicor es capaz de ofrecer una muy buena estética, quizá por su efecto «camaleón», gracias al cual parte del color de la

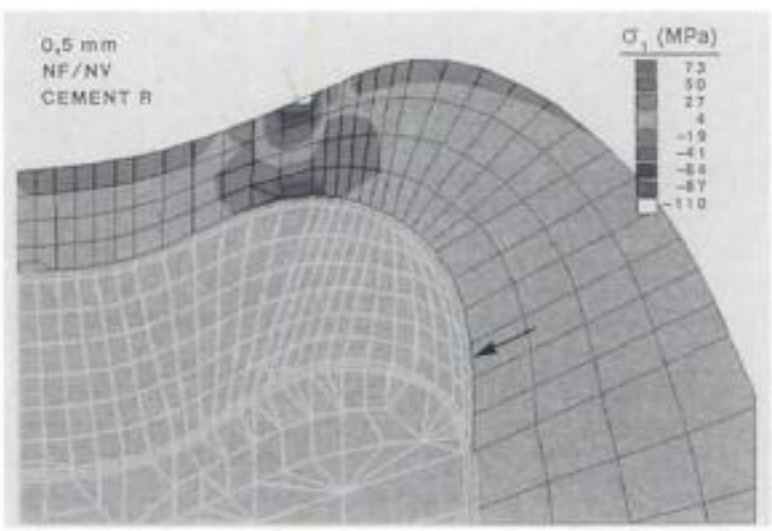


Fig. 21-6 Distribución de las tensiones resultantes como consecuencia de las cargas en la cara oclusal de un modelo perteneciente a una corona de vitrocerámica Dicor con un grosor oclusal de 0,5 mm. El principal y máximo esfuerzo de tensión está localizado directamente por debajo del punto de sobrecarga oclusal dentro de la superficie interna de la corona adyacente a la capa de cemento de resina de 50 µm de grosor **(flecha).** Véase también lámina en color.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 21-7 Comparación de las características de los productos de porcelana dental *(Cont.)*

Método de procesamiento	Sinterizado	Colado/ ceramizado	Presinterizado, fresado y postsinterizado	Troqueles alargados/ sinterizados	Prensado con calor	Vidrio infiltrado y sinterizado	CAD/CAM
Fácil de cortar/ remover	Fácil	Fácil	Difícil	Difícil	Fácil	Difícil	De fácil a difícil
Tiempo del tratamiento	Dos visitas	Dos visitas	Dos visitas	Dos visitas	Dos visitas	Dos visitas	Una visita
Principales desventajas	Frágil e inadecuado como núcleo para coronas de porcelana o prótesis parciales fijas	No hay productos actualmente disponibles	Tiende a parecer demasiado opaco si la reducción del diente es inadecuada; no grabable	Tiende a parecer demasiado opaco si la reducción del diente es inadecuada; no grabable	La variante reforzada con leucita no está indicada para las prótesis parciales fijas; la variante reforzada con silicato de litio está limitada a coronas y prótesis parciales fijas de tres piezas extendiéndose hasta el segundo premolar; requiere un conector de gran tamaño	Todos, pero el tipo espinela tiende a parecer muy opaco si la reducción dentaria es inadecuada	Requiere un depósito de polvo reflectante uniforme para asegurar una adecuada cualidad de imagen

Material chroniony prawem autorskim

Tabla 21-8 **Porcelanas de núcleo prensado y porcelanas de recubrimiento para prótesis totalmente cerámicas**

Núcleo de porcelana	Porcelana de recubrimiento	Indicaciones	Fabricante
Authentic	Authentic	Faceta/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Ceramay
Carrara Press Core	Carrara Vincent	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Elephant
Carrara Press Inlay	Carrara Vincent	Incrustación	Elephant
Cergo	Duceragold	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Dentsply Ceramco/Degussa
Cerpress	Sensation SL	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior y posterior	Dentagold
Cerapress	Creation LF	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Girrbach
IPS Empress	Empress	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Ivoclar Vivadent
IPS Empress2	Empress2, Eris	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior y posterior/PPF anterior	Ivoclar Vivadent
Evopress	Evolution	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Wegold
Finesse All Ceramic	Finesse	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Dentsply Ceramco
Fortress Pressable	—	—	Mirage
Imagine h.e. Press	Imagine h.e.	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Wieland
Magic Coating Caps	Magic Ceram	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	D.T.S.
Schicht-Pressing	2		Denta TechnoStore
Magic Easy Press Colorier-Pressing	—	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	D.T.S. Denta-TechnoStore
Nuance Presskeramik	Nuance 750	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Schutz Dental Group
Optec OPC Low Wear	Optec OPC Low wear	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior y posterior	Pentron
Optec OPC 3G	Optec OPC 3G Porcelain	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona PPF anterior	Pentron
Trendpress	Trendkeramik LFC	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Binder Dental
PLATINApress	Platina M	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Heimerle+Meule
Vision Aesthetic	Vision Aesthetic	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria/corona anterior	Wohlwend
VitaPress	Vita Omega 900	Carilla/incrustación/restauración extracoronaria	Vident

Modificada de Kappert HF y Krah MK, *Keramiken-eine Übersicht*, Quintessenz Zahntech 27(6):668-704, 2001.

Materiał chroniony prawem autorskim

Fig. 21-19 Colocación de una PPF Cercon en el horno. Véase también lámina en color. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

Fig. 21-20 Recortado de un núcleo cerámico de zirconio tipo Cercon. Véase también lámina en color. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

Fig. 21-21 Acabado de una estructura con núcleo cerámico de tipo Cercon colada sobre los dientes. Véase también lámina en color. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

Materiał chroniony prawem autorskim

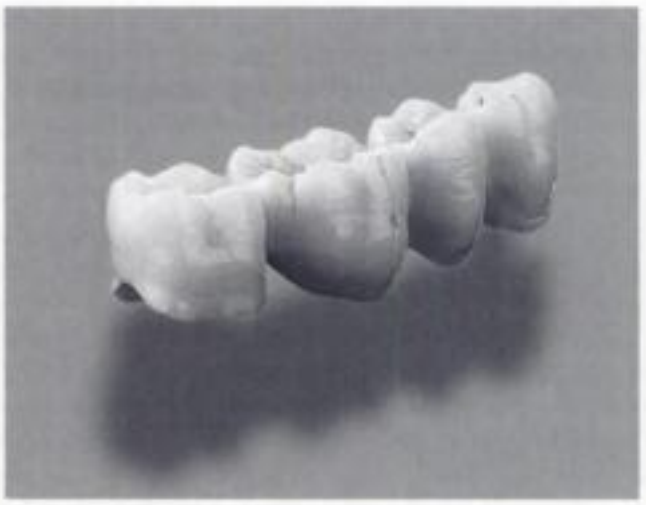


Fig. 21-22 PPF Cercon finalizada con recubrimiento cerámico y maquillada. Véase también lámina en color. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

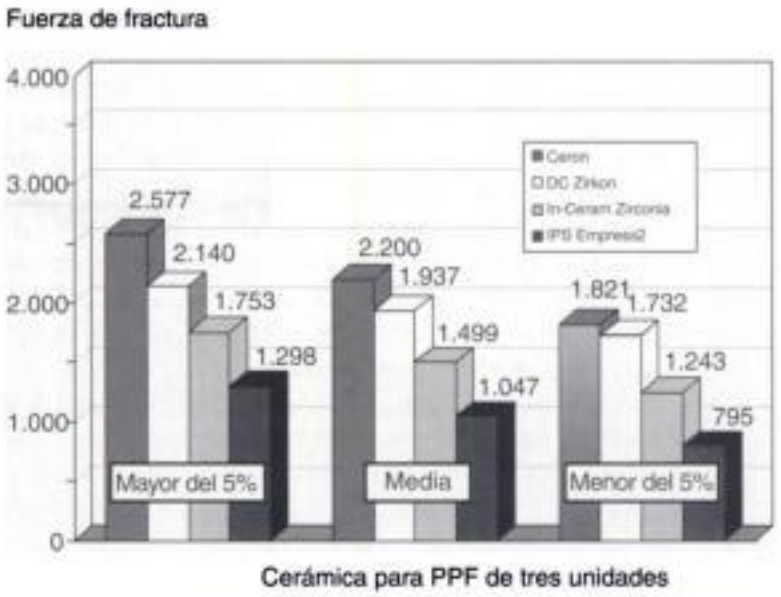


Fig. 21-23 Fuerza requerida para la fractura de las prótesis parciales fijas de porcelana de tres unidades. (De Tinschert y cols.: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont* 14(3)231-238, 2001 b.)

PREGUNTA CLAVE

¿Qué sucede en el punto de comienzo de las grietas durante el desarrollo de tensiones para prevenir la continuidad de la grieta en el zirconio estabilizado con itrio?

MÉTODOS DE FORTALECIMIENTO DE LAS PORCELANAS

Minimizar el efecto de los facilitadores de tensiones

¿Por qué las prótesis cerámicas no poseen la resistencia que se espera de ellas al tener una gran fuerza de unión entre los átomos? La respuesta son los numerosos y diminutos arañazos y otros defectos que se pueden apreciar en las superficies de estos materiales. Los defectos de la superficie son como puntos cortantes cuya magnitud puede ser tan pequeña como el espacio entre los átomos del material. Estos defectos donde se concentran las tensiones pueden incrementar las tensiones localizadas hasta la resistencia teó-

Materiał chroniony prawem autorskim

rica del material aun cuando hay una tensión relativamente pequeña a través del espesor de la estructura. Cuando las tensiones mecánicas inducidas superan la resistencia real del material, las uniones a nivel del punto de defecto forman una grieta. Este fenómeno de la contracción de las tensiones explica el modo de fracasar de los materiales a esfuerzos muy por debajo de su resistencia teórica.

Las tensiones proceden de las discontinuidades en las estructuras de porcelana o en el metal-cerámica y en otros materiales frágiles que pueden causar tensiones concentradas en estas áreas. El diseño de la restauración cerámica debería evitar la aparición de tensiones. Cambios abruptos en la forma o en el grosor del contorno de la cerámica puede actuar como generadores de tensiones y hacer que la restauración fracase. Así, los ángulos de las líneas incisales en un diente anterior preparado para una corona cerámica deben ser redondeados.

Varias son las condiciones que se han de dar en las coronas cerámicas para generar tensiones. Las arrugas y los pliegues en la lámina de platino o de oro que será embebida por la porcelana dejan muescas que pueden generar tensiones. Unos ángulos afilados en la preparación también crean áreas de tensión. Grandes cambios en el grosor de la porcelana, factor que viene determinado por la preparación del diente, puede crear áreas de tensión.

Una pequeña partícula de porcelana a lo largo del margen interno de una corona también conlleva localmente la aparición de altas tensiones. Una partícula dispersa unida a la superficie interna del margen en hombro de una corona metal-cerámica puede favorecer la concentración de tensiones cuando se aplica una fuerza oclusal a la corona.

A pesar de que una restauración metal-cerámica es generalmente más fuerte que la mayoría de las coronas de porcelana del mismo tamaño y forma, debe tenerse cuidado para evitar exponer la porcelana de una restauración de porcelana fundida al metal (PFM) a cargas que generen grandes tensiones localizadas. Si no se ajusta la oclusión adecuadamente sobre la superficie de porcelana, los puntos de contacto –más que las áreas de contacto– incrementarán enormemente las tensiones en la superficie de la porcelana, así como en la superficie interna de la corona.

Los mecanismos de fractura son una ciencia que permite a los científicos analizar la influencia de las interacciones entre las tensiones y los desperfectos sobre la probabilidad de la propagación de la grieta a través de un sólido frágil y elástico. Los principios de los mecanismos de fractura lineal elástica fueron desarrollados en 1950 por Irwin (1957). Esta investigación pionera sobre el fenómeno de fractura se basó en una investigación anterior de Griffith (1912) y Orowan (1944, 1949, 1955). Irwin descubrió que cuando un material quebradizo era sometido a tensiones, se producían unas grietas con unas formas y localizaciones específicas asociadas con el incremento de dichas tensiones. Además, reconoció la importancia de determinar la resistencia a la fractura de estos materiales como una medida de su habilidad para hacer frente a la fractura. La resistencia a la fractura (K_{IC}) de un material representa la resistencia de un material a la propagación rápida de una grieta. Por el contrario, la resistencia de un material depende principalmente del tamaño inicial del defecto presente. La resistencia de las porcelanas dentales y otros materiales de restauración está controlada por el tamaño de los defectos introducidos durante los procesos de fabricación y manipulación. En este capítulo se describen los métodos de procesamiento utilizados en la fabricación de las prótesis cerámicas y la posibilidad de que estos métodos introduzcan defectos o fallos que puedan limitar su supervivencia clínica.

Pueden entenderse el comportamiento quebradizo de las porcelanas y su baja resistencia a la tracción, comparados con los esperados de las uniones entre los átomos, gracias a la concentración de tensiones alrededor del defecto. Debido a que las porcelanas no tienen mecanismos de deformación plástica, como ocurre con los metales, las grietas pueden propagarse a través de la cerámica en presencia de tensiones relativamente bajas. Como resultado, las porcelanas y los vidrios tienen una resistencia a la tracción mucho menor que sus resistencias a las fuerzas compresivas. En el medio bucal los esfuerzos de tensión se generan como consecuencia de fuerzas de combado, y la máxima tensión creada por

Material chroniony prawem autorskim

La fabricación de las prótesis metal-cerámicas o totalmente cerámicas suele implicar un procesamiento a altas temperaturas, y el proceso de enfriado a temperatura ambiente permite aprovechar la discrepancia de los coeficientes de contracción térmica de los materiales adyacentes en la estructura de porcelana. Idealmente, la porcelana debería comprimirse un poco en la restauración final. Este objetivo es alcanzado mediante la selección de una aleación que contraiga ligeramente más que la porcelana al enfriar a temperatura ambiente.

Otro método muy distinto es el del fortalecimiento de vidrios y porcelanas mediante la fase dispersa de un material distinto que es capaz de frenar la propagación de una grieta a través del material. Se emplean dos o tres tipos distintos de dispersiones para interrumpir la propagación de la grieta. Uno se basa en la dureza de la partícula para la absorción de la energía de la grieta y, así, consumir y frenar su propagación. El otro se centra en el cambio estructural de la estructura cristalina bajo tensiones para absorber la energía del defecto. Estos métodos de fortalecimiento se describen más abajo.

Minimizar el número de ciclos de calentamiento

El objetivo del calentamiento de la porcelana es el de sinterizar densamente las partículas de polvo entre sí para obtener una capa algo lisa, suave y glaseada en la superficie. En algunas ocasiones, ha de aplicarse una capa teñida para ajustar el matiz o caracterizar detalles, tales como finas grietas o líneas de desarrollo. Durante el tiempo en que la porcelana es horneada se producen algunas reacciones químicas y, sobre todo, se produce el incremento en la concentración de leucita cristalina en las porcelanas para la fabricación de restauraciones metal-cerámicas. La leucita, $K_2O{\cdot}Al_2O_3{\cdot}4SiO_2$, es una fase cristalina de gran expansión que puede influir enormemente en el coeficiente de contracción térmica de la porcelana. Los cambios en el contenido de leucita debido a múltiples ciclos de calentamiento pueden alterar el coeficiente de contracción térmica de la porcelana. Algunas experimentan un aumento en el número de cristales de leucita tras múltiples calentamientos, lo que incrementará sus coeficientes de expansión térmica. Si el coeficiente de expansión aumenta por encima del que corresponde al metal, la discrepancia en las expansiones de la porcelana y el metal puede provocar tensiones durante el enfriamiento suficientes para producir el agrietamiento inmediato o tardío de la porcelana.

Minimizar las fuerzas de tensión mediante el diseño óptimo de las prótesis de porcelana

Las porcelanas más duras y resistentes pueden soportar mayores tensiones antes de que aparezcan grietas en las áreas sometidas a esfuerzos de tracción. No deberían usarse porcelanas feldespáticas convencionales como núcleos cerámicos para coronas, especialmente en áreas posteriores, porque las fuerzas oclusales pueden causar la aparición de esfuerzos de tensión mayores de la resistencia a la tracción del núcleo cerámico. Más preocupantes son los esfuerzos de tensión que se concentran en la superficie interna de las cerámicas de coronas posteriores. Si la preparación tiene unas líneas ángulo afiladas, se crearán áreas de concentración de tensiones en la restauración, principalmente donde se desarrollan las tensiones de combado. Una pequeña partícula de la cerámica a lo largo del margen interno de la corona de porcelana inducirá la aparición de tensiones de tracción a nivel local. Así, debería examinarse cuidadosamente la superficie de la porcelana que ha de ser cementada al diente una vez recibida del laboratorio. Además, cuando se haya de desbastar para el ajuste en boca, se debería utilizar el abrasivo más fino.

Debido a que las fuerzas en los dientes anteriores son relativamente pequeñas, las tensiones serán mejor soportadas por las coronas cerámicas a este nivel. Sin embargo, si la sobremordida es grande y el resalte moderado, puede que aparezcan grandes tensiones a ese nivel. Las coronas metal-cerámicas usan una cofia metálica a la que se une la porcelana. La cofia metálica rígida minimiza la flexión de la porcelana de la corona.

Materiał chroniony prawem autorskim

crea unos esfuerzos de tracción residual en el interior y fuerzas compresivas residuales dentro de la superficie externa.

El acondicionamiento térmico se usa para fortalecer el cristal para su uso en las ventanas y lunas de los automóviles, las puertas de cristal deslizantes o las máscaras de buceo. Frecuentemente, el rápido enfriamiento de la capa externa se lleva a cabo con chorros de aire dirigidos hacia la superficie del cristal fundido. Si se observa la luna trasera de un automóvil a través de gafas polarizadas, es posible diferenciar un patrón regular de puntos en todo el cristal. Estos puntos son los chorros de aire empleados por el fabricante en el proceso de acondicionamiento. En odontología es más eficaz enfriar las porcelanas en fase vidriosa calientes en un aceite de silicona o en otro líquido especial en vez de usar chorros de aire que podrían enfriar la superficie de manera no homogénea. El acondicionamiento térmico favorece la aparición de tensiones compresivas protectoras (DeHoff y Anusavice, 1992).

Fortalecimiento por dispersión

Otro método muy diferente para el fortalecimiento de los vidrios y porcelanas consiste en utilizar la fase dispersa de un material distinto que sea capaz de obstaculizar la propagación de una grieta a través del material. Este proceso es conocido como *fortalecimiento por dispersión*. La mayoría de las nuevas cerámicas de alta resistencia tienen una resistencia a la fractura mejorada que proviene de la capacidad de sus partículas cristalinas de detener la propagación de las grietas. Las porcelanas dentales que contienen fundamentalmente una fase cristalina pueden ser reforzadas mediante el incremento en el contenido de cristales de leucita ($K_2O{\cdot}Al_2O_3{\cdot}4SiO_2$), disilicato de litio ($Li_2O{\cdot}2SiO_2$), alúmina ($Al_2O_3$), magnesia-alúmina espinela ($MgO{\cdot}Al_2O_3$), zirconia (ZrO_2) y otros tipos de cristales. No todas las fases cristalinas son igualmente eficaces en el fortalecimiento de las porcelanas. La dureza depende del tipo de cristal, de su tamaño, de su fracción de volumen, del espacio entre las partículas y de su coeficiente de expansión térmico en relación con la matriz de vidrio. Por ejemplo, la resistencia a la fractura (K_{IC}) del cristal de soda-lima-sílice es 0,75 $MPa{\cdot}m^{1/2}$. Si el 34% de cristales de leucita se dispersa en un cristal (IPS Empress), K_{IC} se incrementa únicamente un 1,3 $MPa{\cdot}m^{1/2}$ aproximadamente. Si se dispersa el 70% de volumen de cristales de disilicato de litio en la matriz cristalina (IPS Empress2), K_{IC} se incrementa en 3,3 $MPa{\cdot}m^{1/2}$ (Höland y Beall, 2002).

Cuando se añade un material cristalino duro –como es el caso de la alúmina (Al_2O_3)– a un vidrio, éste se reforzará y endurecerá, puesto que las grietas no podrán pasar a través de las partículas de alúmina tan fácilmente como lo hacen a través de una matriz cristalina. Esta técnica se aplica en odontología en el desarrollo de porcelanas aluminosas (partículas de Al_2O_3 en la matriz vidriosa de una porcelana) para coronas jacket de porcelana. La mayoría de las porcelanas dentales que tienen una matriz de vidrio utilizan el método de dispersión para el refuerzo del cristal.

Tinschert y cols. (2001b) evaluaron la media de las resistencias y los valores de desviación estándar para varias porcelanas. Los valores medios de resistencia eran los siguientes: (MPa ± DE), donde Cerec Mark II, 86,3 ± 4,3; Dicor, 70,3 ± 12,2; In-Ceram Alumina, 429,3 ± 87,2; IPS Empress, 83,9 ± 11,3; Vitadur Alpha Core, 131 ± 9,5; Vitadur Alpha Dentin, 60,7 ± 6,8; Vita VMK 68, 82,7 ± 10; y Zirconia-TZP, 913 ± 50,2. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia a la flexión de Cerec Mark II, Dicor, IPS Empress, Vitadur Alpha Dentin y Vita VMK 68 ($P > 0,05$). El mayor módulo Weibull fue el de las porcelanas Cerec Mark II y Zirconia-TZP (23,6 y 18,4). La vitrocerámica Dicor y la In-Ceram Alumina tuvieron los menores valores del módulo Weibull (m) (5,5 y 5,7), mientras que IPS Empress, Vita VMK 68, Vitadur Alpha Dentin y Vitadur Alpha Core tenían valores intermedios (8,6, 8,9, 10 y 13, respectivamente).

A excepción de las porcelanas de núcleo tipo In-Ceram Alumina, Vitadur Alpha y Zirconia-TZP, las porcelanas estudiadas que fueron fabricadas bajo las condiciones del la-

Material chroniony prawem autorskim

boratorio dental no eran más resistentes ni mejores que la porcelana de recubrimiento Vita VMK 68. Únicamente Cerec Mark II y Zirconia-TZP, que fueron preparados a partir de una porcelana optimizada industrialmente, resultaron tener unos valores muy por encima de 18. Por ello, nosotros concluimos que las porcelanas preparadas en forma industrial son materiales más fiables para aplicaciones odontológicas, aunque los procesamientos CAD-CAM pueden inducir la aparición de desperfectos en la superficie o por debajo de ésta.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué diferencia hay entre el fortalecimiento por dispersión y el endurecimiento por transformación?

Endurecimiento por transformación

Cuando se distribuyen homogéneamente unos cristales pequeños y fuertes en un vidrio, la estructura de la porcelana será dura y estará fortalecida debido a que las grietas no podrán penetrar las finas partículas tan fácilmente como atraviesan el vidrio. Las porcelanas dentales son endurecidas y fortalecidas por medio de varias fases cristalinas dispersadas, incluidas la alúmina (Vitadur Alpha, Procera AllCeram, In-Ceram alúmina, Empress OPC), la fluormica-tetrasilícica (Dicor, Dicor MGC), el disilicato de litio (OPG 3G, IPS Empress2) y la espinela magnesia-alumina (In-Ceram Spinell). Por el contrario, las porcelanas dentales basadas en cristales de zirconio (Cercon y Lava) sufren un endurecimiento que implica la transformación del ZrO_2 de una fase cristalina tetragonal a una fase monoclínica en la punta de las grietas que están en regiones de tensiones por tracción. La figura 2-14, *C* y *E*, respectivamente, muestra las celdas unitarias para los empaquetamientos tetragonal y monoclínico.

Cuando se calienta el ZrO_2 puro a una temperatura de entre 1.470 y 2.010 °C y es enfriado, su estructura cristalina comienza a cambiar de la fase tetragonal a la monoclínica a los 1.150 °C, aproximadamente. Durante el enfriamiento a temperatura ambiente se produce el incremento del volumen varios puntos por encima de cuando se transforma de la fase tetragonal a la monoclínica. Esta transformación polimórfica puede ser evitada agregando óxido de itrio 3% molar (itrio o Y_2O_3). Este material se conoce como ZrO_2•TZP (zirconio tetragonal policristalino). Se reduce el incremento de volumen si los cristales de zirconio son lo suficientemente pequeños y la microestructura lo suficientemente resistente para soportar las tensiones resultantes. Este material es extremadamente fuerte (la resistencia a la tracción es de 900 MPa aproximadamente) y duro (resistencia a la fractura, K_{IC}, es 9 $MPa \cdot m^{1/2}$).

Los mecanismos de endurecimiento para detener la propagación de grietas resultan de la transformación controlada de la fase tetragonal metaestable a la fase monoclínica estable. Hay varios procesos que posibilitan la detención de los agrietamientos, incluidos el microagrietamiento, la formación de una zona dúctil y la formación de una zona de transformación. Mediante el control de la composición, el tamaño de la partícula y la temperatura frente al ciclo, el zirconio puede ser densificado por sinterizado a una temperatura alta y la estructura tetragonal puede ser mantenida como granos individuales o precipitados a medida que enfría a temperatura ambiente. La fase tetragonal no es estable a temperatura ambiente y se puede transformar a la fase monoclínica, con el correspondiente aumento de volumen en determinadas condiciones. Cuando se genera una tensión suficiente en la estructura tetragonal y comienza la propagación de una grieta, los cristales tetragonales metaestables (granos) o los precipitados cerca del comienzo de la grieta pueden transformarse a la forma monoclínica estable. En este proceso se produce la expansión del 3% del volumen de los cristales o precipitados de ZrO_2, lo que deja a la grieta en un estado de tensiones compresivas que hace que se detenga. Para que

Material chroniony prawem autorskim

siga avanzando, han de aplicarse más tensiones de tracción. Debido a este mecanismo de fortalecimiento y endurecimiento, la porcelana de zirconio estabilizada con itrio recibe también el nombre de *porcelana de acero*.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué factores afectan el desgaste de esmalte por las porcelanas y qué procedimientos, por parte del técnico de laboratorio o el dentista, pueden minimizar estos efectos?

ABRASIVIDAD DE LAS PORCELANAS DENTALES

Es extremadamente importante hacer una revisión de los factores y las características de los materiales que causan un desgaste excesivo del esmalte por parte de las prótesis cerámicas para optimizar el resultado de las prótesis de base cerámica. Las porcelanas son consideradas generalmente los materiales más biocompatibles, duraderos y estéticos disponibles para rehabilitación de la función oclusal y la apariencia facial. Actualmente, los productos de los que disponemos tienen propiedades mecánicas (dureza, resistencia a la flexión, resistencia a la fractura y módulo elástico), propiedades físicas (índice de refracción, parámetros de color, traslucidez, durabilidad química y coeficientes de expansión térmica compatibles con la porcelana de núcleo y de recubrimiento) y la capacidad de unirse a las estructuras dentales y otros sustratos. A pesar de que por lo general son materiales que cumplen los requisitos ideales de un material protético, tienen una desventaja: pueden causar un desgaste brutal de la estructura dentaria antagonista en determinadas condiciones. El daño más extremo ocurre cuando una superficie áspera contacta con el esmalte o la dentina bajo grandes fuerzas oclusales, como en el caso del bruxismo, prematuridades y/o ajustes oclusales inadecuados. Cuando hay una oclusión de protección carina, el desgaste de la dentina y esmalte antagonistas será mucho menor. Además, si la superficie cerámica es pulida periódicamente tras el ajuste oclusal o una frecuente exposición a bebidas carbonatadas y/o fluorofosfato acidulado, el desgaste abrasivo de los dientes antagonistas se reducirá muchísimo.

Los mecanismos de abrasión dentaria por parte de los materiales de restauración son: 1) adhesión (metales y composites), en los que hay una unión localizada entre dos superficies, lo que da lugar a un arrancamiento y a la transferencia de material de una superficie a la otra y 2) microfractura (porcelanas y esmalte), como consecuencia de canales, asperezas, impacto o fuerzas de contacto que causan grietas o fracturas localizadas. Para las porcelanas y el esmalte hay implicadas dos estructuras de fase quebradiza. La porcelana consiste en una matriz de vidrio que contiene varios niveles y tamaños de cristales. El esmalte dentario es una fracción de una matriz de fase orgánica de pequeño volumen y de una fracción de cristales de hidroxiapatita de gran volumen. El desgaste de cualquiera de los dos materiales depende de la facilidad con que las grietas se propaguen a través de la estructura. Si las grietas microscópicas están forzadas a pasar alrededor de las partículas de cristal, y no a través de ellas, el material será normalmente más resistente a la abrasión y a la fractura, a menos que las tensiones residuales favorezcan la propagación de las grietas a través de la fase cristalina, que las partículas sean menos resistentes a la fractura que la matriz cristalina, o que haya una gran cantidad de defectos u otro tipo de desperfectos en su camino. El efecto de fortalecimiento relativo depende de varios factores, incluidos la resistencia de las fases cristalina y vítrea, el tamaño y el espacio ocupado por las partículas cristalinas, la resistencia de la unión interfacial en la región de la interfase vidrio-cristal y el tipo y magnitud de las tensiones residuales en la estructura. Estos factores están más allá del control del odontólogo, aunque tanto el dentista como el técnico de laboratorio pueden seleccionar las porcelanas que sean más resistentes a la fractura.

Material chroniony prawem autorskim

grosor en vivo y de 3 µm in vitro. En teoría, esta propiedad permite que las grietas microscópicas de la superficie queden selladas por una capa de protección. Una faceta es una porcelana de baja fusión que minimiza la contracción del núcleo cerámico durante los calentamientos a los que será sometido. Duceram LFC y Ducergold no contienen grandes cristales de leucita y, por tanto, mantienen un coeficiente de expansión térmica durante varias cocciones. La opalescencia y la fluorescencia son más fáciles de obtener que en el caso de las porcelanas feldespáticas de baja fusión convencionales debido a su capacidad para mantener partículas de muy pequeño tamaño (400-500 nm). Como consecuencia de su gran coeficiente de expansión, Duceragold se usa como faceta para aleaciones con gran expansión, como la Degunorm, que tiene un matiz amarillo intenso y, por tanto, mejor estética para PFM.

Las porcelanas de baja fusión y expansión ultrabaja, Duceratin y AllCeram, surgieron como porcelanas de revestimiento para el titanio y núcleos cerámicos Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Suecia), respectivamente. TiCeram es otra porcelana de fusión ultrabaja con una temperatura de cocción de aproximadamente 740 °C. La primera porcelana de revestimiento para Procera Allceram fue Vitadur N (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), una porcelana aluminosa de partícula de tamaño grande. Actualmente se usa la porcelana AllCeram (Degussa Dental). Finesse es una porcelana con una fusión ultrabaja (~760 °C) que contiene grandes cristales de leucita y que fue introducida por Dentsplyl Ceramco, Inc. (E. Windsor, NJ). Vita Omega 900 (Vita Zahnfabrik) es otra porcelana de fusión ultrabaja. Para el procesamiento CAD-CAM se utilizan la vitrocerámica Dicor MGC (Caulk/Dentsply, Milfor, DE), la porcelana Vita Mk I (Vita Zahnfabrik) y bloques cerámicos de Vita Mk II (Vita Zahnfabrik), lo que ofrece también una distribución de cristales de partícula pequeña que pueden reducir el desgaste de las superficies de esmalte opuestas.

No se sabe qué efecto, si es que hay alguno, provocarán las diferencias térmicas incompatibles sobre la calidad de la superficie de estas porcelanas. El microagrietado puede dar lugar a defectos en la superficie, pérdida de material e incremento del desgaste del esmalte. Sin embargo, este efecto debería ocurrir sólo cuando existiera una gran incompatibilidad entre el núcleo de cerámica y su porcelana de recubrimiento.

Basado en un estudio sobre la abrasión de una lechada de 500 g de vidrio (Derand y Vereby, 1999), 100 g de alúmina (100 µm) y 120 g de agua, las profundidades medias de desgaste (en micrones) después de un período de tiempo específico para varias porcelanas y esmalte fueron los siguientes: esmalte (24,3), Finesse (20,3), Vitadur Alpha (16,3), Procera (14,8), Dentsply Ceramco II (13,6), Vita Omega (13,1), Ti-Ceram (12,1), IPS Empress (11,8) Dueragold (11,5) y Creation (10,8). La abrasión del esmalte fue significativamente mayor que la de las porcelanas examinadas. La profundidad del desgaste de Vitadur Alpha fue mucho mayor que la de IPS Empress, Duceragold y Creation. Está claro que la tasa de desgaste relativo del esmalte por parte de un medio abrasivo es mayor que para la mayoría de las porcelanas.

Desgaste del esmalte por porcelanas y otros materiales restauradores

Otro factor que puede incrementar el desgaste de las porcelanas contra el esmalte es la distribución aleatoria o el agrupamiento de cristales. IPS Empress, después de la compresión por calor a 1.180 °C, muestra un agrupamiento relativamente grande (5-10 µm) de cristales de leucita ($KAlSi_2O_6$) que provoca la aparición de grietas entre los aglomerantes del cristal. Este acomodamiento sin conexión de los cristales de leucita también se da en las porcelanas de recubrimiento tras ser sinterizadas a 910 °C. Por otro lado, la porcelana de núcleo IPS Empress2 tiene una dispersión uniforme de cristales de disilicato de litio más pequeños ($LiSi_2O_4$) después de la compresión por calentamiento a 920 °C y recubrimiento a 800 °C.

Ha de esperarse un mayor desgaste del esmalte por parte de IPS Empress en comparación con IPS Empress2. La porcelana IPS Empress contiene un 35 ± 5% en volumen de cristales de leucita que están dispuestos en un patrón de partículas agrupadas no co-

Material chroniony prawem autorskim

bida carbonatada de forma intermitente. En agua, la porcelana Alpha causaba un mayor desgaste del esmalte y mayor que el de Duceram LFC y Vita Mark II. Sin embargo, tras la exposición a la bebida carbonatada, el desgaste del esmalte producido por Duceram LFC no difería significativamente del causado por Alpha. Vita Mark era la menos abrasiva de las tres porcelanas. La exposición del diente a la acción de la bebida gaseosa incrementó significativamente el desgaste del esmalte. La abrasión por parte de Duceram LFC y Vita Mark II se incrementó en presencia de la bebida carbonatada. Se concluyó, por tanto, que la presencia de la bebida aceleraba el desgaste del esmalte por parte de las porcelanas Duceram LFC y Vita Mark II. En general, fue Vita Mark II la más resistente al desgaste y mucho menos abrasiva que la porcelana Vitadur Alpha.

Reducción de la abrasividad de las porcelanas mediante el pulido y el glaseado

En teoría, cuanto más pulida esté una superficie, menor será el desgaste de la superficie opuesta. Dependiendo de la aspereza inicial de la superficie de la porcelana, puede que el glaseado no reduzca adecuadamente la aspereza porque la capa vidriosa puede no tener el grosor suficiente para rellenar los arañazos y surcos de la superficie. Además, en algunas ocasiones puede ser necesario el pulido o el pulido seguido del glaseado.

Jagger y Harrison (1994) publicaron que la cantidad de desgaste de esmalte producida tanto por la porcelana aluminosa Vitadur N glaseada (28,8 µm) como sin glasear (29 µm) eran similares; sin embargo, el desgaste provocado por la porcelana pulida (12 µm) fue mucho menor. La porcelana pulida o glaseada causó una menor abrasión que la no glaseada. El pulido se realizó con discos 3M Soflex y copas de goma Shofu.

Después de 25.000 ciclos de abrasión a los que fueron sometidas varias superficies de porcelana sobre esmalte humano in vitro, Al-Hiyasat y cols. (1997) no encontraron diferencias significativas en el desgaste del esmalte por parte de los grupos glaseado y pulido, pero la abrasión producida por los grupos no glaseados fue significativamente mayor ($P < 0,05$). Se probaron 60 pares de muestras de diente-porcelana en agua destilada con y sin la exposición intermitente de una bebida carbonatada. Se determinó el desgaste del esmalte de las muestras de porcelana Vitadur Alpha después de 5.000, 15.000 y 25.000 ciclos. La exposición a bebidas gaseosas, Coca Cola y Schweppes, aumentó significativamente la cantidad de abrasión al esmalte por parte de todas las porcelanas ($P < 0,001$). El acabado de la superficie de la porcelana no influyó en su resistencia al desgaste en estas condiciones.

Guía para minimizar el deterioro excesivo del esmalte causado por porcelanas dentales

Para minimizar la abrasión del esmalte causada por las porcelanas, se han de seguir los siguientes pasos: 1) asegurar una disclusión canina, 2) eliminar las prematuridades oclusales, 3) usar metal en las áreas sometidas a bruxismo, 4) si la oclusión se produce sobre porcelana, usar porcelanas de fusión ultrabaja, 5) pulir las superficies oclusales cerámicas, 6) pulir las superficies cerámicas periódicamente y 7) reajustar la oclusión periódicamente, si es necesario.

Algunas porcelanas de fusión ultrabaja son menos abrasivas que las de baja fusión tradicionales, pero sólo algunos estudios clínicos tratan sobre estos materiales y su validez en los estudios realizado in vitro. Se ha de tener cuidado con la selección de estas porcelanas, puesto que tienen unos coeficientes de expansión muy variables y pueden no ser compatibles con los de la cerámica de núcleo o con algún metal. La maloclusión es un factor a evitar, puesto que favorece un mayor desgaste.

Se prefiere el pulido al glaseado como método para reducir la abrasión del esmalte por parte de las porcelanas. Las superficies de cerámica deberían ser pulidas periódicamente después de ser expuestas a la acción de los ácidos, en especial fluorofosfato acidulado. Como productos de acabado se encuentra el juego de pulido de porcelana

Materiał chroniony prawem autorskim

Shofu, seguido de una pasta diamantada o discos Soflex (3M) sin pasta de diamante como paso final.

Deberían examinarse periódicamente las superficies de porcelana, así como sus antagonistas, para controlar una abrasión excesiva. Deberían estar indicados el ajuste oclusal y el pulido de las superficies de cerámica, puesto que reducen el riesgo de deterioro de la superficie en el futuro. Las superficies de metales nobles están indicadas especialmente para personas con bruxismo, puesto que las tasas de desgaste de las aleaciones de oro son muy bajas en comparación con la abrasión causada por las porcelanas tradicionales o por las nuevas porcelanas de baja fusión.

Una superficie rugosa de porcelana y que esté en sobreoclusión –siendo esmalte el antagonista– tiende a causar una abrasión grande sobre la superficie dentaria. Para minimizar el riesgo de abrasión del esmalte u otras superficies, la superficie cerámica ha de estar lo más pulida posible. Esto puede realizarse de una de estas formas: 1) únicamente puliendo, 2) puliendo y glaseando o 3) únicamente glaseando. La segunda alternativa es la preferida. El glaseado se recomienda antes de que la prótesis sea cementada. Si esto no fuera posible, el pulido por sí sólo es una opción aceptable. Sin embargo, el glaseado de una superficie cerámica muy rugosa puede no ser suficiente para reducir la aspereza y así minimizar la abrasión. Está claro que una superficie áspera glaseada es preferible a una rugosa y no glaseada debido a que las partículas cristalinas más abrasivas tienden a cubrirse por la fase cristalina menos abrasiva.

No siempre es posible pulir las restauraciones cerámicas en la consulta. Debido al calor generado durante el pulido de las prótesis de porcelana que requieren un pulido extenso, la temperatura pulpar se incrementará, lo que podría causar una pulpitis irreversible. Esto es muy probable cuando el pilar ha sufrido un tallado muy abrasivo y la cámara pulpar está a tan sólo 0,5 mm de la superficie externa de la preparación.

Hay una serie de indicaciones para el pulido de las superficies de porcelana. El pulido debe realizarse siempre y cuando la restauración no pueda autoglasearse, y debe incluir las extensiones subgingivales y las vías de oclusión funcional de las restauraciones de porcelana con el fin de asegurar un alisado óptimo. Han de pulirse también las incrustaciones CAD-CAM y otro tipo de prótesis de porcelana que no tengan porcelanas de recubrimiento.

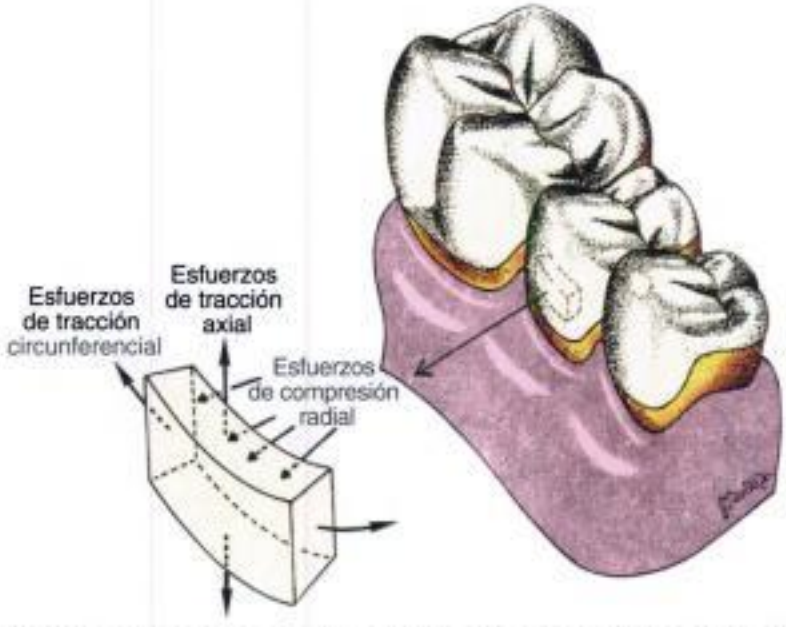
La instrumentación intraoral puede dar lugar a una superficie más pulida que un proceso de autoglaseado. Una porcelana muy pulida puede glasearse de manera natural o por autoglaseado sin que la aspereza de la superficie aumente significativamente. Cuantos más ciclos de glaseado sean empleados, o más tiempo se dedique al glaseado, menor será la aspereza de la superficie.

Los instrumentos de pulido deberían ser seleccionados de acuerdo con el tipo de cerámica, el tipo de restauración y el nivel de alisado que se desee. Si la corona fue ajustada con un diamante de 100 µm, el primer abrasivo a emplear debería ser de 75 µm o menor. Si el abrasivo es muy fino, el pulido deberá prolongarse más tiempo.

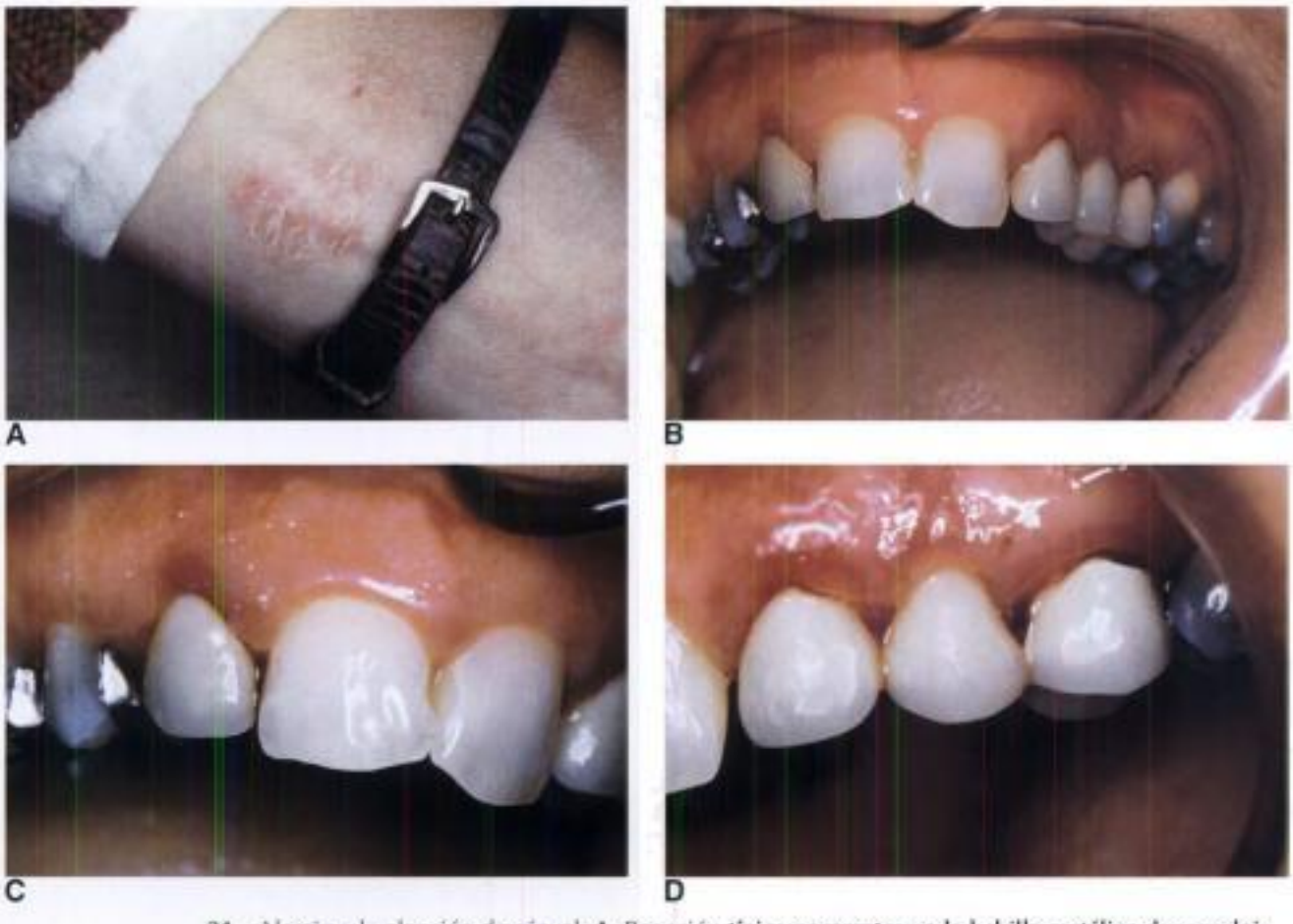
Hulterstrom y Bergman (1993) encontraron que dos de los mejores sistemas de pulido eran los discos Sof-Lex (3M Dental) y el juego de pulido de porcelana laminada Shofu seguido de una pasta de diamante. En cuanto a los discos Sof-Lex, se ha de empezar por el disco que elimina más eficazmente las primeras rugosidades. Si el disco es de grano muy pequeño, llevará mucho tiempo poder eliminar o disminuir las asperezas. Si el grano es muy grande (p. ej., grueso o extragrueso), la superficie se volverá aún más rugosa. Además, si el pulido se realiza en boca, debe tenerse en cuenta el calentamiento. Los discos Sof-Lex han de usarse en un ambiente húmedo, por lo que se empleará refrigeración con agua siempre que sea posible.

El juego Shofu contiene una serie de puntas o discos de goma abrasivos. La parte de la goma está coloreada siguiendo un código de color para diferenciar las características de abrasividad del grano. La pasta de diamante viene presentada en un tubo y ha de aplicarse a la superficie de porcelana mediante un cepillo en disco tipo Robinson o un disco de fieltro. Esta pasta se recomienda para el pulido extraoral de las porcelanas dentales.

Materiał chroniony prawem autorskim



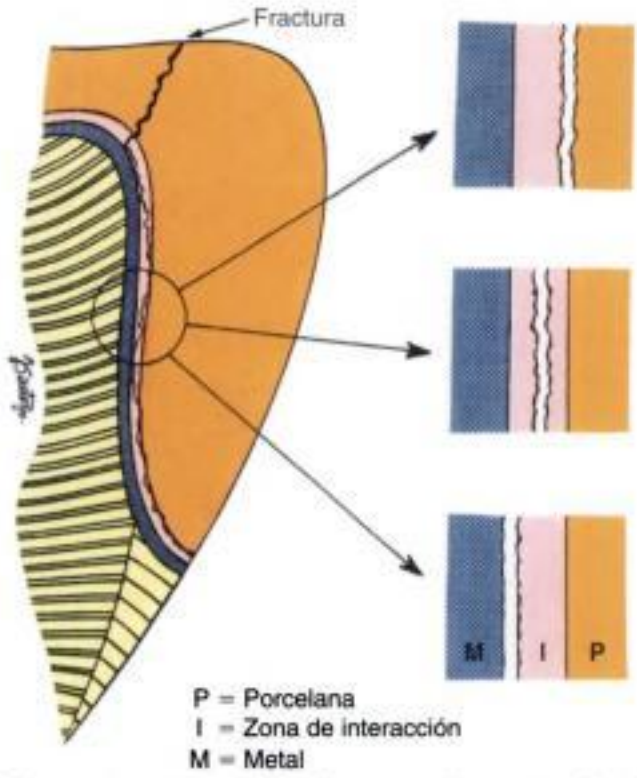
20 Esfuerzos residuales en la faceta de porcelana de una corona de metal-cerámica en un caso en el que el coeficiente de contracción térmica para la porcelana es mayor que para el metal.



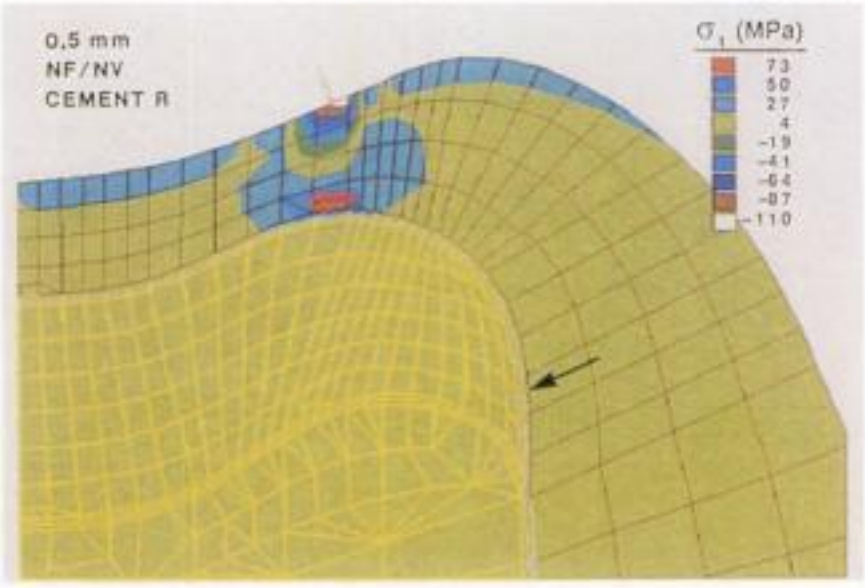
21 Alergia a la aleación de níquel. **A,** Reacción típica eczematosa a la hebilla metálica de un reloj. **B,** Posible alergia a las aleaciones que contienen níquel usadas para la fabricación de coronas de metal-cerámica en una PPF (**B** y **C**) y en una corona individual (**D**).

Materiał chroniony prawem autorskim

25 Coronas de metal-cerámica tipo Captek™.

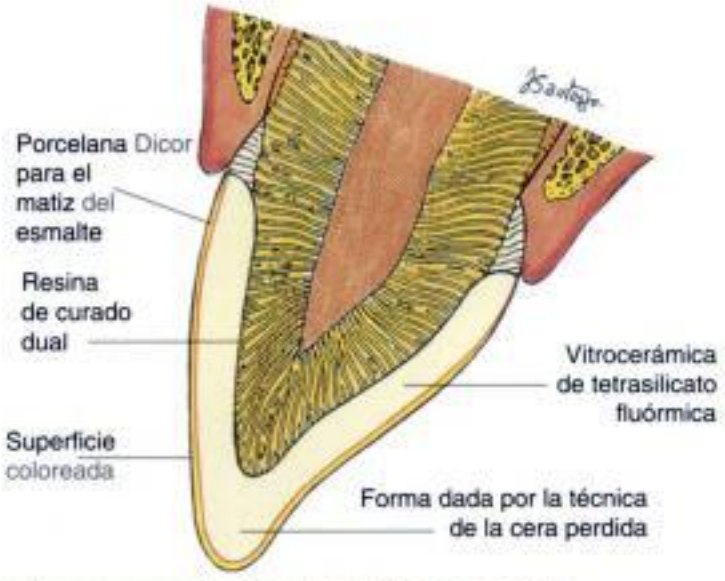


26 Corte transversal de los tres tipos principales de fracturas en la zona interfacial.



27 Distribución de las tensiones resultantes como consecuencia de las cargas en la cara oclusal de un modelo perteneciente a una corona de vitrocerámica Dicor con un grosor oclusal de 0,5 mm. El principal y máximo esfuerzo de tensión está localizado directamente por debajo del punto de sobrecarga oclusal dentro de la superficie interna de la corona adyacente a la capa de cemento de resina de 50 µm de grosor **(flecha).**

Materiał chroniony prawem autorskim



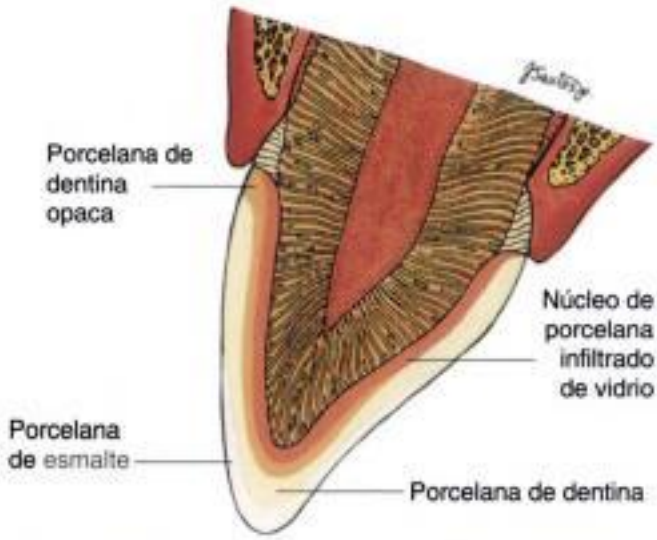
28 Sección transversal de una corona de vitrocerámica Dicor cementada.

29 Superficie altamente glaseada en una PPF de tres unidades fabricada a partir de un núcleo cerámico de disilicato de litio.

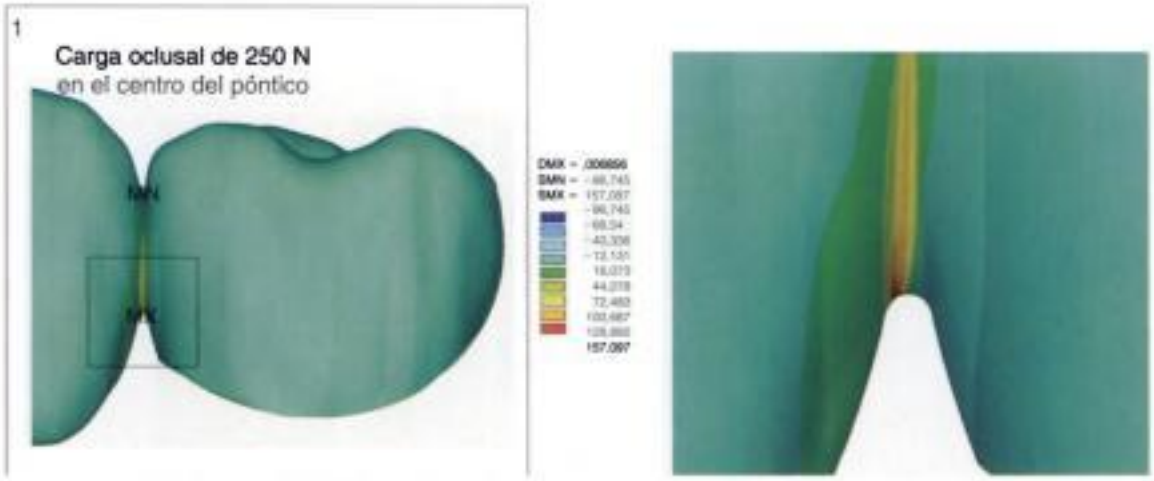
30 PPF cerámica de tres unidades (dientes del 19-21; FDI desde el 34-36) fabricada con un núcleo de porcelana a base de disilicato de litio.

Materiał chroniony prawem autorskim

31 PPF cerámica de tres unidades anteroposterior fabricada con un núcleo cerámico de disilicato de litio. Para incrementar la resistencia a la fractura, en este caso no se usó ningún tipo de faceta de porcelana. Es importante apreciar el gran tamaño del conector (4 mm de altura) que es necesario para reducir el riesgo de fractura en las áreas posteriores.



32 Corte transversal de una corona In-Ceram (con núcleo de vidrio infiltrado).



33 Esfuerzo de tensión máximo basado en el análisis del elemento finito del área de unión gingival de los conectores tomando como modelo una PPF de tres piezas sometida a una carga oclusal de 250 N. (Modificada de Oh W, Götzen N y Anusavice KJ: Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 81(9):623-627, 2002.)

Materiał chroniony prawem autorskim

37 Acabado de una estructura con núcleo cerámico de tipo Cercon colocada sobre los dientes. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

38 PPF Cercon finalizada con recubrimiento cerámico y maquillada. (Por cortesía de Dentsply Ceramco, Burlington, NJ.)

Materiał chroniony prawem autorskim

A

B

C

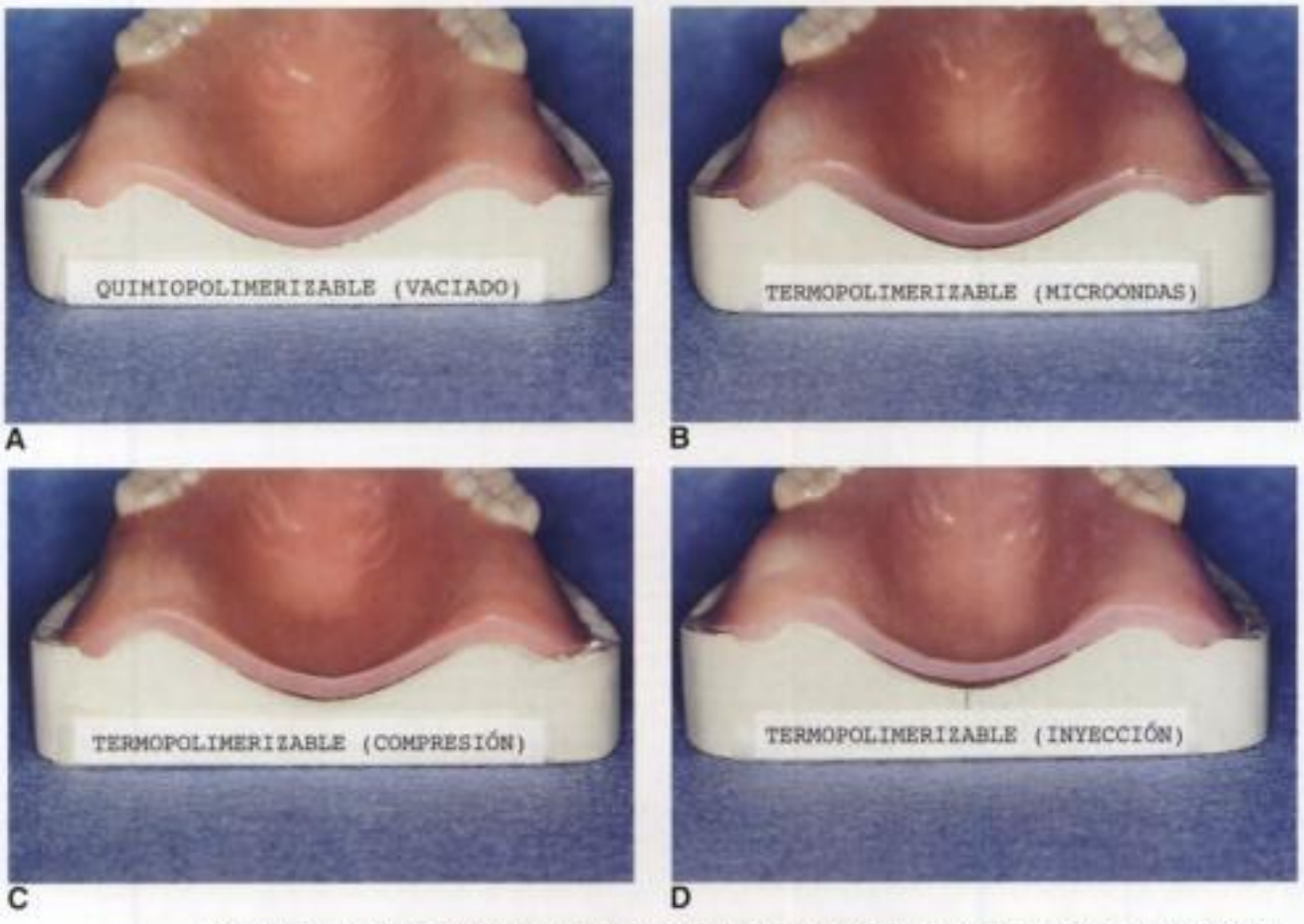
D

E

F

39 Fases en la preparación de un molde (mediante la técnica de compresión). **A,** Tras la colocación de los dientes, el modelo está preparado para el enmuflado. **B,** Modelo maestro perfectamente acabado en escayola. **C,** Las superficies incisal y oclusal de la prótesis están expuestas para facilitar la remoción posterior de la dentadura. **D,** Enmuflado completo de la dentadura completa maxilar. **E,** Separación de las partes de la mufla durante la remoción de la cera. **F,** Colocación de un separador basado en alginato.

Materiał chroniony prawem autorskim



43 Cambios dimensionales como resultado de la polimerización. **A,** Resina activada químicamente, técnica derramada. **B,** Resina de microondas, moldeado por compresión. **C,** Resina convencional activada por calor, moldeado por compresión. **D,** Resina activada por calor, moldeado por inyección.

44 Fracaso de una prótesis sobre implantes también dentosoportada. (Por cortesía del Dr. Mickey Calverley.)

Material chroniony prawem autorskim

45 Implantes endooseos colocados directamente dentro del hueso que tratan de imitar la morfología radicular para un emplazamiento correcto en el hueso.

A

B

C

46 **A,** Implante subperióstico posicionado por debajo del periostio. La toma de impresiones requiere, en ocasiones, de una técnica quirúrgica compleja. **B,** Superestructura para un implante subperióstico para permitir la sujeción de la prótesis. **C,** Dentadura para implantes subperiósticos. (Por cortesía de los doctores Joseph Cain y Richard Seals.)

Materiał chroniony prawem autorskim

estructura del diente. La dentina es más opaca que el esmalte y refleja la luz. El esmalte es una capa cristalina sobre la dentina y está compuesto por primas diminutos o barras cementadas entre sí por una sustancia orgánica. Los índices de refracción de las barras y de la sustancia que las unen son diferentes. Debido a eso, el rayo de luz es reflejado y la refracción es lo que produce el efecto de traslucidez y una sensación de profundidad a medida que el rayo de luz se disipa y llega al ojo. Cuando el rayo de luz alcanza la superficie del diente, parte de él se refleja y parte penetra en el esmalte y es disipado. Si la luz llega a la dentina puede que se absorba o se refleje para ser, de nuevo, disipada en el esmalte. Si la dentina no está presente, como en el caso del borde incisal de un incisivo, parte del rayo de luz será trasmitido y absorbido en la cavidad oral. Y, como consecuencia, esta área parecerá más translúcida que hacia el área gingival. Así, debido a que ha de aplicarse la ley de la conservación de la energía, la siguiente relación muestra los cuatro componentes de la energía que se derivan de la energía (E) del rayo incidente:

$$E_{incidente} = E_{disipada} + E_{reflejada} + E_{absorbida} + E_{transmitida} + E_{fluorescente}$$

Aunque parte de la luz absorbida puede convertirse en calor, parte puede transmitirse al ojo de nuevo en forma de energía fluorescente. Cuando los rayos ultravioletas de la luz del día o de un club nocturno iluminan los dientes o las restauraciones, parte de la energía radiante es convertida en luz de uno o más colores, por ejemplo, rojo, naranja y amarillo.

La luz puede también dispersarse, dando un color o matiz que varía según el diente. La dispersión puede variar según la longitud de onda de la luz. Por tanto, la apariencia del diente puede cambiar si se miran directamente a la luz de sol, con la luz del día, con luz de tungsteno o con luz fluorescente. Este fenómeno se denomina *metamerismo*. Es imposible imitar perfectamente este sistema óptico. Sin embargo, tanto el odontólogo como el técnico de laboratorio pueden reproducir las características estéticas lo suficiente como para que sólo un experto pueda notar la diferencia.

Las porcelanas dentales están pigmentadas por la inclusión de óxidos para darles el matiz deseado, tal como se comentó antes. El odontólogo utiliza unas muestras de color (en conjunto llamadas *guía de color,* como se muestra en el cap. 3) para intentar igualar el color lo mejor posible. Las guías de color para porcelana son usadas más frecuentemente por los dentistas para describir la apariencia deseada de un diente natural o una prótesis de porcelana. Sin embargo, estas guías tienen algunas deficiencias. Las muestras son mucho más gruesas que el grosor de porcelana usado para las facetas o coronas, y más translúcidas que los dientes o que las coronas cerámicas colocadas sobre una subestructura de dentina no translúcida. Mucha de la luz incidente es transmitida a través de una tabla. Por el contrario, la mayor parte de la luz incidente sobre las coronas es reflejada, excepto en el borde incisal y en las áreas inciso-proximales. Además, los cuellos de las tablas coloreadas están fabricados con un matiz más profundo, esto es, mayor croma, y esta región tiende a distraer la habilidad del observador para el tercio gingival de la tabla. Para evitar esta situación, algunos clínicos eliminan la parte del cuello de las muestras de color (v. fig. 3-7).

Conseguir la sensación de color con un pigmento es un fenómeno físicamente distinto del obtenido por la reflexión, la refracción y la dispersión óptica. El color del pigmento está determinado por la absorción y el reflejo selectivo. Por ejemplo, si el color blanco es reflejado desde una superficie roja, toda la luz con una longitud de onda diferente de la del color rojo es absorbida y únicamente la luz roja es reflejada. Por consiguiente, cuando un matiz rojo se halle en una corona de porcelana, pero la longitud de onda de la luz roja no esté presente en el rayo de luz, el diente se verá con una tonalidad distinta. Si la superficie del diente o la restauración son rugosas, la mayor parte de la luz será dispersada y sólo un poco penetrará en la estructura. En algunas ocasiones no se podrá apreciar el color.

Material chroniony prawem autorskim

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Adair PJ, and Grossman D: The castable ceramic crown. Int J Periodontics Restorative Dent 4(2):32-46, 1984.

Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, and Gray A: Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. J Dent Res 68:1182-1187, 1989.

Anusavice KJ, and Hojjatie B: Effect of thermal tempering on strength and crack propagation of feldspathic porcelain. J Dent Res 70:1009-1013, 1991.

Estudio que mostró un incremento del 158% en la resistencia a la flexión biaxial de una porcelana sometida a acondicionamiento o templado térmico.

Anusavice KJ, Hojjatie B, and Chang T-C: Effect of grinding and fluoride-gel exposure on strength of ion-exchanged porcelain. J Dent Res 73(8):1444-1449, 1994.

Estudio que demostró la fragilidad de una porcelana con intercambio iónico mediante el desgaste hasta una profundidad de 100 µm o más.

Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, and Gray A: Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. J Dent Res 68:1182, 1989.

Un estudio sobre la aplicación del templado térmico para el fortalecimiento de la porcelana dental.

Anusavice KJ, Shen C, Vermost B, and Chow B: Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. Dent Mater 8:149, 1992.

Influencia del intercambio iónico y el templado en el fortalecimiento de la porcelana.

Anusavice KJ, and Tsai YL: Stress distribution in ceramic crown forms as a function of thickness, elastic modulus, and supporting substrate. In: Proceedings of Sixteenth Southern Biomedical Engineering Conference, Bumgardner JD, and Puckett AD (eds). Biloxi, MS, 264-267, 1997.

Estudio del elemento finito que reveló un descenso en las fuerzas de tracción máximas bajo una carga oclusal de 200 N desde 343 a 101 MPa cuando aumentaba el grosor oclusal de una corona de porcelana de 0,5 a 1,5 mm. Además, las tensiones máximas cerca de la interfase porcelana-cemento descendieron progresivamente hasta que el módulo elástico del sustrato aumentó de 4,5 a 18,6 GPa.

Binns DB: Some physical properties of two-phase crystal-glass solids. In: Stewart GH (ed): Science of Ceramics, Vol 1. London, Academic Press, 1962, p 315.

Artículo clásico sobre el fortalecimiento de los vidrios con partículas cristalinas.

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, and Walter MH: Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 84:419-424, 2000.

Estudio in vitro sobre las discrepancias marginales media y máxima de las coronas de porcelana anteriores y posteriores.

Chai J, Takahashi Y, Sulaiman E, Chong K, and Lautenschlager EP: Probability of fracture of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 13:420-424, 2000.

Estudio in vitro que no encontró diferencias significativas en las probabilidades de fractura de las coronas In-Ceram Alumina, In-Ceram Alumina (procesadas con el sistema Cerec), IPS Empress y Procera AllCeram.

Coornaert J, Adriaens P, and De Boever: Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. J Prosthet Dent 51(3):338-342, 1984.

Estudio a 7,5 años que demostró un nivel de supervivencia excelente del 97,7% para las coronas y PPF metal-cerámica.

DeHoff PH, and Anusavice KJ: Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. J Dent Res 71(5):1139-1144, 1992.

Este estudio demostró la viabilidad de los chorros de aire comprimido sobre la superficie de una porcelana para inducir la compresión superficial.

Dorsch P: Thermal compatibility of materials for porcelain-fused-to-metal (PFM) restorations. Ceramic Forum International/Ber Dt Keram Ges 59:1, 1982.

Este artículo presenta una revisión de los factores que afectan a la compatibilidad del metal con la porcelana.

Duret F, Blouin J-L, and Duret B: CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc 117:715, 1988.

Descripción orientada al odontólogo sobre el diseño asistido por computador y el maquinado de una restauración de porcelana.

Erpenstein H, Borchard R, and Kerschbaum T: Long-term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns. J Prosthet Dent 83:530-534, 2000.

Estudio clínico de 7 años que reveló niveles de supervivencia para las coronas Dicor anteriores y posteriores del 82,7 y 70% respectivamente, en comparación con el 92 y 96,5%, respectivamente, para las coronas Auvo-Galvano.

Esquivel-Upshaw JE, and Anusavice KJ: Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. Compend Contin Educ Dent 21:649-652, 654; quiz 656, 2000.

Revisión de los conceptos del diseño de las coronas cerámicas basada en los análisis del elemento finito de las tensiones sobre dichas coronas.

Fairhurst C W, Anusavice K J, Hashinger D T, Ringle R D, and Twiggs S W: Thermal expansion of dental alloys and porcelains. J Biomed Mater Res 14:435, 1980.

Facilita datos sobre la expansión térmica para varias aleaciones y porcelanas, así como la descripción de los cambios en la expansión térmica de la porcelana que puede ser causada por calentamientos múltiples.

Fairhurst C W, Lockwood PE, Ringle RD, and Thompson WO: The effect of glaze on porcelain strength. Dent Mater 8(3):203-207, 1992.

Griffith AA: The phenomenon of rupture and flow in solids. Phil Trans Roy Soc Lond A221:163-198, 1921.

Artículo clásico que dio paso a la fundación de la ciencia de los mecanismos de las fracturas.

Höland W, and Beall G (eds): Glass-Ceramic Technology. The American Ceramic Society, Westerville, OH, 2002.

Referencia excelente sobre la composición de las vitrocerámicas, su procesamiento, microestructura y propiedades.

Höland W, Schweiger M, Frank M, and Rheinberger V: A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res 53(4):297-303, 2000.

Los autores de este artículo analizaron las propiedades y la microestructura de las vitrocerámicas IPS Empress2 e IPS Empress utilizando el microscopio electrónico de barrido. La resistencia a la flexión de las vitrocerámicas comprimidas (material del núcleo) mejoraba más del triple para la IPS Empress2 (vitrocerámica disilicato de litio) en comparación con la IPS Empress (vitrocerámica de leucita). El valor K_{IC} era de 3,3 ± 0,3 Mpa para IPS Empress2 y de 1,3 ± 0,1 Mpa para IPS Empress. Los autores sugieren que puede utilizarse la IPS Empress2

Material chroniony prawem autorskim

para fabricar puentes de tres unidades hasta el segundo premolar.

Hulterstrom AK, and Bergman M: Polishing systems for dental ceramics. Acta Odontol Scand 51(4) 229-34, 1993.

Dos productos fueron superiores en su efectividad de pulido en comparación con otros sistemas de pulido de porcelanas.

Irwin GR: Analysis of stresses and strains near the end of a crack traversing a plate. J Appl Mech 24:361-364, 1957.

Contribución básica al campo de los mecanismos de fractura.

Jones DE: Effects of topical fluoride preparations on glazed porcelain surfaces. J Prosthet Dent 53:483, 1985.

Kappert HF, and Krah MK: Keramiken—eine Übersicht, Quintessenz Zahntech 27(6):668-704, 2001.

Revisión excelente sobre los productos de porcelana en uso a finales del siglo XX.

Kelly JR, Nishimura I, and Campbell SD: Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 75:18-32, 1996.

Revisión histórica del uso de las porcelanas en odontología.

Land C: Porcelain dental arts. Dental Cosmos 45:615-620, 1903.

Artículo histórico que describe una de las primeras coronas de porcelana fabricadas en odontología.

MacCulloch WT: Advances in dental ceramics. Br Dent J 124:361, 1968.

Este artículo representa la primera descripción del uso de las vitrocerámicas para aplicaciones dentales.

Mackert JR Jr, Butts MB, and Fairhurst CW: The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. Dent Mater 2:32, 1986.

Análisis de la influencia de la leucita en la regulación de la expansión de las porcelanas dentales.

Mackert JR Jr, Butts MB, Morena R, and Fairhurst CW: Phase changes in a leucite-containing dental porcelain frit. J Am Ceram Soc 69:C-69, 1986.

Estudio sobre la susceptibilidad de las porcelanas dentales al cambio de fases durante el tratamiento por calor.

Mackert JR Jr, Ringle RD, Parry EE, et al: The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. J Dent Res 67(2):474-478, 1988.

Prueba de que la calidad de la unión de las porcelanas depende de la adherencia del óxido formado durante el tratamiento de desgasificación de la aleación.

Malament KA, and Socransky SS: Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. J Prosthet Dent 81(1):23-32, 1999.

Estudio clínico longitudinal a largo plazo que demuestra unas tasas de fractura mayores en coronas Dicor posteriores que en anteriores, en pacientes de sexo masculino entre los 33 y 52 años de edad.

McCabe JF, and Carrick TE: A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. Dent Mater 2:139-142, 1986.

Revisión útil sobre los parámetros estadísticos Weibull.

McLaren EA, and Sorensen JA: High-strength alumina crowns and fixed partial dentures generated by copy-milling technology. Quint Dent Technol 18:310, 1995.

Artículo técnico sobre el sistema Celay que es usado en fresado-copiado de núcleos In-Ceram para restauraciones totalmente cerámicas.

McLean JW: The Science and Art of Dental Ceramics, Vol 1. Chicago, Quintessence, 1979; and McLean JW: The Science and Art of Dental Ceramics, Vol 2. Chicago, Quintessence, 1980.

Revisión clásica de las porcelanas dentales que cubría el estado de la tecnología en ese arte hasta entonces.

McLean JW (ed): Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Chicago, Quintessence, 1983.

Recopilación de artículos del Primer Simposium Internacional sobre Porcelanas, que contiene datos e información de valor sobre todos los aspectos de las porcelanas dentales.

McLean JW, and Hughes TH: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119:251, 1965.

Descripción sobre el desarrollo de la porcelana reforzada con alúmina, que es la cerámica usada como núcleo en las coronas jacket de porcelana.

McLean JW, Hughes TH: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Brit Dent J 119:251-267, 1965.

Procedente de un simposium que despertó un gran interés en el desarrollo de nuevas porcelanas.

Mecholsky JJ Jr: Fracture mechanics principles. Dent Mater 11(2):111-112, 1995.

Revisión útil sobre los principios del comportamiento de las fracturas sobre los materiales quebradizos.

Morena R, Lockwood PE, Evans AL, and Fairhurst CW: Toughening of dental porcelain by tetragonal ZrO_2 additions. J Am Ceram Soc 69:C75, 1986.

Se explora el uso del zirconio parcialmente estabilizado como método para incrementar la dureza de las porcelanas dentales por medio de un proceso denominado fortalecimiento por transformación.

Naleway CA: Laboratory methods of assessing fluoride dentifrices and other topical fluoride agents. In: Wei SH (ed): Clinical Uses of Fluorides. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985, p 147.

Conjunto de publicaciones que muestra el deterioro que los fluoruros tópicos producen sobre la superficie de la porcelana glaseada.

Nassau K (ed): The fifteen causes of color. In: The Physics and Chemistry of Color. New York, John Wiley & Sons, 1983, pp 1–454.

Revisión excelente sobre los principios del color y de su percepción.

Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, and Magnusson D: Five-year evaluation of Procera AllCeram Crowns. J Prosthet Dent 80:450-456, 1998.

Odman P, and Andersson B: Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001; 14:504-509.

Publicaron unas tasas de supervivencia clínica del 97,7 y del 93,5%, respectivamente, para las coronas Procera AllCeram. La integridad marginal se valoró de aceptable a excelente en el 92% de las coronas, aunque el sangrado gingival fue mayor para los dientes con coronas Procera AllCeram (35%) en comparación con los dientes contralaterales no restaurados (27%).

Orowan E: The fatigue of glass under stress. Nature 154:341-343, 1944.

Orowan E: Fracture and strength of solids. Rep Prog Phys 12:185, 1949.

Orowan E: Energy criteria of fracture. Weld J Res Suppl 20:157s, 1955.

Material chroniony prawem autorskim

Ozcan M, and Niedermeier W: Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. Int J Prosthodont 15:299-302, 2002.

Estudio in vivo que mostró el nivel de supervivencia de las coronas metal-cerámica reparadas a partir de fracturas en el 89% de los casos a los 3 años.

Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, and Wozniak WT: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont 1997; 10:478-84.

Estudio in vitro que publicó unas discrepancias marginales máximas de 161 µm para las coronas In-Ceram comparadas con los 83 y 63 µm para las coronas Procera AllCeram e IPS Empress, respectivamente.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, and Morris HF: Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J Dent Res 73(12):1824-1832, 1994.

Un análisis fractográfico de las fracturas clínicas de las coronas de vitrocerámica Dicor y las coronas Cerestore (núcleo de espinela de magnesio y alúmina) reveló que las fracturas se iniciaron dentro de la superficie interna de todas las coronas Dicor y a lo largo de la interfase porcelana-núcleo del 78% de las coronas Cerestore.

Tinschert J, Zwez D, Marx R, and Anusavice KJ: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 28(7):529-535, 2000.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, and Spiekerman H: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont 14(3):231-238, 2001b.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, and Anusavice KJ: Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 26(4):367-374, 2001a.

Traini T: Electroforming technology for ceramo-metal restorations. Quint Dent Technol 18:21, 1995.

Artículo técnico que describe un método para la electroformación de cofias metálicas para restauraciones metal-cerámicas y el método de preparación del metal para su unión a la porcelana.

Vergano PJ, Hill DC, and Uhlmann DR: Thermal expansion of feldspar glasses. J Am Ceram Soc 50:59, 1967.

Artículo clásico sobre la expansión térmica de los cristales de feldespato. Es uno de los primeros artículos que demuestra la influencia de la fase de la leucita de alta expansión en la expansión térmica de los cristales de feldespato.

Von Steyern PV, Jönsson O, and Nilner K: Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 14:379-384, 2001.

Vrijhoef MMA, Spanauf AJ, Renggli HH, et al: Electroformed gold crowns and bridges. Gold Bull 17:13, 1983.

Se presenta la tecnología de la electroformación del oro con datos sobre las propiedades mecánicas que se ven influidas por las condiciones del baño de electrodeposición.

Weinstein M, Katz S, and Weinstein AB: Fused porcelain-to-metal teeth. US Patent No. 3,052,982, September 11, 1962.

Esta patente representa uno de los mayores avances en las porcelanas utilizadas para las restauraciones metal-cerámicas.

Weinstein M, and Weinstein AB: Porcelain-covered metal-reinforced teeth. US Patent No. 3,052,983, September 11, 1962.

Estas dos patentes de Weinstein y cols. describen el desarrollo de las porcelanas de alta expansión válidas para fundirse con aleaciones dentales. Los materiales desarrollados por Weinstein y cols. constituyen las bases para todas las restauraciones metal-cerámicas modernas.

Wen MY, Mueller HJ, Chai J, and Wozniak WT: Comparative mechanical property characterization of three all-ceramic core materials. Int J Prosthodont 12:534-541, 1999.

Estudio sobre la resistencia a la fractura y la resistencia a la flexión de tres núcleos cerámicos y comparación de estas propiedades con otras porcelanas dentales.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA SOBRE LA ABRASIÓN ASOCIADA CON LAS PORCELANAS DENTALES

al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, and Gilmour WH: The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. Int J Prosthodont 10(3):269-82, 1997.

al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, and Gilmour WH: Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. J Dent 26(5-6): 487-95, 1998a.

al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, and Smith GM: The effect of a carbonated beverage on the wear of human enamel and dental ceramics. J Prosthodont 7(1):2-12, 1998b.

al-Hiyasat AS, Saunders WP, and Smith G: Three-body wear associated with three ceramics and enamel. J Prosthet Dent 82(4):476-481, 1999.

DeLong R, Sasik C, Pintado MR, and Douglas WH: The wear of enamel when opposed by ceramic systems. Dent Mater 5(4):266-271, 1989.

Delong R, Pintado MR, and Douglas WH: The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. J Prosthet Dent 68(1):42-48, 1992.

Derand P, and Vereby P: Wear of low-fusing porcelains. J Prosthet Dent 81:460-463, 1999.

Ekfeldt A, and Oilo G: Occlusal contact wear of prosthodontic materials. Acta Odontol Scand 46:159-169, 1988.

Fisher RM, Moore BK, Swartz ML, and Dykema RW: The effects of enamel wear on the metal-porcelain interface. J Prosthet Dent 50(5):627-631, 1983.

Hacker CH, Wagner WC, and Razzoog ME: An *in vitro* investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. J Prosthet Dent 75(1):14-17, 1996.

Jacobi R, Shillingburg HT, and Duncanson MG: A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. J Prosthet Dent 66:303-309, 1991.

Jagger DC, and Harrison A: An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. J Prosthet Dent 72(3):320-323, 1994.

Jagger DC, and Harrison A: An *in vitro* investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. J Oral Rehabil 22(5):349-354, 1995.

Krejci I, Lutz F, Reimer M, and Heinzmann JL: Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. J Prosthet Dent 69(4):425-430, 1993.

Material chroniony prawem autorskim

Krejci I, Lutz F, and Reimer M: Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. Quintessence Int 25(3):199-207, 1994.

Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R: Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. J Prosthet Dent 82(6):669-679, 1999.

Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ: Occlusal wear in prosthodontics. J Am Dent Assoc 82:154-159, 1971.

Metzler KT, Woody RD, Miller AW III, Miller BH: *In vitro* investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. J Prosthet Dent 81(3):356-364, 1999.

Monasky GE, Taylor DF: Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. J Prosthet Dent 25(3):299-306, 1971.

Oh W-S, Delong R, Anusavice KJ: Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. J Prosthet Dent 87(4): 451-459, 2002.

Palmer DS, Barco MT, Pelleu GB, Jr., McKinney JE: Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. J Prosthet Dent 65(2):192-195, 1991.

Ramp MH, Suzuki S, Cox CF, Lacefield WR, Koth DL: Evaluation of wear: enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. J Prosthet Dent 77(5):523-530, 1997.

Ratledge DK, Smith BG, and Wilson RF: The effect of restorative materials on the wear of human enamel. J Prosthet Dent 72(2):194-203, 1994.

Richardson DW: Time, Temperature, Environmental Effects on Properties. In: Richardson DW, (ed): Modern Ceramic Engineering. New York, Marcel Dekker, Inc, p 358, 1992.

Seghi RR, Rosenstiel SF, and Bauer P: Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res* 70(3):221-225, 1991.

Material chroniony prawem autorskim

En este capítulo se presenta una discusión sobre los polímeros comúnmente empleados como base de prótesis. Se presta una atención considerable a los diferentes sistemas de procesado y técnicas de polimerización. Además, se presentan métodos para mejorar el ajuste y la estabilidad dimensional de las prótesis de resina.

Técnica general

Existen diversas técnicas de procesado para la fabricación de bases para prótesis. Cada técnica requiere la obtención de una impresión precisa de la arcada correspondiente. A partir de dicha impresión, se obtiene un modelo. A su vez, sobre el modelo se confecciona una placa base de resina, en la que se toman los registros. A dicha placa base se le añade cera, en la que se colocarán los dientes artificiales.

Se elige una mufla y se encofra todo el conjunto protésico en un medio de revestimiento adecuado. A continuación, se abre la mufla y se elimina la cera. Tras una limpieza exhaustiva del molde, se introduce un material para la base de la prótesis dentro del hueco del molde. Posteriormente, se polimeriza la resina para la base de la prótesis. Después de la polimerización, se extrae la dentadura y se prepara para su colocación.

Resinas acrílicas

Desde mediados de la década de 1940, la mayor parte de las bases protésicas se han confeccionado con resinas de polimetilmetacrilato. Dichas resinas son plásticos resilientes formados por la unión de múltiples moléculas de metilmetacrilato o «*meros*». En el capítulo 7 se describe la base química de esta reacción.

El polimetilmetacrilato puro es un sólido transparente e incoloro. Para facilitar su empleo en aplicaciones odontológicas, el polímero puede colorearse para obtener casi cualquier tonalidad y grado de traslucidez. Sus propiedades de color y ópticas permanecen estables bajo condiciones intraorales normales, y se ha demostrado la idoneidad de sus propiedades físicas para su uso dental.

Una de las ventajas definitivas del polimetilmetacrilato como material para base de prótesis es la relativa facilidad con la que puede ser procesado. El material para base de prótesis constituido por polimetilmetacrilato se suministra habitualmente en forma de polvo-líquido, de modo que el líquido contiene metilmetacrilato sin polimerizar, y el polvo, resina de polimetilmetacrilato prepolimerizada, en forma de pequeñas perlas. Cuando el líquido y el polvo se mezclan en una proporción adecuada, se consigue una masa modelable. Posteriormente, el material se introduce en un molde con la forma deseada y se polimeriza. Tras completar el proceso de polimerización, se extrae la prótesis resultante y se prepara para su entrega al dentista y al paciente.

RESINAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASE DE PRÓTESIS

Los materiales termopolimerizables se emplean para la fabricación de casi todas las bases protésicas. La energía térmica necesaria para la polimerización de dichos materiales puede obtenerse empleando un baño de agua o un horno microondas. Se incidirá especialmente en estos sistemas de termopolimerización debido a la frecuencia de uso de estas resinas.

Composición

Tal como se ha señalado previamente, la mayor parte de los sistemas de resina de polimetilmetacrilato están constituidos por polvo y líquido (fig. 22-1). El polvo consta de esferas prepolimerizadas de polimetilmetacrilato y una pequeña cantidad de *peróxido de benzoílo*, el cual es responsable del comienzo del proceso de polimerización, y se le denomina *iniciador*. El líquido es metilmetacrilato predominantemente no polimerizado, con pequeñas cantidades de hidroquinona. La *hidroquinona* se añade como

Material chroniony prawem autorskim

cadenas poliméricas. Si se incluye suficiente dimetacrilato de glicol en la mezcla, pueden formarse varias interconexiones. El polímero obtenido de esta forma da lugar a una estructura reticular que confiere una gran resistencia a la deformación. Los agentes de entrecruzamiento se incorporan en el componente líquido a una concentración del 1 al 2% en volumen.

Almacenamiento

Los fabricantes de resinas termopolimerizables recomiendan, en general, una temperatura y unos límites de tiempo específicos para el almacenamiento. El seguimiento estricto de dichas recomendaciones es esencial ya que, si no se cumple, los componentes pueden sufrir cambios que afecten a las propiedades de trabajo de estas resinas, así como a las propiedades químicas y físicas de las bases protésicas fabricadas.

TÉCNICA DE MOLDEADO POR COMPRESIÓN

Como norma, a las resinas termopolimerizables para base de prótesis se les da forma mediante el moldeado por compresión, por lo que dicha técnica será descrita en detalle.

Preparación del molde

Antes de la preparación del molde, deben seleccionarse los dientes artificiales y montarse de manera que se cumplan los requisitos estéticos y funcionales. Todo ello requiere una precisión absoluta en la toma de impresiones, el vaciado del modelo, la confección de la placa base, el montaje en articulador, el montaje de dientes y el encerado. Cuando se han conseguido estos objetivos, el montaje de dientes finalizado se fija sobre el modelo maestro.

En esta etapa, se retiran del articulador el modelo maestro y el montaje final de los dientes (fig. 22-3, *A*). Se recubre el modelo maestro con una capa delgada de separador para evitar la adherencia a la escayola piedra durante el enmuflado. La parte inferior de la mufla se rellena con yeso piedra recién mezclado y se coloca el modelo maestro dentro de dicha mezcla. Se da forma al yeso con el fin de facilitar la eliminación de la cera, el empaquetado y el desenmuflado (fig. 22-3, *B*). Tras alcanzar un fraguado inicial, se recubre el yeso piedra con un separador apropiado.

La parte superior de la mufla seleccionada para la prótesis se coloca entonces sobre la parte inferior de la misma. Se aplica un agente tensioactivo sobre las superficies expuestas de cera y se prepara una segunda mezcla de yeso piedra, la cual se vierte en la mufla teniendo cuidado de asegurarse de que el yeso de revestimiento entra en íntimo contacto con todas las superficies externas. Se añade yeso de revestimiento hasta que todas las superficies del montaje de dientes y la de la base protésica se encuentran completamente cubiertas. Las superficies incisales y oclusales están expuestas de forma mínima con el fin de facilitar el posterior proceso de desmuflado (fig. 22-3, *C*). Se espera que el yeso fragüe y se recubre con separador.

En este momento, se mezcla una nueva cantidad de yeso piedra y se rellena el resto de la mufla. Se coloca suavemente la tapa de la mufla y se deja que el yeso fragüe (fig. 22-3, *D*).

Tras completarse el fraguado, deben eliminarse del molde la placa base y la cera. Para llevar a cabo este paso, se sumerge la mufla en agua hirviendo durante 4 minutos, tras lo cual se recupera la mufla del agua y se separan los distintos segmentos. La placa base y la cera reblandecida permanecen en la parte inferior de la mufla, mientras que los dientes artificiales quedan fuertemente incluidos en el yeso de revestimiento del segmento restante (fig. 22-3, *E*). La placa base y la cera reblandecida son eliminadas de forma cuidadosa de la superficie del molde. La cera residual se elimina mediante un disolvente de cera. Después se limpia el molde con una solución detergente suave y se aclara con agua hirviendo.

Material chroniony prawem autorskim

podría considerarse una «precontracción» de la fracción de resina seleccionada. A continuación, el material prepolimerizado se mezcla con el monómero compatible, y la masa resultante se polimeriza.

Tal como se ha señalado previamente, la mayor parte de los sistemas de resina para base de prótesis están compuestos por polvo y líquido. El *polvo* consiste en perlas prepolimerizadas de polimetilmetacrilato, a las que comúnmente se denomina *polímero*. El *líquido* contiene metilmetacrilato sin polimerizar y, por tanto, se le denomina *monómero*. Cuando el polvo y el líquido se mezclan en proporciones adecuadas, se obtiene una masa. La proporción aceptada entre polímero y monómero es de 3:1 en volumen, lo que proporciona suficiente monómero para humedecer consistentemente las partículas de polímero, pero sin crear un exceso de monómero libre que favorecería una mayor contracción de polimerización. Empleando dicha proporción 3:1 puede limitarse la contracción volumétrica a un 6%, aproximadamente (contracción lineal del 0,5%).

Interacción polímero-monómero

Cuando se mezclan el monómero y el polímero en proporciones adecuadas, se produce una masa fácil de manejar. Tras dejarla en reposo, dicha masa pasa por cinco etapas diferentes: 1) *arenosa*, 2) *filamentosa*, 3) *pastosa*, 4) *gomosa* o *elástica* y 5) *rígida*.

Durante la etapa *arenosa*, a nivel molecular las interacciones son escasas o nulas. Las perlas poliméricas permanecen inalteradas y la consistencia de la mezcla puede describirse como «grosera» o «granulosa». Después, la mezcla pasa a una etapa *filamentosa*, durante la cual, el monómero ataca la superficie de cada perla polimérica y algunas cadenas de polímero se dispersan en el monómero líquido. Dichas cadenas se desenrollan, lo que da lugar a un incremento de la viscosidad de la mezcla. Esta etapa se caracteriza por la «filamentosidad» o «adhesividad» cuando el material se toca o se estira.

A continuación, la mezcla pasa a una etapa *pastosa*. A nivel molecular, entra en la solución una cantidad creciente de cadenas poliméricas, de modo que se forma un mar de monómero y polímero disuelto. Es importante señalar que también persiste una gran cantidad de polímero sin disolver. Desde un punto de vista clínico, la mezcla se comporta como una pasta flexible, que ya no es pegajosa y no se adhiere a las superficies del vaso de mezclado o a la espátula. Las características físicas y químicas mostradas durante las últimas fases de esta etapa son ideales para el moldeado por compresión. Es en este momento cuando el material debería introducirse en el molde, es decir, durante las últimas fases de la etapa de pasta.

Tras dicha etapa pastosa, la mezcla entra en una fase *gomosa* o *elástica*. El monómero desaparece por evaporación y por su mayor penetración en las perlas poliméricas restantes. Durante su uso clínico, la pasta recupera su forma cuando se comprime o estira. Puesto que dicha pasta ya no puede fluir libremente con el fin de adoptar la forma del recipiente que la contiene, no puede ser moldeada mediante técnicas convencionales de compresión.

Después de un amplio período de tiempo, la mezcla se vuelve *rígida*, lo que puede atribuirse a la evaporación del monómero libre. Desde un punto de vista clínico, la mezcla parece muy seca y es resistente a la deformación mecánica.

Tiempo de formación de pasta

El tiempo necesario para que la mezcla de resina llegue a la fase pastosa se denomina *tiempo de formación de pasta*. La especificación n.º 12 del American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA), referente a resinas para base de prótesis, exige que esta consistencia se consiga en menos de 40 minutos desde el comienzo del proceso de mezclado. En su aplicación clínica, la mayoría de las resinas alcanzan una consistencia pastosa en menos de 10 minutos.

Material chroniony prawem autorskim

Tiempo de trabajo

Se define el *tiempo de trabajo* como aquél en el que un material para base de prótesis permanece en un estado pastoso. Este período es crítico para el proceso de moldeado por compresión. La especificación n.º 12 de la ANSI/ADA exige que la pasta se conserve moldeable durante, al menos, 5 minutos.

La temperatura ambiente afecta al tiempo de trabajo. De este modo, el tiempo de trabajo de una resina para prótesis puede alargarse mediante la refrigeración. Un inconveniente significativo asociado con esta técnica es que la humedad puede condensarse sobre la resina cuando se saca del frigorífico. La presencia de humedad puede degradar las propiedades físicas y estéticas de una resina ya procesada. La contaminación con humedad puede evitarse almacenando la resina en un recipiente al vacío. Una vez fuera del frigorífico, no debe abrirse dicho recipiente hasta que alcance la temperatura ambiente.

Empaquetado

La colocación y adaptación de la resina para base de prótesis en el molde se denomina *empaquetado*. Este proceso representa uno de los pasos más críticos en la confección de la base de la prótesis. Es esencial que el molde sea rellenado de forma adecuada en el momento de la polimerización. La colocación de demasiado material, es decir, el «sobreempaquetamiento», hace que la base de la prótesis presente un grosor excesivo y provoca la malposición resultante de los dientes artificiales. Por el contrario, el empleo de escaso material, es decir, el «subempaquetamiento», hace que la base posea una porosidad fácilmente objetivable. Con el fin de reducir al máximo la probabilidad de un sobre o un subempaquetamiento, este proceso se realiza en el molde en varios pasos.

Tal como se ha descrito previamente, este procedimiento de empaquetado debe llevarse a cabo durante el tiempo en que la resina para bases protésicas se encuentra en la etapa pastosa. La resina se extrae de su recipiente de mezclado y se enrolla para conseguir una forma alargada, tras lo cual se dobla par dar lugar a una forma de herradura y se coloca en la parte de la mufla que aloja los dientes artificiales (fig. 22-4, *A*). Sobre la resina se coloca una lámina de polietileno, y se vuelve a montar la mufla.

El conjunto de la mufla se coloca en una prensa diseñada específicamente para este cometido, y se aplica presión de forma creciente (fig. 22-4, *B*). La aplicación lenta de presión permite que la pasta de resina fluya por toda la cavidad del molde. El material en exceso es rechazado hacia la periferia. La aplicación de presión continúa hasta que se cierra firmemente la mufla. Más adelante, se separan las partes principales de la misma y se retira la lámina de polietileno de la superficie de resina con un tirón rápido y continuo.

Existirán excesos de resina en las zonas relativamente planas que rodean al molde. Esta resina en exceso se denomina *rebaba*. Empleando un instrumento ligeramente redondeado, la rebaba se separa cuidadosamente del cuerpo de resina que ocupa la cavidad del molde (fig. 22-4, *C*). Debe prestarse especial cuidado en no desmoronar la superficie de yeso del molde. Los fragmentos de yeso que se desprenden deben desecharse, ya que no son incorporados en la base protésica ya confeccionada.

Se coloca una nueva lámina de polietileno entre las partes principales de la mufla y se lleva de nuevo el conjunto a la prensa. Se realiza otro intento de cierre, de forma que, en la mayoría de los casos, la mufla puede cerrarse por completo durante este segundo intento. Debe tenerse especial cuidado en no aplicar una fuerza excesiva para llevar a cabo el cierre. Se repiten tantos intentos de cierre como sean necesarios, hasta que no se observe ninguna rebaba, momento en que puede llevarse a cabo el cierre definitivo del molde.

Durante el proceso de cierre final, no se interpone ninguna lámina de polietileno entre las partes principales del molde. Éstas se orientan de forma adecuada y se colocan en la prensa de la mufla. Una vez más, se aplica presión de forma creciente, tras lo cual se lleva la mufla a una brida (fig. 22-4, *D*), que mantiene la presión sobre el conjunto durante la confección de la base protésica. En la figura 22-5 se muestra un esquema transversal de la mufla y su contenido.

Material chroniony prawem autorskim

nas quimiopolimerizables a menudo se denominan también resinas de *fraguado en frío, autofraguables* o *autopolimerizables*.

En la mayoría de los casos, la activación química se lleva a cabo mediante la adición al líquido (es decir, al monómero) de una amina terciaria, como es la dimetil-*para*-toluidina. Tras mezclar el polvo y el líquido, la amina terciaria causa la descomposición del peróxido de benzoílo, por lo que se producen radicales libres que inician la polimerización, la cual avanza de forma similar a la descrita para los sistemas termopolimerizables.

Debe señalarse que la diferencia fundamental entre la resinas termopolimerizables y las quimiopolimerizables es el método por el que se divide el peróxido de benzoílo para dar lugar a radicales libres. Los otros factores del proceso (p. ej., el iniciador y los reactivos) siguen siendo los mismos.

Tal como podría esperarse, las bases protésicas fabricadas mediante resinas quimiopolimerizables y termopolimerizables son bastante similares. No obstante, las resinas quimiopolimerizables muestran ciertas ventajas y desventajas que merece la pena comentar.

Como regla general, el grado de polimerización obtenido utilizando resinas quimiopolimerizables no es tan completo como el conseguido con los sistemas termopolimerizables, lo que indica que existe una mayor cantidad de monómero sin reaccionar en las bases protésicas fabricadas mediante activación química. Este monómero sin reaccionar crea dos dificultades importantes. En primer lugar, actúa como un plastificante que da como resultado una disminución en la resistencia transversal de la resina. En segundo lugar, el monómero residual actúa como posible irritante tisular, lo que compromete en cierto modo la biocompatibilidad de la base protésica.

Desde un punto de vista físico, las resinas quimiopolimerizables muestran una contracción ligeramente menor que las correspondientes termopolimerizables, lo que confiere mayor precisión dimensional a la resinas activadas químicamente.

La estabilidad del color de las resinas quimiopolimerizables es generalmente inferior a la de las termopolimerizables. Esta propiedad se relaciona con la presencia de aminas terciarias en las resinas de activación química. Dichas aminas son susceptibles de oxidación y de los consiguientes cambios de color que alteran el aspecto de la resina. La decoloración de las mismas puede reducirse mediante la adición de agentes estabilizantes que eviten dicha oxidación.

Aspectos técnicos

Las resinas quimiopolimerizables suelen ser moldeadas empleando técnicas de compresión, por lo que la preparación del molde y el empaquetado de la resina son básicamente similares a los descritos para las resinas termopolimerizables.

El polímero y el monómero se suministran en forma de polvo y líquido, respectivamente. Estos componentes se mezclan siguiendo las instrucciones del fabricante hasta que adquiere una consistencia pastosa. El tiempo de trabajo para las resinas quimiopolimerizables es más corto que para las termopolimerizables, por lo que debe prestarse especial atención a la consistencia del material y a la tasa de polimerización.

Es deseable un período de iniciación más prolongado, puesto que así se favorece un tiempo suficiente para completar los ensayos. Un método para alargar dicho período consiste en disminuir la temperatura de la masa de resina, lo que puede conseguirse enfriando el componente líquido y/o el vaso de mezcla antes del proceso de mezclado. Cuando se mezclan el polvo y el líquido, disminuye la tasa de polimerización, lo que da como resultado que la masa de resina permanezca en estado pastoso durante un largo período de tiempo, y que aumente el tiempo de trabajo.

La preparación del molde y el empaquetado de la resina se llevan a cabo de la misma forma descrita para las resinas termopolimerizables. En el caso de resinas de activación química con tiempos de trabajo mínimos, es raro que puedan realizarse más de dos ensayos, por lo que debe tenerse un cuidado extremo a la hora de asegurarse que se utiliza una cantidad adecuada de resina y que se necesita completar un número mínimo de pruebas.

Materiał chroniony prawem autorskim

Aspectos del procesado

Tras el cierre final de la mufla, debe mantenerse la presión durante todo el proceso de polimerización. El tiempo necesario para la polimerización variará dependiendo del material elegido.

El endurecimiento inicial de la resina ocurrirá generalmente dentro de los 30 minutos siguientes al cierre de la mufla. Sin embargo, es raro que la polimerización se haya completado en este momento. Para asegurarse de que ésta es suficiente, la mufla debe ser sometida a presión durante un mínimo de 3 horas.

Tal como se ha descrito previamente, la polimerización de resinas activadas químicamente nunca es tan completa como la de las termopolimerizables, de forma que muestran generalmente entre un 3 y un 5% de monómero libre, mientras que las resinas termopolimerizables presentan un 0,2 a 0,5% del mismo. Por ello, es importante que la polimerización de las resinas de activación química sea lo más completa posible. No lograr un alto grado de polimerización predispondrá a la base protésica a una inestabilidad dimensional, y podría provocar la irritación de las partes blandas.

Técnica de la resina fluida

La *técnica de la resina fluida* emplea una resina quimiopolimerizable que puede verterse para la confección de bases de prótesis. La resina se presenta en forma de polvo y líquido que, al mezclarse en las proporciones adecuadas, dan lugar a una resina de baja viscosidad. Más adelante, esta resina se vierte en un molde, bajo una presión superior a la atmosférica, y se deja que polimerice. En los siguientes párrafos se describen los aspectos del manejo en el laboratorio de esta técnica de resina fluida.

El montaje de dientes se lleva a cabo según los principios aceptados en prótesis dental. Posteriormente, todo el montaje dentario se fija al modelo subyacente y se coloca en una mufla con un diseño específico (fig. 22-10, *A*). La mufla se llena con un medio de revestimiento de hidrocoloide reversible y se enfría todo el conjunto. Tras la gelación del hidrocoloide, se retira de la mufla el modelo con los dientes montados (fig. 22-10, *B*), momento en el que cortan los bebederos y respiraderos desde la superficie externa de la mufla hasta el molde (fig. 22-10, *C*).

La cera es eliminada del modelo empleando agua caliente. Los dientes artificiales son recuperados y situados de forma cuidadosa en sus posiciones respectivas dentro del medio de revestimiento de hidrocoloide. Seguidamente, el modelo vuelve a colocarse en su lugar dentro del molde (fig. 22-10, *D*).

La resina se mezcla siguiendo las instrucciones del fabricante y se vierte en el molde a través de los bebederos (fig. 22-10, *E*). A continuación se coloca la mufla en una cámara a presión (p. ej., una olla a presión) a temperatura ambiente, y se deja que la resina polimerice. Según la información de que se dispone, sólo se requieren de 30 a 45 minutos para la polimerización, aunque se sugiere un período más largo.

Tras finalizar el proceso de polimerización, se retira la prótesis de la mufla (fig. 22-10, *F*), y se quitan los bebederos. El conjunto prótesis/modelo vuelve a montarse en el articulador para corregir los cambios derivados del procesado, tras lo cual, la base protésica se acaba y se pule. Después del acabado y pulido, la prótesis debe conservarse en agua para evitar su deshidratación y deformación.

Las ventajas señaladas para la técnica de la resina fluida son: 1) mejor adaptación a las partes blandas subyacentes, 2) menor probabilidad de deterioro de los dientes artificiales y de las bases protésicas durante el desenmuflado, 3) reducción de los gastos en materiales y 4) simplificación de los procedimientos de enmuflado, desenmuflado y acabado.

Las posibles desventajas de esta técnica de resina fluida son: 1) desplazamiento visible de los dientes artificiales durante el procesado, 2) atrapamiento de aire dentro del material de la base protésica, 3) unión débil entre el material de la base y los dientes de resina acrílica y 4) técnica sensible.

Materiał chroniony prawem autorskim

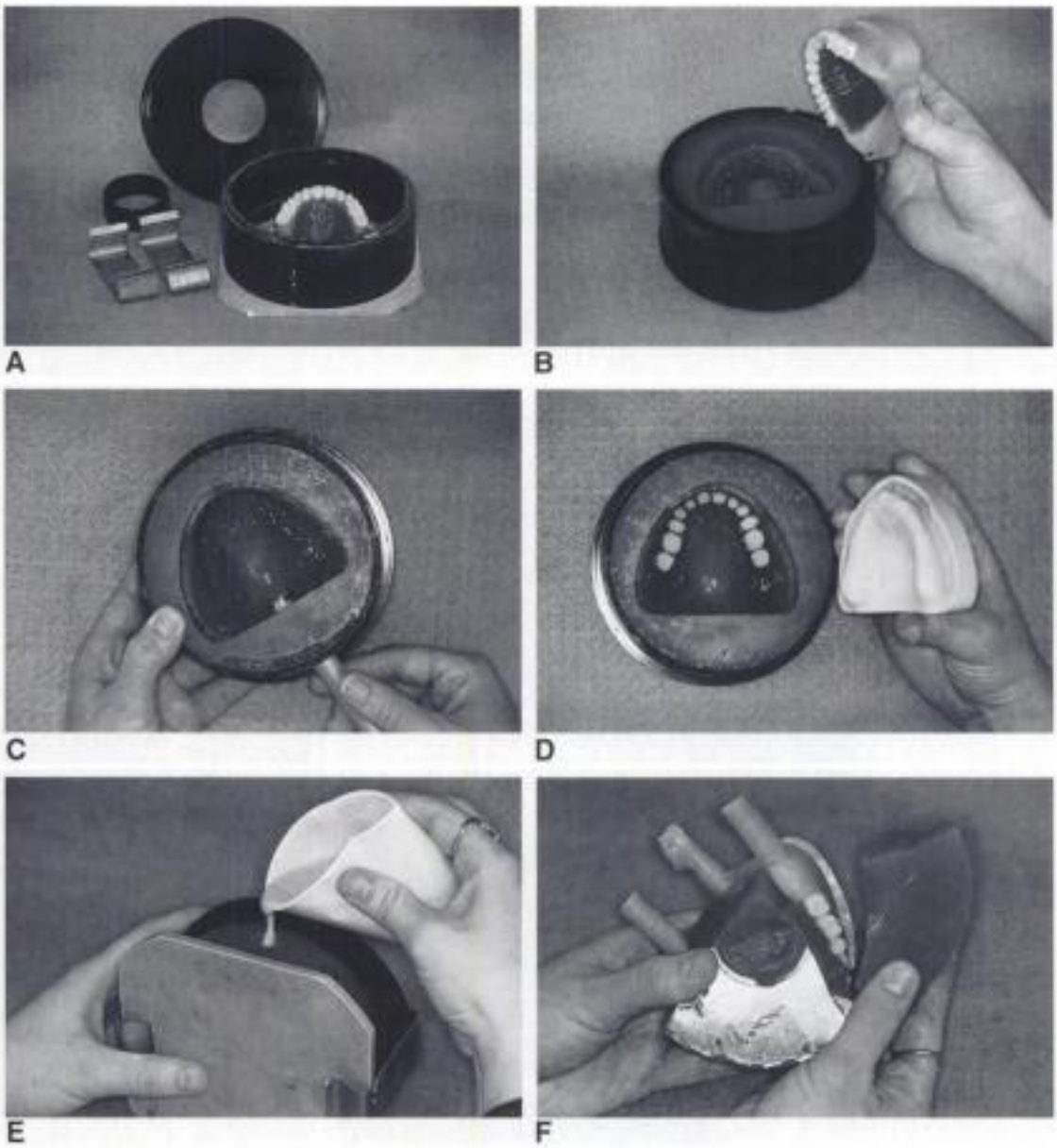


Fig. 22-10 Etapas en la preparación del molde (técnica de la resina fluida). **A,** Montaje completo de dientes colocado en una mufla para resina fluida. **B,** Retirada del montaje de dientes del revestimiento de hidrocoloide reversible. **C,** Preparación de bebederos y respiraderos para la introducción de la resina. **D,** Recolocación de los dientes artificiales y del modelo maestro. **E,** Introducción (vaciado) de resina. **F,** Recuperación de la prótesis ya terminada. Véase también la lámina en color.

En general, las bases de prótesis confeccionadas de este modo muestran propiedades físicas algo inferiores a las de las resinas convencionales termopolimerizables. No obstante, pueden obtenerse prótesis clínicamente aceptables utilizando resinas fluidas.

RESINAS FOTOPOLIMERIZABLES PARA BASE DE PRÓTESIS

Durante varios años ha estado a disposición de la comunidad odontológica una resina para bases protésicas activable con luz visible. Este material ha sido descrito como una resina compuesta que posee una matriz de dimetacrilato de uretano, sílice microfino y monómeros de resina acrílica de alto peso molecular. Se incluyen perlas de resina acrílica como relleno orgánico. La *luz visible* es el *activador,* mientras que la *canforoquinona* actúa como *iniciador* de la polimerización.

Material chroniony prawem autorskim

El único componente de la resina para la base protésica se suministra en forma de lámina y de rollo, y se empaqueta en bolsas preservadas de la luz para evitar una polimerización inadvertida (fig. 22-11, *A*).

Tal y como cabría esperar, la confección de bases protésicas mediante resina fotopolimerizable es una técnica considerablemente diferente a las descritas en las secciones previas. Un medio de revestimiento opaco evita el paso de la luz, por lo que las resinas fotopolimerizables no pueden ser enmufladas de una forma convencional, sino que los dientes se montan y la base se moldea sobre un modelo preciso (fig. 22-11, *B*). Posteriormente, se expone la base protésica a una fuente de luz visible de alta intensidad durante un período de tiempo adecuado (fig. 22-11, *C*). Después de la polimerización, la prótesis se separa del modelo, se acaba y se pule de modo habitual.

PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS PARA BASE DE PRÓTESIS

Las propiedades físicas de las resinas para bases de prótesis son críticas para el ajuste y función de las prótesis dentales removibles. Las características de mayor interés son la contracción de polimerización, la porosidad, la absorción de agua, la solubilidad, las tensiones del procesado y el agrietamiento. Todas ellas serán estudiadas en las siguientes secciones.

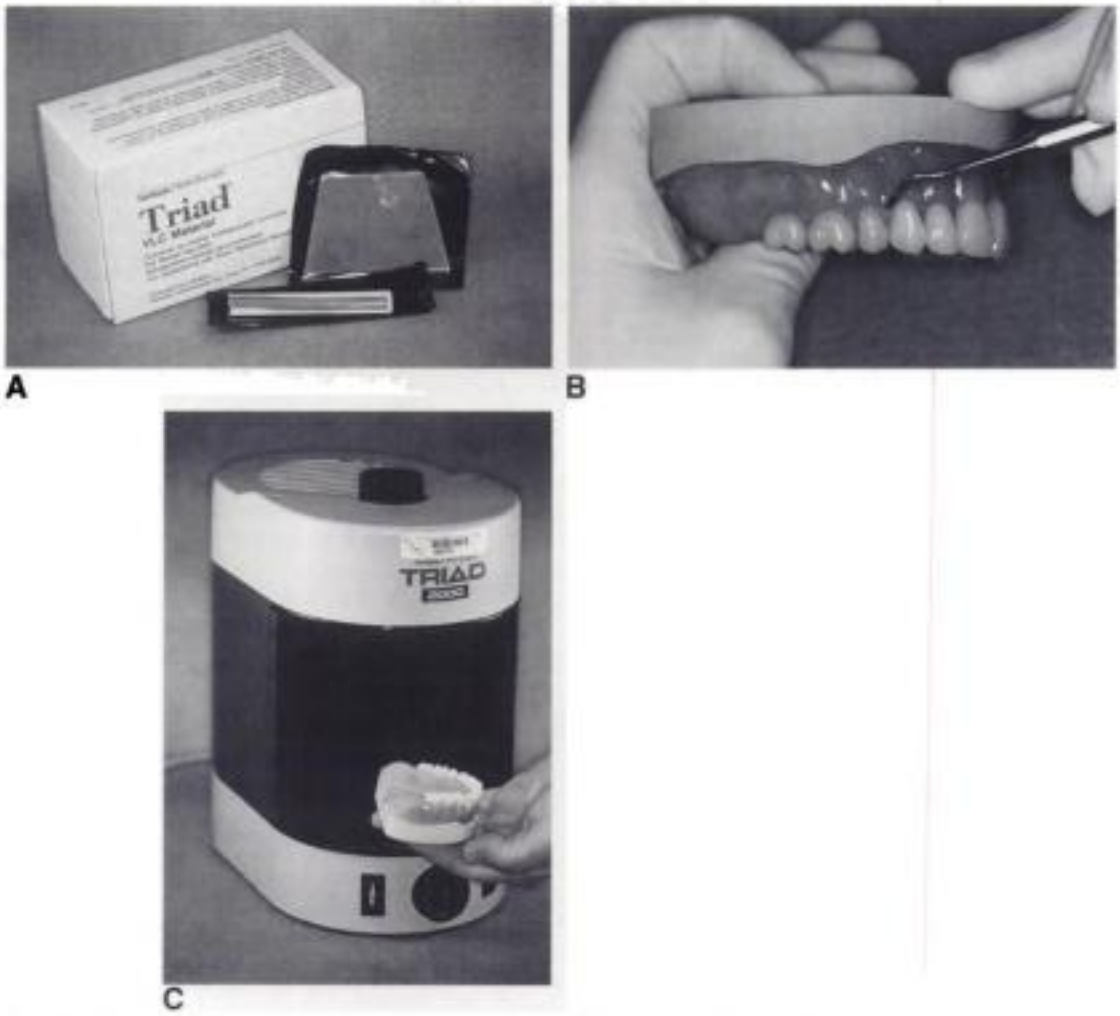


Fig. 22-11 Etapas en la fabricación de una prótesis (resinas fotopolimerizables para base de prótesis). **A,** Resina fotopolimerizable representativa. Se comercializan en forma de lámina y rollo en bolsas protegidas de la luz, con el fin de evitar una polimerización inadvertida. **B,** Se montan los dientes y se esculpe la base de la prótesis mediante la resina fotopolimerizable. **C,** La base se coloca en una cámara de luz y se polimeriza siguiendo las instrucciones del fabricante.

Material chroniony prawem autorskim

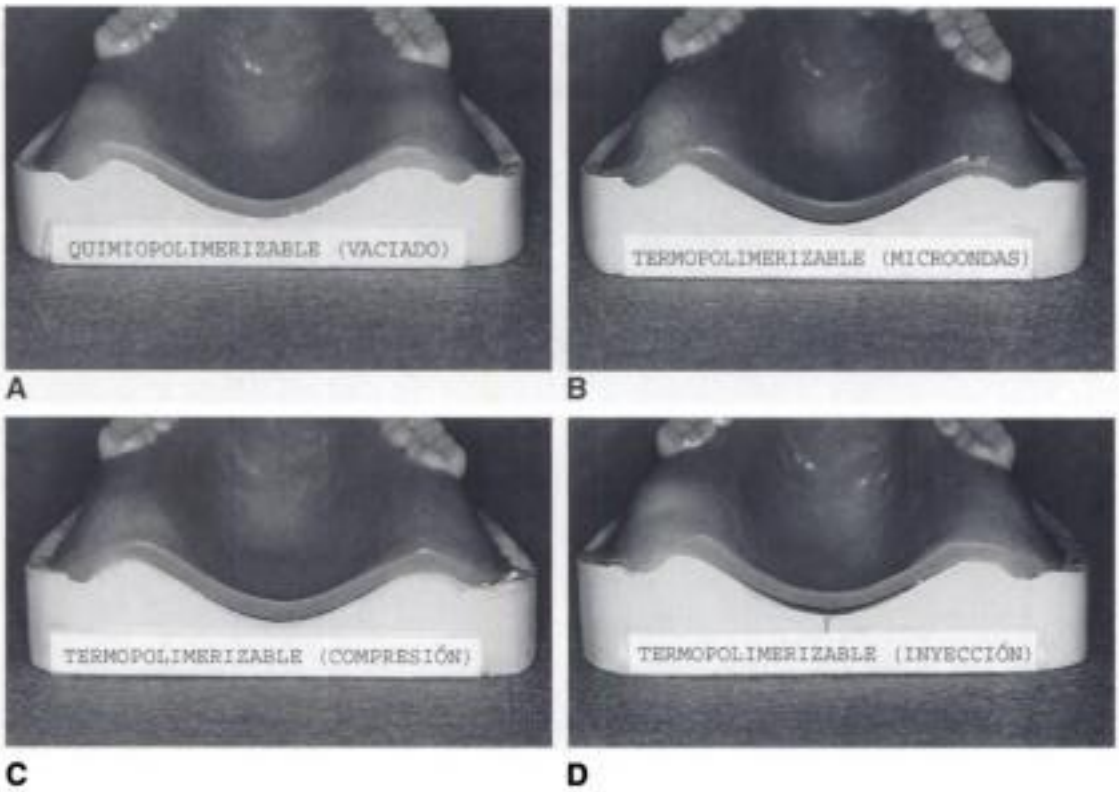


Fig. 22-12 Cambios dimensionales resultantes de la polimerización. **A,** Resina quimiopolimerizable, técnica fluida. **B,** Resina de microondas, moldeado por compresión. **C,** Resina termopolimerizable convencional, moldeado por compresión. **D,** Resina termopolimerizable, moldeado por inyección. Véase también la lámina en color.

Porosidad

La presencia de oquedades en la superficie y bajo la misma pueden poner en compromiso las propiedades físicas, estéticas e higiénicas de una base de prótesis. Se ha señalado que es probable que aparezca porosidad en las partes más gruesas de una base protésica. Dicha porosidad procede de la evaporación del monómero sin reaccionar y de los polímeros de bajo peso molecular, cuando la temperatura de la resina alcanza o sobrepasa los puntos de ebullición de aquéllos. No obstante, este tipo de porosidad puede que no ocurra de modo uniforme en todas las zonas de resina afectada.

Con el fin de facilitar la comprensión de este concepto, se van a considerar las muestras de las figuras 22-13, *A* (sin porosidad) y 22-13, *B* (porosidad localizada bajo la superficie). Las muestras B y C fueron enmufladas de tal forma que la parte que mostraba porosidad se hallaba junto al centro de la masa de revestimiento, mientras que la parte sin porosidad se encontraba cerca de la superficie de la mufla metálica. Tal como cabría esperar, el metal de la mufla condujo el calor hacia la periferia con la rapidez suficiente para evitar un aumento considerable de la temperatura. Por tanto, los productos de bajo peso molecular no se evaporaron y no se desarrolló ninguna porosidad. Por el contrario, las muestras de resina que ocupaban posiciones centrales en el molde estaban rodeadas por grandes cantidades de yeso. Puesto que este material es un mal conductor térmico, el calor no se disipó fácilmente, los productos de bajo peso molecular se evaporaron y se produjo una notable porosidad.

La porosidad también puede originarse debido al mezclado inadecuado del polvo y el líquido. Si esto ocurre, algunas zonas de la masa de resina contendrán más monómero que otras. Durante la polimerización, estas zonas se contraen más que las adyacentes y la contracción localizada tiende a producir oquedades (fig. 22-13, *D*).

La aparición de dicha porosidad puede reducirse al mínimo asegurando la mayor homogeneidad posible de la resina. De este modo, es esencial el empleo de las proporciones adecuadas de polímero y monómero, así como unos procedimientos de mezclado

Material chroniony prawem autorskim

agua es de aproximadamente el mismo valor que la contracción térmica que se produce como resultado del proceso de polimerización. De este modo, ambos procesos se compensan casi por completo entre sí.

Como se ha señalado previamente, las moléculas de agua también pueden interferir con el entrecruzamiento de las cadenas poliméricas y, de este modo, cambiar las características físicas del polímero resultante. Cuando esto ocurre, las cadenas poliméricas generalmente adquieren mayor movilidad, lo que permite la relajación de las tensiones presentes durante la polimerización. A medida que se liberan las tensiones, las resinas poliméricas pueden sufrir cambios en su forma. Afortunadamente, estos cambios son de poca importancia y no ejercen efectos significativos sobre la adaptación o la función de las bases ya confeccionadas.

Puesto que la presencia de agua afecta de forma negativa las propiedades físicas y dimensionales de las resinas para bases protésicas, los coeficientes de difusión también merecen consideración. El coeficiente de difusión (D) del agua en una resina acrílica termopolimerizable representativa para bases de prótesis es de $0{,}011 \times 10^{-6}$ cm^2/seg a 37 °C. Para una resina quimiopolimerizable representativa, el coeficiente de difusión es de $0{,}023 \times 10^{-6}$ cm^2/seg. Puesto que los coeficientes de difusión del agua en resinas representativas son relativamente bajos, el tiempo requerido para que una base protésica alcance la saturación puede ser considerable, lo que depende del espesor de la resina, así como de las condiciones de almacenamiento. Una base típica de prótesis puede necesitar 17 días para estar completamente saturada de agua.

Los resultados de las investigaciones de laboratorio indican que hay diferencias muy pequeñas en las dimensiones de las bases protésicas termo y quimiopolimerizables después de un período prolongado de conservación en agua. Las bases termopolimerizables moldeadas por compresión están ligeramente contraídas cuando se miden entre los segundos molares. Por el contrario, las bases quimiopolimerizables moldeadas por compresión están ligeramente agrandadas al realizar la medición en la misma zona. El significado clínico de esta diferencia parece despreciable.

La especificación n.º 12 de la ANSI/ADA enumera unas pautas referentes a las pruebas y la aceptación de las resinas para bases de prótesis. Para examinar la absorción de agua, se prepara un disco de material con unas dimensiones específicas y se seca hasta conseguir un peso constante, que se registra como valor basal. El disco se sumerge entonces en agua destilada durante siete días, tras lo cual, se pesa de nuevo y se compara este valor con el basal. Según la especificación, el aumento de peso tras la inmersión no debe ser mayor de $0{,}8$ mg/cm^2. En las secciones siguientes se ofrece mayor información sobre la especificación n.º 12 de la ANSI/ADA.

Solubilidad

Aunque las resinas para bases de prótesis son solubles en una serie de disolventes, se considera que son insolubles en los fluidos encontrados comúnmente en la cavidad oral. La especificación n.º 12 de la ANSI/ADA prescribe un régimen de examen para la medición de la solubilidad de la resina. Este procedimiento es una continuación de la prueba de absorción de agua descrita en la sección previa. Tras ser sumergido en agua durante el tiempo requerido, se deja que el disco de muestra se seque y se vuelve a pesar. Este valor se compara con el basal para determinar la pérdida de peso. Según la especificación, la pérdida de peso no puede ser superior a $0{,}04$ mg/cm^2 desde la superficie de la muestra. Esta pérdida es despreciable desde un punto de vista clínico.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuáles son las causas de las tensiones de procesado? ¿Cuáles son las implicaciones clínicas de estas tensiones, en caso de que existan?

Material chroniony prawem autorskim

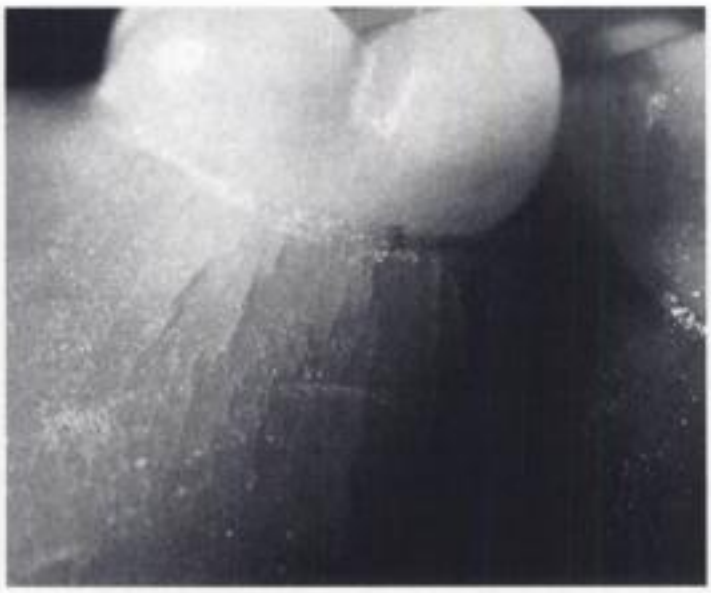


Fig. 22-14 Agrietamiento alrededor de un diente de porcelana.

PREGUNTAS CLAVE

¿Qué variables reducen la resistencia mecánica de las prótesis de acrílico? ¿Qué método de procesado tiene mayor probabilidad de producir bases protésicas con menor resistencia a la fractura?

Resistencia mecánica

La resistencia mecánica de una resina para base de prótesis depende de muchos factores, entre los que se encuentran la composición de la resina, la técnica de procesado y las condiciones presentes en el entorno bucal.

Con el fin de proporcionar unas propiedades físicas aceptables, las resinas para base de prótesis deben reunir o superar las normas expuestas en la especificación n.º 12 de la ANSI/ADA. Se emplea una prueba transversal para evaluar la relación entre la carga aplicada y la deflexión resultante en una muestra de resina de las dimensiones especificadas. En la figura 22-15 se muestran los resultados típicos de carga-deflexión.

La inspección de la figura 22-15 revela una curvatura para cada componente del gráfico de carga-deflexión. Puesto que no es evidente ningún tramo recto, puede asumirse que se produce una deformación plástica (es decir, una deformación irreversible) durante el proceso de carga. También se da cierta deformación elástica (es decir, una deformación recuperable). Desde un punto de vista clínico, esto significa que la aplicación de cargas produce tensiones dentro de la resina y un cambio en la conformación global de la base protésica. Cuando se libera la carga, se relajan las tensiones internas de la resina y la base protésica comienza a recuperar su forma original. No obstante, la deformación plástica impide la recuperación completa y persistirá cierta deformación permanente.

Tal vez el determinante más importante de la resistencia de la resina sea el grado de polimerización mostrado por el material. A medida que el grado de polimerización aumenta, también se incrementa la resistencia de la resina. A este respecto, es extremadamente importante el ciclo de polimerización empleado con una resina termopolimerizable. La figura 22-16 revela la influencia que ejercen los ciclos de procesado sobre las propiedades de carga-deflexión. Se advierte que una mayor duración de los ciclos de polimerización parece mejorar las propiedades físicas.

En comparación con las resinas termopolimerizables, las quimiopolimerizables muestran generalmente un menor grado de polimerización, y como resultado, muestran

Materiał chroniony prawem autorskim

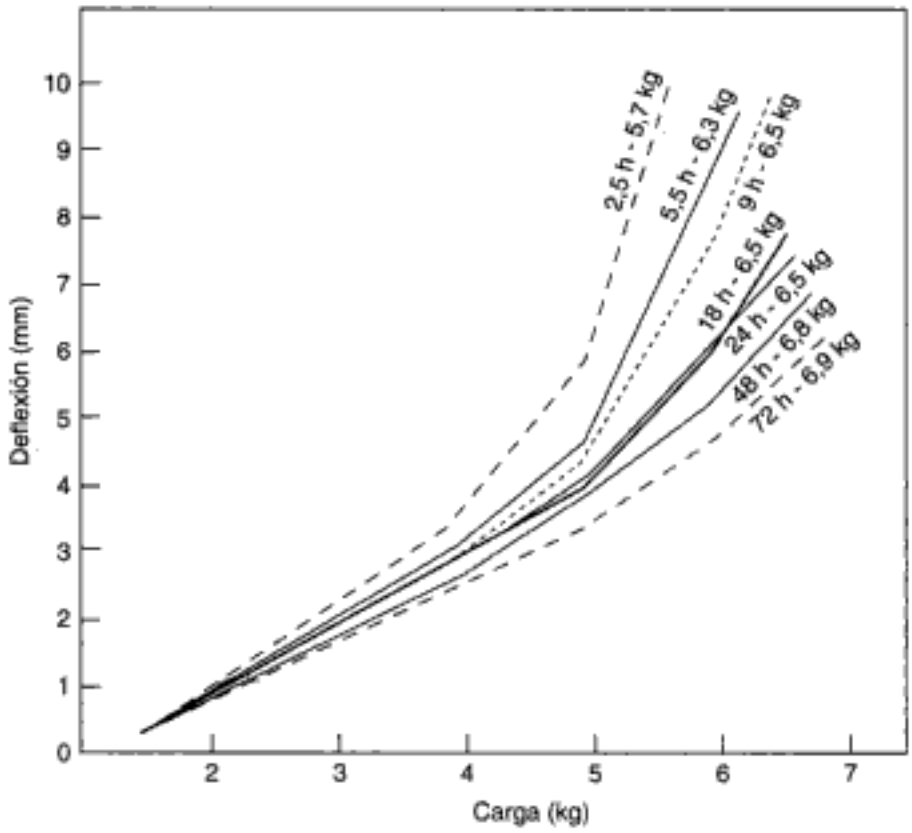


Fig. 22-16 Curvas transversales de tensión-deformación para muestras de polimetilmetacrilato polimerizado durante tiempos diferentes a 71 °C (160 °F). En cada curva se señalan los tiempos de procesado y las cargas de fractura. (De Harman IM: Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base, *J Am Dent Assoc* 38(2):188-203, febrero, 1949. Reimpreso bajo autorización de ADA Publishing, División de ADA Business Enterprises, Inc.)

ser el doble de aquéllos descritos para resinas convencionales de polimetilmetacrilato. El clínico debería reconocer que estas cifras son sólo útiles para comparar productos, puesto que la energía absorbida por cada muestra depende del tamaño de la misma y de su geometría, de la distancia entre los soportes de muestras y de la presencia o ausencia de muescas.

Los valores de dureza de Knoop para las resinas termopolimerizables pueden alcanzar un valor de 20, mientras que las quimiopolimerizables muestran generalmente valores de dureza de Knoop de 16 a 18.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuál es la técnica óptima de reparación de una base protésica de acrílico fracturada?

OTRAS RESINAS Y TÉCNICAS

Resinas para reparación

A pesar de la idoneidad de las características físicas de las resinas para base de prótesis, las bases protésicas se fracturan algunas veces. En la mayor parte de los casos, estas fracturas pueden ser reparadas mediante resinas compatibles. Estas resinas para composturas pueden ser foto, termo o quimiopolimerizables.

Material chroniony prawem autorskim

Para reparar una prótesis fracturada de una forma precisa, el clínico debe realinear y unir los componentes mediante una cera adhesiva o un plástico de modelado, tras lo cual se obtiene un modelo para composturas mediante yeso piedra. Posteriormente, se retira la prótesis del modelo y se elimina el medio de unión. A continuación se desbastan las superficies de fractura con el fin de proporcionar un espacio suficiente para el material de la compostura. Se recubre el modelo con un barniz separador con el fin de evitar la adhesión de la resina reparadora y se recolocan y fijan al modelo los fragmentos de la base protésica.

En este momento, se elige un material para la reparación. En general, se prefieren las resinas quimiopolimerizables sobre las termo y las fotopolimerizables, a pesar del hecho de que aquéllas muestran una menor resistencia transversal. La principal ventaja de las resinas quimiopolimerizables es que pueden polimerizarse a temperatura ambiente, mientras que los materiales reparadores termo y fotopolimerizables deben colocarse en baños de agua y en cámaras de luz, respectivamente. El calor generado en un baño térmico y las cámaras de luz causan a menudo la liberación de tensiones y la distorsión de los componentes de la base protésica previamente polimerizados.

Se emplea la siguiente secuencia para realizar la compostura de una base de prótesis mediante una resina quimiopolimerizable. Se pincela una pequeña cantidad de monómero sobre las superficies preparadas de la base, con el fin de facilitar la unión del material de compostura. Se añaden pequeños incrementos de monómero y polímero a la zona en reparación mediante un pequeño cepillo de pelo de marta o un sustituto adecuado. Se coloca un pequeño exceso de material en dicha zona, con el fin de compensar la contracción de polimerización. Posteriormente, el conjunto se coloca en una cámara a presión y se deja que polimerice, tras lo cual, se le da forma a la zona de la compostura, se acaba y se pule utilizando las técnicas convencionales.

Los requisitos mínimos para las resinas quimiopolimerizables empleadas para composturas se identifican en la especificación n.º 13 de la ANSI/ADA.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué se consideran los materiales de rebase productos de uso provisional?

Rebase de prótesis de resina

Puesto que el contorno de las partes blandas varía a lo largo del tiempo de uso de la prótesis, a veces es necesario modificar las superficies en contacto con los tejidos con el fin de asegurar un ajuste y función adecuados. En algunos casos, esto puede conseguirse mediante procedimientos de tallado selectivo, mientras que en otras ocasiones, dichas superficies deben reemplazarse mediante el **rebasado** o la confección de una nueva base para las prótesis ya existentes.

El rebasado implica la sustitución de la superficie tisular de una prótesis existente, mientras que también puede reemplazarse la totalidad de la base protésica. En ambos casos, se obtiene una impresión de las partes blandas utilizando la prótesis existente como cubeta de impresión. Se vacía la impresión con yeso piedra y el conjunto obtenido se reviste dentro de una mufla, tras lo cual ésta se abre y se prepara para la introducción de la resina.

Si la prótesis va a ser rebasada, se retira el material de impresión de la misma y se limpia la superficie de contacto para aumentar la unión entre la resina existente y el material de rebase. Tras seguir estos pasos, se introduce una resina apropiada y se conforma mediante una técnica de moldeado por compresión.

Para el rebasado, es deseable una baja temperatura de polimerización con el fin de reducir al mínimo la distorsión del resto de la base protésica, por lo que se elige habitual-

Material chroniony prawem autorskim

mente una resina quimiopolimerizable. El material seleccionado se mezcla siguiendo las instrucciones del fabricante, se coloca en el molde, se comprime y se deja que polimerice. A continuación se recupera la prótesis, se acaba y se pule.

Si se selecciona una resina de activación química para el rebasado de una prótesis existente, puede usarse un dispositivo de montaje especializado (fijación del rebase) en lugar del enmuflado. Este dispositivo mantiene unas correctas relaciones verticales y horizontales entre el modelo y la prótesis, a la vez que elimina la necesidad de encofrar el resto de prótesis con yeso piedra, lo que facilita la recuperación de la prótesis al final del proceso de rebasado.

Varios fabricantes ofrecen resinas quimiopolimerizables para el rebasado intraoral de las prótesis. Desafortunadamente, muchos de estos materiales generan suficiente calor como para lesionar los tejidos orales. Con el fin de recibir la aprobación de la ADA, los materiales deben cumplir la especificación n.º 17 de la ANSI/ADA, que delimita la tasa de aumento de temperatura y la máxima temperatura aceptable.

El rebasado también puede llevarse a cabo mediante resinas activadas por calor, luz o microondas. En todos estos casos, puede generarse un calor considerable, y es más probable que se produzca la distorsión de la base protésica existente.

Algunos materiales son fabricados tanto para composturas como para rebasados. El profesional debe tener sumo cuidado al utilizar dichos productos, ya que algunos de ellos cumplen la especificación n.º 13 de la ANSI/ADA con respecto a las composturas, pero no reúnen los criterios de temperatura establecidos en la especificación n.º 17. Otros materiales cumplen ésta, pero no reúnen los requisitos de la especificación n.º 13. Dichos materiales se decoloran con frecuencia, albergan microorganismos y se separan de las bases protésicas subyacentes.

Se han comercializado materiales semejantes para uso casero. Desafortunadamente, la mayoría de los pacientes no poseen los conocimientos adecuados para manipular estos materiales correctamente, por lo que el empleo de los mismos puede tener como resultado un daño irreparable de los tejidos orales. Por ello, debe desaconsejarse la adquisición y empleo de dichos productos.

Confección de nuevas bases para prótesis de resina

Los pasos necesarios para la confección de una nueva base de prótesis son muy similares a los descritos para el rebasado. Se obtiene una impresión precisa de los tejidos orales, empleando la prótesis existente como cubeta individual. Posteriormente, se vacía la misma con yeso piedra. El modelo y la prótesis se montan en un dispositivo diseñado para mantener unas correctas relaciones en sentido vertical y horizontal entre el modelo de yeso y las superficies de los dientes artificiales. Una vez que se han establecido estas posiciones, se retira la prótesis y se separan los dientes de la base existente. Los dientes vuelven a colocarse en sus posiciones respectivas, y se mantienen sus relaciones originales con el modelo mientras se unen con cera a una nueva placa base.

En este momento, se encera la base de la prótesis para conseguir la forma deseada. Se fija todo el montaje de dientes al modelo, y se reviste todo el conjunto como se ha descrito previamente. Tras la eliminación de la cera y la retirada de la placa base, se introduce la resina en el molde, tras lo cual, se procesa el material. Una vez procesado, se recupera la prótesis, se acaba y se pule, por lo que la prótesis consta de una nueva base junto con los dientes antiguos del paciente.

PREGUNTA CLAVE

¿Bajo qué condiciones podrían emplearse los rebases blandos de prótesis en vez de la sustitución de la base protésica de acrílico?

Material chroniony prawem autorskim

los metales base y pueden dañar de forma irreversible la funcionalidad de las prótesis afectadas.

También se han investigado los efectos de los agentes abrasivos sobre las superficies de resina acrílica. Los cepillos dentales, junto con la mayoría de dentífricos comerciales, detergentes leves y jabones, ejercen poca influencia sobre dichas superficies. Por el contrario, los limpiadores caseros, como las sustancias abrasivas que se emplean en la cocina y el baño, están totalmente contraindicados. El uso prolongado de dichos limpiadores puede causar un desgaste aparente de las superficies de resina, y pueden afectar de forma adversa la función y estética de estas prótesis. Como resultado de todo lo expuesto, cada paciente debe ser educado acerca del cuidado y limpieza de las prótesis de resina.

Procedimientos para el control de la infección

Se debe tener cuidado para evitar la contaminación cruzada entre los pacientes y el personal odontológico, incluido el que trabaja en el laboratorio dental. Los aparatos nuevos deben desinfectarse antes de salir del laboratorio de prótesis. Las prótesis en uso deben ser desinfectadas antes de entrar en el laboratorio y tras completar los procedimientos en el mismo. Todos los materiales utilizados en los procedimientos de acabado y pulido deben manejarse según las pautas establecidas de control de la infección. Los objetos como las ruedas de desbastado deben ser esterilizados en el autoclave, y los materiales como la piedra pómez deben utilizarse según las recomendaciones de unidosis.

PREGUNTA CLAVE

¿Qué componentes de las resinas para prótesis son más proclives de provocar una reacción alérgica?

Reacciones alérgicas

Durante mucho tiempo se ha hablado de las posibles reacciones tóxicas o alérgicas frente al polimetilmetacrilato. Teóricamente, dichas reacciones podrían ocurrir tras el contacto con el polímero, el monómero residual, el peróxido de benzoílo, la hidroquinona, los pigmentos o un producto de la reacción entre algún componente de la base protésica y su entorno.

La experiencia clínica indica que rara vez ocurren verdaderas reacciones alérgicas frente a las resinas acrílicas en la cavidad oral. El monómero residual es el componente citado con mayor frecuencia como irritante. Debe tenerse en consideración que el contenido de monómero residual de una prótesis procesada de forma apropiada es menor del 1%. Además, el monómero de la superficie es completamente eliminado tras la inmersión en agua durante 17 horas.

Según la información precedente, las reacciones frente al monómero residual deben ocurrir poco después de la colocación de la prótesis. Sin embargo, la mayor parte de pacientes que presentan molestias bucales derivadas de una prótesis la han llevado durante meses o incluso años. La evaluación clínica de estos casos indica que la irritación tisular suele tener relación con condiciones de falta de higiene o traumatismos causados por bases mal ajustadas.

El contacto repetido o prolongado con el monómero también puede tener como resultado la dermatitis de contacto. Esta alteración es experimentada de forma más habitual por personal implicado en la manipulación de la resinas para prótesis. Debido a ello, el personal odontológico debería abstenerse de manipular estos materiales sin guantes. La alta concentración de monómero en las resinas recién mezcladas puede producir irritación local y una sensibilización importante de los dedos.

Finalmente, debe señalarse que la inhalación de los vapores de monómero pueden ser perjudiciales, por lo que el uso del monómero debe restringirse a zonas bien ventiladas.

Material chroniony prawem autorskim

A pesar de la importancia actual de los dientes de resina, también pueden fabricarse dientes artificiales con porcelanas dentales, por lo que se va a realizar una comparación entre ambas para completar este apartado.

Los dientes de resina presentan una mayor resistencia al impacto y ductilidad que los de porcelana, como resultado de lo cual son menos propensos a astillarse o fracturarse tras un impacto, como cuando la prótesis se cae al suelo. Además, dichos dientes son más fáciles de ajustar y muestran mayor resistencia al choque térmico. En comparación, los dientes de porcelana presentan una mejor estabilidad dimensional y una mayor resistencia al desgaste, aunque, desafortunadamente, ocasionan con frecuencia un desgaste considerable de las superficies antagonistas de esmalte y oro, en especial cuando las superficies de contacto son rugosas. En consecuencia, no deben enfrentarse dientes de porcelana con estas superficies y, en caso de que así sea, deben pulirse de forma periódica para reducir el daño derivado de la abrasión.

Como comentario final, los dientes de resina pueden unirse químicamente con las resinas empleadas habitualmente para las bases de prótesis, mientras que los de porcelana no forman enlaces químicos con las mismas y deben ser retenidos por otros medios, como los salientes mecánicos y la silanización.

PREGUNTA CLAVE

¿Cuáles son los beneficios e inconvenientes de los materiales empleados en la confección de prótesis maxilofaciales?

MATERIALES PARA PRÓTESIS MAXILOFACIALES

Durante siglos se han empleado prótesis para enmascarar defectos maxilofaciales. Los antiguos egipcios y chinos utilizaban ceras y resinas para reconstruir las partes perdidas del complejo craneofacial. En el siglo XVI, el cirujano francés Ambroise Paré describió una serie de prótesis sencillas empleadas para la sustitución estética y funcional de las estructuras maxilofaciales. Durante años posteriores, las técnicas y materiales para restauración mejoraron lentamente. Las víctimas de la primera y segunda guerras mundiales condicionaron una gran demanda de prótesis maxilofaciales y la profesión odontológica asumió un papel fundamental en los procesos de reconstrucción y rehabilitación.

A pesar de las mejoras en las técnicas quirúrgicas y restauradoras, los materiales empleados para las prótesis maxilofaciales están lejos de ser ideales. Un material ideal debe ser barato, biocompatible, fuerte y estable. Además, debe tener un aspecto similar a la piel en cuanto a color y textura. Los materiales maxilofaciales deben mostrar resistencia al desgarro, y debería poder soportar agresiones térmicas y químicas moderadas. En la actualidad, ningún material cumple todos estos requisitos. En los párrafos siguientes se incluye un breve resumen de los materiales maxilofaciales.

Látex

El látex engloba un conjunto de materiales blandos y baratos que pueden emplearse para crear prótesis de aspecto vital. Desafortunadamente, estos materiales son débiles, degeneran rápidamente y tienen un color inestable. Por tanto, los derivados del látex se emplean con poca frecuencia en la fabricación de prótesis maxilofaciales.

Un látex sintético es un tripolímero de acrilato de butilo, metilmetacrilato y metilmetacrilamida. Este material es superior al látex natural y es casi transparente. Los colorantes se extienden por todo el reverso o cara de contacto tisular de la prótesis, lo que proporciona una mayor traslucidez y mejor armonía. A pesar de estas ventajas, los procesos técnicos son largos y las prótesis resultantes duran sólo unos pocos meses, por lo que los derivados sintéticos del látex tienen una aplicación limitada.

Materiał chroniony prawem autorskim

Plastisol de vinilo

En ocasiones, se emplean resinas de vinilo plastificadas en prótesis maxilofaciales. Los plastisoles son líquidos espesos compuestos por pequeñas partículas de vinilo dispersas en un plastificante. A estos materiales se les añaden colorantes para ajustarse a los tonos cutáneos. Posteriormente, los plastisoles de vinilo se calientan para conseguir las propiedades físicas deseadas. Presentan la desventaja de endurecer con el paso del tiempo, como resultado de la migración del plastificante. La luz ultravioleta también ejerce un efecto adverso sobre estos materiales. Por todo ello, el empleo de plastisoles de vinilo es limitado.

Gomas de silicona

Aunque las siliconas se introdujeron a mediados de los cuarenta, sólo ha sido en los últimos años cuando se han empleado en prótesis maxilofaciales. Tanto las siliconas vulcanizadas mediante calor como las vulcanizadas a temperatura ambiente son utilizadas en la actualidad, y ambas muestran ventajas e inconvenientes.

Las siliconas vulcanizadas a temperatura ambiente se comercializan en forma de una sola pasta que se colorea mediante la adición de fibras tintadas de rayón, pigmentos de tierra seca y/o pinturas oleosas. Las prótesis pueden polimerizarse en moldes artificiales de yeso, aunque pueden ser más duraderos los fabricados con resinas epóxicas o metales. Estas siliconas no son tan fuertes como las vulcanizadas mediante calor y generalmente son monocromáticas.

Las siliconas termovulcanizadas se presentan en forma de materiales semisólidos o de masilla, que requiere de trituración, empaquetado bajo presión y un ciclo de aplicación de calor a 180 °C durante 30 minutos. Los pigmentos se trituran con estos materiales. Como resultado de ello puede conseguirse una coloración intrínseca. Las siliconas termovulcanizadas muestran una mejor resistencia y estabilidad del color que las vulcanizadas a temperatura ambiente.

La principal desventaja de las siliconas vulcanizadas mediante calor es la necesidad de una máquina trituradora y una prensa. Además, normalmente se emplea un molde metálico, y la fabricación del mismo es un procedimiento largo. Puede utilizarse una mufla con un molde de yeso piedra, pero esto aumenta el riesgo de deteriorar el material durante el desenmuflado.

Polímeros de poliuretano

El poliuretano es la incorporación más reciente a los materiales empleados en prótesis maxilofacial. La fabricación de prótesis de poliuretano requiere una dosificación precisa de tres componentes. El material se coloca en un molde de yeso piedra o metal y se deja que polimerice a temperatura ambiente. Aunque estas prótesis presentan una sensación y aspecto natural, son susceptibles de un deterioro rápido.

Puede encontrarse más información en los textos dedicados a la fabricación de prótesis maxilofaciales.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

Bates JF, Stanford GD, Huggett R, and Handley RW: Current status of pour-type denture base resins. J Dent 5:177, 1977.

Las propiedades mecánicas de las resinas fluidas fueron algo inferiores a las quimiopolimerizables convencionales y más sensibles a las variables del laboratorio.

Caswell CW and Norling BK: Comparative study of the bond strengths of three abrasion-resistant plastic denture teeth bonded to a cross-linked and a grafted, cross-linked denture base material. J Prosthet Dent 55:701, 1986.

El examen de la resistencia de la unión entre la resina de la base y los dientes artificiales de resina reveló que el 83% de las fracturas se producían en el interior del diente, por lo que la resistencia a la tracción del diente es un factor tan crítico como la resistencia de la unión.

Chaing BKP: Polymers in the service of prosthetic dentistry. J Dent 12:203, 1984.

Se presenta una discusión en profundidad de los polímeros empleados en prótesis y se hace referencia a la bibliografía más

Materiał chroniony prawem autorskim

importante sobre materiales, como son los polímeros para prótesis, rebases blandos, acondicionadores de tejidos y materiales de impresión.

Chalian VA: Evaluation and comparison of physical properties of materials used in maxillofacial prosthetics. Thesis, Indiana University School of Dentistry, Indianapolis, 1976.

Se presenta una revisión completa de los materiales utilizados en prótesis maxilofacial, la comparación de sus propiedades y sus características.

Clancy JMS and Boyer DB: Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. J Prosthet Dent 61:457, 1989.

Se midió la resistencia a la tracción de la unión entre resinas termo, auto y fotopolimerizables y dos tipos de dientes de plástico.

Devlin H and Watts DC: Acrylic "Allergy"? Br Dent J 157:272, 1984.

Se presenta una revisión de los posibles mecanismos de alergia al acrílico.

The Glossary of Prosthodontic Terms, 7th ed, GPT-7, The Academy of Prosthodontics Foundation, Mosby, St. Louis, 1999.

Heath JR, Davenport JC, and Jones PA: The abrasion of acrylic resin by cleaning pastes. J Oral Rehabil 10:159, 1983.

Se evaluó una serie de pastas abrasivas en relación con el desgaste de las resinas para prótesis, y se comenta la relevancia clínica.

Levin B, Sanders JL, and Reitz PV: The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent 61:381, 1989.

Se presenta una descripción de las técnicas y equipamiento para el procesamiento mediante microondas.

McCabe JF and Wilson HJ: The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part II. Denture base materials. J Oral Rehabil 7:235, 1980.

Los resultados de esta investigación indican que la Tv de las resinas autopolimerizables es considerablemente inferior que la de las termopolimerizables.

Monsenego P, Baszkin A, deLourdes Costa J, and Lejoyeaus J: Complete denture retention, wettability studies on various acrylic resin denture base materials. J Prosthet Dent 62:308, 1989.

Se estudiaron las propiedades hidrófilas de las resinas para prótesis. Los autores sugieren, de forma cautelar, que las resinas termopolimerizables abrasionadas con aire comprimido proporcionan la mejor superficie para la retención de la prótesis.

Nyquist G: Study of denture sore mouth. An investigation of traumatic, allergic, and toxic lesions of the oral mucosa arising from the use of full dentures. Acta Odontol Scand 10:154, 1952.

Se trata, probablemente, de la encuesta más exhaustiva acerca de las reacciones alérgicas descritas frente a resinas acrílicas. La incidencia de una alergia verdadera es sumamente pequeña.

Sanders JL, Levin B, and Reitz PV: Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. Quint Int 18:453, 1987.

La polimerización con microondas es una forma efectiva de procesar las resinas acrílicas. Las bases protésicas resultantes parecen sumamente densas.

Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, et al: Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. Int J Prosthodont 2:453, 1989.

La resistencia transversal y la dureza fueron comparables entre las técnicas de polimerización mediante microondas y la tradicional. Se produjo una porosidad significativa cuando las resinas convencionales se polimerizaron mediante energía de microondas.

Smith DC, and Baines MED: Residual methyl methacrylate in the denture base and its relation to denture sore mouth. Br Dent J 98:55, 1955.

El monómero libre en una prótesis polimerizada de forma adecuada se lixivia en 17 horas, lo que sugiere que este componente no es una causa probable de irritación tisular.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, and Boone ME: Adaptation of acrylic resin dentures influenced by the activation mode of polymerization. J Am Dent Assoc 118:271, 1989.

Se evaluaron cinco resinas y cuatro técnicas de procesado. Los dos grupos con mejor ajuste habían sido preparados con una resina autopolimerizable y con microondas.

Takamata T, and Setcos JC: Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization. Int J Prosthodont 2:555, 1989.

Se presenta una revisión de la literatura en relación con las modificaciones de las resinas para bases de prótesis, que engloban los sistemas fluidos, de microondas y de fotopolimerización.

Tan H-K, Brudvik JS, Nicholls JI, and Smith DE: Adaptation of a visible light-cured denture base material. J Prosthet Dent 61:326, 1989.

Se emplearon diversos métodos par adaptar las láminas de resina fotopolimerizable a los modelos. El procesamiento al vacío produjo la mejor adaptación.

Tulacha GJ and Moser JB: Evaluation of viscoelastic behavior of a light-cured denture resin. J Prosthet Dent 61:695, 1989.

Se compararon las propiedades viscoelásticas de una resina fotopolimerizable para rebase (Triad) con las de un material de impresión a base de goma y un prototipo de pasta de resina fotopolimerizable.

Vermilyea SG, Powers JM, and Koran A: The rheological properties of fluid denture base resins. J Dent Res 57:227, 1978.

Se determinaron las propiedades reológicas de seis resinas fluidas. Los materiales mostraron un comportamiento inicial no newtoniano y un aumento de la viscosidad con el tiempo.

Material chroniony prawem autorskim

Materiał chroniony prawem autorskim

23

Implantes dentales

Josephine Esquivel-Upshaw

Material chroniony prawem autorskim

23
Implantes dentales

Josephine Esquivel-Upshaw

ESQUEMA

Historia de los implantes dentales
Clasificación de los implantes
Componentes de los implantes
Éxito clínico de los implantes dentales
Materiales para implantes
Selección de un material para implante
Biocompatibilidad de los implantes
Biomecánica
Resumen

PALABRAS CLAVE

Aloplástico: Relativo a la implantación de un cuerpo extraño inerte.
Anodización: Proceso de oxidación en el que se forma una película sobre la superficie de un metal mediante un tratamiento electrolítico en el ánodo.
Anquilosis: Estado de inmovilización de una articulación o diente resultante de una patología oral, de la cirugía o del contacto directo con el hueso.
Bioaceptación: Capacidad de ser tolerado por un entorno biológico a pesar de los efectos adversos.
Bioactivo: Capaz de promover la formación de hidroxiapatita y de unirse al hueso.
Biocompatibilidad: Capacidad de un material de provocar una respuesta biológica adecuada en una aplicación concreta en el cuerpo.
Biointegración: Proceso por el cual el hueso y otros tejidos vivos se integran con un material implantado, sin ningún espacio entre ellos.
Implantación: Proceso de injertado o inserción de un material, que puede ser un cuerpo extraño inerte (aloplástico) o un tejido constituyente del organismo.
Implantación iónica: Proceso de alteración de la superficie de un metal con especies iónicas deseables.
Implante endooseo: Dispositivo que se coloca en el hueso alveolar o basal de la mandíbula o el maxilar y que atraviesa únicamente una tabla cortical.
Implante epitelial: Dispositivo colocado dentro de la mucosa oral.
Implante subperióstico: Dispositivo dental que se coloca bajo el periostio y sobre la cortical ósea.
Implante transóseo: Dispositivo que penetra a través de ambas corticales y por todo el espesor del hueso alveolar.
Osteoinductivo: Capacidad de estimular la formación de hueso a través de un mecanismo que induce la diferenciación de osteoblastos.
Osteointegración: Proceso por el que se forma tejido óseo vital a 100 Å de la superficie del implante sin interposición de ningún tejido conjuntivo fibroso.
Pasivación: Proceso de transformación química de una superficie metálica activa en una menos activa.
Reimplantación: Reinserción de un diente en su alveolo poco después de la extracción intencionada o de la pérdida accidental.

Material chroniony prawem autorskim

Texturización: Proceso de aumento de la rugosidad superficial en la zona en la que debe unirse el hueso.
Toxicidad: Capacidad que tiene un material de producir un daño celular o tisular.

HISTORIA DE LOS IMPLANTES DENTALES

La restauración de los dientes perdidos es un aspecto importante de la odontología moderna. Cuando se pierden los dientes debido a caries o a enfermedad periodontal, existe una necesidad de reemplazar los mismos por motivos estéticos y/o funcionales. Los métodos convencionales de restauración incluyen la prótesis completa y parcial removible, así como la prótesis fija. Cada método tiene sus propias indicaciones y presenta ventajas e inconvenientes. Durante mucho tiempo las prótesis removibles se han considerado engorrosas, debido a la incomodidad de tener que quitárselas una o más veces al día. El estigma de quitarse los dientes es un inconveniente fundamental, en especial para los pacientes más jóvenes. Asimismo, estas prótesis removibles son aparatosas, complican la masticación y con frecuencia son antiestéticas.

Las prótesis fijas parecen ser más naturales y cómodas, pero conllevan la preparación de los dientes adyacentes, lo que podría llevar a un tipo diferente de problemas, como las caries secundarias o las pulpitis irreversibles. Si no se restauran los dientes adyacentes, la decisión de prepararlos para una prótesis fija es bastante difícil debido a que dos o más dientes naturales deben ser modificados quirúrgicamente para proporcionar la retención necesaria de uno o más dientes artificiales.

Durante siglos, la gente ha intentado reemplazar los dientes perdidos mediante la **implantación.** La *implantación* se define como la inserción de un objeto o material, como una sustancia **aloplástica** u otro tejido, ya sea parcial o totalmente, en el organismo con fines terapéuticos, diagnósticos, protésicos o experimentales. La implantación debe diferenciarse de otros dos procedimientos similares, denominados **reimplantación** y **trasplante.** La *reimplantación* se refiere a la reinserción de un diente en su alveolo tras su pérdida accidental o intencionada, mientras que el *trasplante* es la transferencia de una parte del cuerpo de un sitio a otro.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo ha evolucionado el concepto de implantación hasta convertirse en una de las técnicas restaurativas más utilizadas en odontología?

Los orígenes de los implantes dentales se remontan a los griegos, etruscos y egipcios. Estas civilizaciones utilizaron diferentes diseños y materiales, que iban desde el jade y el hueso hasta el metal. Algunos de los diseños que emplearon han evolucionado hacia los modernos implantes que podemos ver hoy en día.

Albucasis de Córdoba (936-1013) intentó utilizar hueso para reemplazar los dientes perdidos, y su tratamiento constituyó la primera colocación documentada de implantes. Ésta fue seguida a lo largo de los siglos por una serie de trasplantes de dientes humanos o de animales, los cuales constituían un símbolo de estatus y sustituyeron rápidamente a otras alternativas artificiales para la restauración de dientes perdidos. Hacia el siglo XVIII, Pierre Fauchard y John Hunter documentaron en profundidad el trasplante dentario, estableciendo las condiciones para conseguir el éxito del mismo. Preconizaban que la probabilidad de éxito era mayor con la sustitución de dientes anteriores o premolares y en gente joven con alveolos dentarios sanos. Se creía que el fracaso era resultado de la incompatibilidad del tipo de diente empleado o de falta de adaptación del diente al alveolo.

Las altas tasas de fracaso obtenidas con los trasplantes aumentó el interés por la implantación de raíces artificiales. En 1809, Maggiolo fabricó raíces de oro que se fijaron a dientes pivotes mediante un resorte. Estos implantes de oro se colocaban en los alveolos

Materiał chroniony prawem autorskim

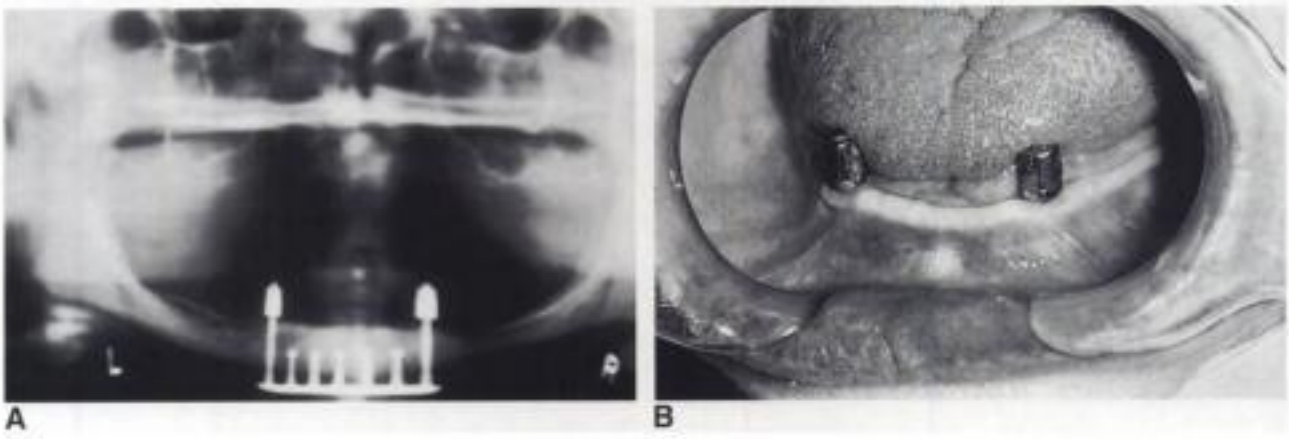


Fig. 23-4 **A,** Radiografía panorámica de un implante transóseo que muestra la perforación de ambas tablas corticales, de donde proviene el nombre de *implante de grapa*. **B,** Pilar transmucoso para implante transóseo que sirve para la colocación de la restauración mediante prótesis removible. Véase también lámina en color. (Por cortesía del Dr. Joseph Cain y el Dr. Richard Seals.)

de oro. Otras denominaciones para estos implantes transóseos son las de implante óseo de grapa, mandibular de grapa y transmandibular.

El cuarto diseño es el **implante epitelial,** que se inserta en la mucosa oral. Este tipo de implante se coloca con una técnica quirúrgica muy simple y utiliza la mucosa como zona de retención de los insertos metálicos. Existen varias desventajas asociadas con el implante epitelial, principalmente una cicatrización dolorosa y un desgaste continuo, lo que probablemente explica por qué ya no se utilizan.

Propiedades de los implantes

Los biomateriales para implantes pueden clasificarse también según su composición y sus propiedades físicas, mecánicas, químicas y biológicas. Estas clasificaciones incluyen con frecuencia la comparación cuantitativa de propiedades tales como los módulos elásticos, la resistencia a la tracción y la ductilidad, con el fin de determinar la mejor aplicación en clínica (tabla 23-1). Estas propiedades ayudan en el diseño y fabricación de las prótesis. Por ejemplo, el módulo elástico de implante es inversamente proporcional a la tensión transmitida por toda interfase entre el implante y el tejido. Debe seleccionarse un implante con un módulo elástico comparable al del hueso con el fin de producir una distribución más uniforme de las tensiones en la interfase. Los metales poseen altas resistencia y ductilidad, mientras que las porcelanas y carbonos son materiales frágiles. La ductilidad es también importante, ya que se relaciona con el potencial de deformación permanente de los pilares o fijaciones en las zonas de alta fuerza de tracción.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuál es el método de retención de los implantes preferido? ¿Cómo influye éste en la popularidad de la colocación de implantes?

Mecanismos de unión

Otra forma de clasificar los implantes es según la naturaleza de sus mecanismos de retención. Las fibras periodontales, que unen el diente al hueso, constan de un tejido fibroso altamente diferenciado. Estas fibras contienen numerosas células y terminaciones nerviosas que permiten la absorción de impactos, la función sensitiva, la formación de hueso y los movimientos dentarios. Aunque ésta es la forma ideal de retención, no existe ningún material o sistema de implantación conocido en la actualidad que pueda estimular el crecimiento de estas fibras e imitar la función de un diente natural.

Materiał chroniony prawem autorskim

Tabla 23-1 **Propiedades mecánicas y densidad de los materiales metálicos y cerámicos para implantes**

Material	Grado o estado	Límite de resistencia (MPa)	Elongación (%)	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia a la tracción (MPa)	Densidad (g/cm^3)
Titanio CP	1	170	24	102	240	4,5
	2	275	20	102	345	4,5
	3	380	18	102	450	4,5
	4	483	15	104	550	4,5
Ti-6Al-4V		860	10	113	930	4,4
Ti-6Al-4V ELI		795	10	113	860	4,4
Co-Cr-Mo	Colado	450	8	240	700	8,0
Acero inoxidable	Recocido	190	40	200	490	8,0
	Trabajado en frío	690	12	200	860	8,0
Óxido de aluminio	Policristalino	400*(550) (flexión)	0,1	380	220	3,96
Óxido de zirconio	Y_2O_3 (estabilizado)	1.200 (flexión)	0,1	200	350	6,0
Hueso cortical		N/A	1	18	140	0,7
Dentina		N/A	0	18,3	52	2,2
Esmalte		N/A	0	84	10	3,0

*Estándar de ASTM: Valores mínimos.

Históricamente, la retención de los implantes a través de un tejido fibroso poco diferenciado era aceptada ampliamente como medida de la colocación con éxito de un implante. Sin embargo, se aprendió más tarde que este tipo de retención es una manifestación de las reacciones adversas que llevarán posteriormente al fracaso del implante. Dichas reacciones engloban el rechazo tisular, en el que una respuesta inflamatoria aguda o crónica se acompaña de dolor y la pérdida con el tiempo del implante. Otra manifestación es la encapsulación del implante por fibras poco diferenciadas, que a menudo se han denominado «seudoperiodonto». A pesar de las numerosas llamadas de atención de que esto constituye el éxito del implante, los estudios clínicos indican que este tipo de inserción puede llevar, con el tiempo, a un rechazo o reacción aguda que se manifestará como un aflojamiento progresivo.

La **osteointegración** se caracteriza por el contacto directo entre el hueso y la superficie del implante con carga. Fue descrita por primera vez por Branemark como un anclaje directo al hueso y, en la actualidad, representa el principal mecanismo de retención de los implantes dentales comercializados. Esta variante se describe como la adaptación directa del hueso a los implantes sin ningún otro tejido intersticial intermedio, y es similar a una **anquilosis** dentaria, en la que no existe ligamento periodontal. La resistencia de este contacto aumenta con el tiempo, en contraposición con el seudoperiodonto descrito previamente, que tiene como resultado el aflojamiento del implante. La integración se produce, en un principio, mediante la osteoconducción, en la que las células formadoras de hueso migran por toda la superficie del implante a través de un andamiaje de tejido conjuntivo adyacente a la superficie implantaria. La inserción de este andamiaje depende en gran medida del diseño de la superficie del implante. En las crestas microscópicas de la superficie se estimula la aposición ósea. La osteointegración también puede conseguirse mediante el uso de materiales **bioactivos** que estimulan la formación de hueso por toda la superficie del implante. Un segundo mecanismo de osteointegración implica la formación de hueso «de novo», donde se deposita una matriz mineralizada en la interfase de toda la superficie implantaria. Una

Material chroniony prawem autorskim

Se requiere una segunda cirugía, en la que se descubre el implante y se expone al entorno bucal con una tapa de cicatrización que asegura la adecuada cicatrización de las partes blandas alrededor del lugar del futuro pilar. La fase restauradora continúa después con la colocación de los pilares y una prótesis parcial fija o removible. Existen algunos sistemas de implantes que necesitan sólo de una intervención quirúrgica; en ellos, el implante se coloca inmediatamente en contacto con el entorno bucal. Se han destinado algunos de estos sistemas a la carga inmediata; el éxito obtenido ha sido relativo.

PREGUNTAS CLAVE

¿Cuándo puede considerarse que una restauración con implantes ha tenido éxito? ¿Qué situaciones clínicas pueden influir en la tasa de éxito de los implantes dentales?

ÉXITO CLÍNICO DE LOS IMPLANTES DENTALES

Ha habido varios debates durante mucho tiempo sobre lo que se considera exitoso en implantología dental. Originariamente se creía que la encapsulación de un implante con un seudoperiodonto daba lugar a un implante con éxito, hasta que la fijación se aflojaba del hueso. Los criterios de éxito citados con mayor frecuencia son los de Schnitman y Schulman (1979) y los de Albrektsson y cols. (1986). Schnitman y Schulman propusieron los siguientes requisitos:

1. La movilidad de un implante debe ser menor de 1 milímetro cuando se examina clínicamente.
2. No debe existir evidencia de lesión radiolúcida.
3. La pérdida de hueso debe ser inferior a un tercio de la altura de los implantes.
4. Debe haber ausencia de infección, lesiones en las estructuras o invasión de cavidades corporales. La inflamación presente debe ser susceptible de tratamiento.
5. La tasa de éxito debe ser del 75% o superior después de cinco años de funcionamiento.

Estos requisitos son distintos de los criterios de Albrektsson y cols. (1986), que destacan las siguientes condiciones:

1. Cada implante sin inserción no presenta movilidad al ser examinado clínicamente.
2. La radiografía no muestra evidencia de radiolucidez periapical.
3. La pérdida vertical de hueso debe ser menor de 0,2 milímetros por año tras el primer año de uso del implante.
4. El éxito de cada implante debe caracterizarse por la ausencia de signos y síntomas tales como dolor, infecciones, neuropatías, parestesia o invasión del conducto dentario inferior.
5. Las tasas de éxito deben ser del 85% o superiores al finalizar un período de observación de 5 años, y del 80% al final de un período de 10 años. Estos valores constituyen los criterios mínimos para considerar el éxito del tratamiento.

Smith y Zarb (1989) modificaron los criterios de Albrektsson, estableciendo que la principal consideración debería ser la satisfacción del paciente y el dentista con la prótesis implantológica, y que deberían reunirse ciertos requisitos estéticos. En algunas listas posteriores de criterios de éxito se han incluido la satisfacción del paciente y la actitud del paciente hacia la prótesis. Aunque estos criterios se han vuelto más estrictos en los últimos años, la medición del éxito en implantología dental es aún difícil de cuantificar. Es importante que se establezcan criterios estandarizados de éxito con el fin de permitir una evaluación y evolución adecuadas de la implantología dental.

El éxito clínico ya no constituye un juego de azar. Con los progresos conseguidos por Branemark al estudiar la osteointegración, se ha conseguido un abordaje más científico de la implantología dental. La realización de un análisis de riesgos del paciente y la reducción de los factores de riesgo implicados pueden alargar al máximo la supervivencia

Material chroniony prawem autorskim

clínica. Los riesgos del individuo incluyen factores como el tabaco, la osteopenia, la osteoporosis, la diabetes, la mala salud del paciente y la polimedicación. Se sabe que la presencia de estas situaciones compromete el éxito de la osteointegración. Existen estudios que han concluido que las tasas de éxito para pacientes con diabetes controlada son del 85,5% y 85,7% para el maxilar y la mandíbula, respectivamente, con una tasa global de éxito del 85,7% a los 6,5 años. Esta cifra es algo inferior a la obtenida con pacientes sin compromiso médico, en los que se supera el 95%. Esta mayor tasa de fracaso se presenta habitualmente durante el primer año de uso tras cargar la prótesis.

En el éxito o fracaso del implante también se han implicado la pérdida de dientes y la existencia de enfermedad periodontal e infecciones sin controlar. Se ha relacionado la periimplantitis, que produce la inflamación de los tejidos de soporte que rodean los implantes, con las mismas bacterias presentes en la enfermedad periodontal. Existen también otros factores internos específicos del lugar de colocación, como son la altura ósea, la densidad de hueso y la cantidad de mucosa insertada. Una altura mínima de hueso indica la necesidad de implantes más cortos, con un pronóstico relativamente peor. En comparación, la colocación de implantes en un hueso denso frente a uno esponjoso tiene una tasa mayor de éxito. Algunos estudios han señalado que la tasa de éxito de los implantes es de un 94,5% cuando se colocan en una mandíbula desdentada constituida por hueso más denso, pero sólo del 72,4% si se trata de un maxilar con hueso esponjoso. También se ha implicado a los tejidos móviles alrededor del implante en la inducción del comienzo de la periimplantitis, que puede empeorar el pronóstico. De forma sorprendente, la elección del tipo o material del implante también juega un papel importante en su éxito clínico. Por ejemplo, existen estudios que han demostrado que los implantes recubiertos de hidroxiapatita tienen una mayor tasa de fracasos que el resto de materiales. Sin embargo, existen ciertas indicaciones para este tipo de implantes, que se discutirán más adelante en este capítulo.

En un reciente estudio estadístico también se asoció el fracaso de los implantes con la carga inmediata de éstos, así como en la planificación de las etapas (dos etapas frente a solamente una). Otros factores críticos son la proximidad del implante a los dientes naturales y a otros implantes ya colocados.

PREGUNTA CLAVE

¿Por qué no son ideales los implantes cerámicos para los sectores posteriores?

MATERIALES PARA IMPLANTES

Hoy en día, los materiales para implantes están sujetos a un escrutinio científico considerable antes de ser empleados in vivo. Los materiales empleados más frecuentemente están constituidos por alguna sustancia metálica. Los implantes también difieren en la naturaleza de su recubrimiento superficial. Mientras algunos implantes no están recubiertos, otros lo están con porcelana, carbono o polímero. De los cuatro tipos de implantes, los endoóseos son los que más se emplean en odontología.

Implantes metálicos

Los implantes metálicos sufren una o más modificaciones en su superficie para permitirles ser idóneos para la implantación. Dichas modificaciones son la **pasivación**, la **anodización**, la **implantación iónica** y la **texturización**. La pasivación se refiere al refuerzo de la capa de óxido para evitar la liberación de iones metálicos como resultado del deterioro de la superficie. La reducción de la liberación de iones también aumenta la **biocompatibilidad** de estos materiales. Los tratamientos de pasivación pueden realizarse mediante la inmersión en ácido nítrico al 40% o la anodización, en la que una corrien-

Materiał chroniony prawem autorskim

te eléctrica atraviesa el metal. El primer método de tratamiento aumenta de forma mínima el espesor de la capa de óxido, mientras que el último da como resultado una capa más gruesa, que es más beneficiosa para aumentar la resistencia a la corrosión.

La texturización superficial aumenta hasta seis veces el área de la superficie del implante y favorece la osteointegración aumentando el área a la que se une el hueso. Puede llevarse a cabo mediante varios métodos, como son la pulverización con plasma de titanio, el grabado ácido y el chorreado con óxido de aluminio u otro material cerámico. Es importante que toda la superficie del implante permanezca pasiva, puesto que un área mayor tiende a facilitar la liberación de iones metálicos.

Otra modificación superficial para los implantes es la implantación iónica, que consiste en el bombardeo de la superficie con iones de alta energía hasta una profundidad de 0,1 µm. Se preconiza que este procedimiento aumenta la resistencia a la corrosión del metal a través de la formación de una capa superficial de TiN.

El material más popular utilizado para implantes en la actualidad es el titanio. Como resultado de los amplios estudios de Branemark, el titanio se ha convertido en el patrón de referencia de los materiales implantológicos. El titanio se presenta en la naturaleza como un elemento puro con un número atómico de 22 en la tabla periódica. Con un peso atómico de 47,9, el titanio constituye alrededor del 0,6% de la corteza terrestre y es un millón de veces más abundante que el oro. Este metal se presenta como rutilo (TiO^2) o ilmenita ($FeTiO_3$) y necesita de métodos de extracción específicos para su recuperación en estado elemental. El proceso de Kroll implica la reducción del $TiCl_4$ mediante magnesio, mientras que el proceso del yoduro conlleva la formación de yoduro de titanio mediante la reacción entre titanio en bruto con yodo. El yoduro de titanio se descompone posteriormente sobre un alambre calentado de titanio.

El titanio posee una serie de propiedades físicas favorables, como son la escasa gravedad específica con una densidad de 4,5 g/cm^3, la alta resistencia al calor y una alta resistencia mecánica comparable a la del acero inoxidable. El titanio es también muy resistente a la corrosión, como resultado del efecto de pasivación conferido por una fina capa de óxido de titanio que se forma sobre su superficie. Tiene la capacidad de formar una capa de óxido de 10 Å de espesor en un milisegundo y generalmente aparece por sí sola. Si no se controla, dicha capa puede aumentar hasta los 100 Å en un minuto. El titanio puro tiene la capacidad de formar diversos óxidos, como son el TiO, TiO_2 y el Ti_2O_3. De ellos, el TiO_2 es el que se considera más estable y se emplea con mayor frecuencia bajo condiciones fisiológicas.

Los productos de titanio empleados con mayor frecuencia son el Ti puro y las aleaciones, denominadas Ti-6Al-4V y Ti-6Al-4V intersticial extrabajo (IEB). El titanio puede alearse con distintos elementos para modificar sus propiedades. El titanio puro puede sufrir una transformación desde una fase alfa con empaquetado hexagonal hasta una fase beta con cubo centrado en el cuerpo a 883 °C, de forma que se añaden los elementos aleados para estabilizar dichas fases. La Ti-6Al-4V es una de las aleaciones de titanio empleadas con mayor frecuencia. El aluminio actúa como un estabilizador alfa con el fin de aumentar la resistencia mecánica y disminuir la masa. El vanadio, el cobre y el paladio son estabilizadores de la fase beta, los cuales se emplean para reducir la formación de $TiAl_3$ hasta un 6% o menos, aproximadamente, y de este modo disminuir su susceptibilidad a la corrosión. Con la excepción del titanio puro, el módulo de elasticidad del Ti-6Al-4V es más cercano al del hueso que el de ninguno de los otros materiales empleados para implantes, lo que asegura una distribución más uniforme de las tensiones, en particular a lo largo de la interfase hueso-implante, ya que el hueso y el implante responderían de forma similar.

La combinación de ambas fases aumenta la resistencia mecánica de la aleación. El IEB contiene niveles bajos de oxígeno disueltos en los intersticios del metal. Las cantidades bajas de oxígeno y de hierro mejoran la ductilidad de la aleación IEB. Se ha desarrollado nuevas aleaciones de titanio, como son Ti-13Nb-13Zr y Ti-15Mo-2,8Nb, que utilizan otros estabilizadores de fase en lugar de aluminio y vanadio y pueden mostrar una mayor resistencia a la corrosión.

Material chroniony prawem autorskim

brimiento de HA, más resistente será a la disolución clínica. Un mínimo del 50% de HA cristalina se considera una concentración óptima para el recubrimiento de implantes. Los implantes comerciales recubiertos con HA presentan unos valores que van del 85% de HA cristalina y el 15% de FTC hasta un 97% de HA cristalina. La disolución del recubrimiento cerámico se da a una tasa mayor con una estructura de HA más amorfa. Se ha demostrado que el tratamiento térmico tras el proceso de deposición mejora la cristalinidad de la HA. La principal ventaja de estos recubrimientos cerámicos es que pueden estimular la adaptación al hueso, y muestran un contacto más íntimo entre hueso e implante en comparación con las superficies metálicas. Numerosos estudios han comparado la cantidad de osteointegración entre los implantes metálicos y los recubiertos de cerámica, sugiriendo que existe una mayor integración entre hueso e implante con los recubiertos de HA, con valores que van del 17,1% a los 7 días hasta el 75,9% a los 3 meses en los implantes recubiertos de HA frente al 1,2% (7 días) y 45,7% (3 meses) en los de titanio. Sin embargo, un estudio llevado a cabo por Gottlander y Albrektsson (1992) concluyó que no había una diferencia significativa entre los implantes recubiertos de cerámica y los no recubiertos tras 6 meses de integración, lo que implica que el fracaso inicial en la misma y en la resistencia a la torsión en los implantes con HA frente a los no recubiertos puede ser únicamente de corta duración.

Los biovidrios (SiO_2-CaO-Na_2O-P_2O_5-MgO) son otra forma de cerámicas bioactivas. Se sabe que estos materiales forman una capa de hidroxiapatita carbonatada in vivo, como resultado de su contenido en calcio y fósforo. La formación de esta capa comienza por la migración de calcio, fosfato, sílice e iones de sodio hacia el tejido como resultado de las variaciones externas de pH. Se forma una capa de gel rica en sílice sobre la superficie a medida que se liberan y se pierden los elementos. La depleción de silicio da inicio a una migración de los iones de calcio y fosfato hacia la capa de gel de sílice, tanto desde la superficie del biovidrio como de los fluidos tisulares, lo que da como resultado la formación de una capa de calcio-fósforo que estimula la proliferación de los osteoblastos. Estos osteoblastos producen fibrillas de colágeno que se incorporan en dicha capa y más tarde son fijadas por los cristales de calcio-fósforo. Esta capa tiene un espesor de 100 a 200 µm, y se ha demostrado que forma una interfase muy fuerte entre el hueso y el biovidrio. Los biovidrios se clasifican como materiales bioactivos, debido a que estimulan la formación de hueso. Se emplean con mayor frecuencia como materiales para injerto en aumentos de cresta ósea o defectos óseos que como materiales para recubrimiento de implantes metálicos, debido a que la resistencia de la unión de la interfase entre los biovidrios y el metal u otros sustratos cerámicos es débil y está sujeta a disolución in vivo. A pesar de su capacidad favorable de osteoinducción, los biovidrios son también muy frágiles, lo que les hace inapropiados para ser utilizados como materiales implantológicos que aguanten tensiones.

PREGUNTA CLAVE

¿Cómo puede afectar un elemento móvil interno la función de un implante?

Polímeros

Se emplearon por primera vez los implantes poliméricos, en forma de polimetilmetacrilato y politetrafluoroetileno, en la década de los treinta. Estas sustancias están constituidas por unidades estructurales simples y repetitivas denominadas monómeros, que están conectados por enlaces covalentes formados durante el proceso de polimerización con el fin de formar una sustancia polimérica. Generalmente se trata de moléculas complejas de alto peso molecular, pero mucho más blandas y flexibles y con un menor módulo de elasticidad que los otros tipos de biomateriales. La baja resistencia mecánica de los polímeros ha impedido su uso como materiales implantológicos debido a la susceptibilidad a la

Material chroniony prawem autorskim

Tal como se ha determinado previamente, el tipo de hueso en el que se colocará el implante tiene una importancia crítica. La calidad del hueso se ha clasificado en cuatro tipos: el tipo I consiste en hueso compacto en su mayoría homogéneo; el tipo II consiste en una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso; el tipo III es una capa fina de hueso cortical alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso, y el tipo IV está compuesto por una capa fina de hueso cortical con un núcleo de hueso trabecular de baja densidad (fig. 23-7). El hueso de tipo IV es el que presenta, con diferencia, el peor entorno óseo posible para la colocación de implantes, debido a la estabilidad inapropiada y la escasa calidad del hueso.

Existe una gran controversia con respecto a cuándo utilizar implantes metálicos o recubiertos de cerámica. Como se mencionó anteriormente, los implantes recubiertos de HA estimulan el crecimiento óseo y han demostrado tener una mayor integración entre hueso e implante. Sin embargo, existen algunos estudios que demuestran que la HA es un material implantológico muy inestable y puede ser perjudicial para el hueso y los tejidos a largo plazo. Gottlander y Albrektsson (1991) examinaron la zona de contacto entre hueso e implante tanto a las 6 semanas como a los 12 meses en implantes recubiertos de HA y de Ti CP, y concluyeron que dicha zona de contacto a las 6 semanas era del 65% para la HA y del 59% para el Ti. Sin embargo, a los 12 meses el Ti mostraba una superficie de contacto del 75% frente al 53% de la HA. La unión de la HA se forma a partir de una reacción ósea muy dinámica frente al material y se mantiene posteriormente por un intercambio iónico continuo. Algunos consideran que, como resultado de este intercambio, la unión de la HA al hueso es biológicamente inestable. Tal como se dijo anteriormente, la HA puede disolverse y debe mantenerse una alta cristalinidad para reducir este fenómeno. Desafortunadamente, debe existir cierta cantidad de sustancia amorfa para completar la unión al metal, y dicha sustancia es susceptible de disolución. Todavía es muy controvertida la estabilidad a largo plazo de los implantes recubiertos de HA. Aunque se considera que la unión entre HA y el hueso es fuerte, la estabilidad mecánica de la interfase entre el recubrimiento y el sustrato metálico puede ser inestable.

Algunos estudios han demostrado que la tasa de supervivencia de los implantes recubiertos de HA es inicialmente mayor que las de los implantes pulverizados con plasma de titanio, pero dicha tasa disminuía de forma significativa a los 4 años. Los fracasos son causados por la inflamación de los tejidos circundantes, con delaminación y exfoliación. Algunos implantes fueron recuperados antes del fracaso y revelaron una pérdida parcial del recubrimiento de HA, con alisamiento y adelgazamiento de algunas zonas, así como incremento de los iones Cl y Mg. Aún se desconoce la repercusión de estos factores en relación con el fracaso clínico de los implantes.

Otra preocupación es la adherencia de los microorganismos a la superficie de la HA. Un estudio con implantes de titanio y recubiertos de HA que fracasaron reveló una colonización de bacterias con formas cocoides y bacilares sobre los implantes de HA, posiblemente como resultado de la biorreactividad de la HA. La superficie rugosa de dichos implantes también puede contribuir al crecimiento de la placa una vez que se ha expuesto el recubrimiento, lo que puede llevar a una periimplantitis, disminuyendo de este modo la supervivencia a largo plazo.

A pesar de todas las desventajas, la hidroxiapatita tiene aún algunas indicaciones implantológicas. Los estudios que han descrito la respuesta biológica de implantes recu-

Fig. 23-7 Los cuatro tipos de calidad ósea, desde el hueso compacto homogéneo hasta el hueso trabecular de baja densidad. Véase también lámina en color.

Material chroniony prawem autorskim

biertos y no recubiertos sugieren que aquéllos con recubrimiento de HA estaban íntimamente interconectados con el hueso, y que la matriz mineralizada se extendía en la microporosidad del recubrimiento de HA. Se encontraban numerosos osteocitos en la periferia de dichos implantes, lo que indica que son una opción mejor para las zonas con escasa calidad de hueso, como puede ser el maxilar. En un estudio se evaluaron los implantes de titanio de tipo Branemark en hueso tipo IV y se halló una tasa de supervivencia del 63% en implantes mandibulares y del 56% en implantes maxilares. Estos valores se encuentran por debajo de las tasas de supervivencia del 90% o superiores cuando estos implantes se colocan en hueso tipo I y II. Otro estudio comparó la supervivencia de los implantes roscados de titanio y de los cilíndricos recubiertos de HA en hueso tipo IV. Al cabo de 36 meses, los implantes de Ti tenían una supervivencia del 78,3%, en comparación con el 98% de los de HA, aunque dicha tasa cayó, al cabo de 48 meses, hasta el 74,7% para los implantes metálicos. En un estudio de seguimiento, los implantes roscados de titanio mostraron una supervivencia del 91% a los tres 3 años y del 89% a los 7 años en hueso maxilar tipo IV. Estas tasas pueden compararse con el 95% de los implantes de HA durante un período de 7 años. Todos estos estudios indican que los implantes recubiertos de HA presentan una mayor tasa de supervivencia en el hueso tipo IV, por lo que el dentista debe inclinarse hacia el uso de implantes recubiertos de HA para aquellas zonas en las que va a emplearse un hueso de calidad escasa o por debajo de lo ideal para la colocación de implantes.

La altura existente de hueso para la colocación del implante también es un factor a considerar en la selección del tipo de implante. Un estudio de cinco años reveló una tasa de fracaso del 70% para los implantes roscados de titanio de ocho milímetros de longitud. Dicha longitud en el caso de tornillos recubiertos de HA dio lugar a sólo un 4% de fracasos. No había ninguna diferencia significativa en la supervivencia entre ambos tipos de implantes cuando la longitud de los tornillos se aumentaba hasta los 12 milímetros.

Otra indicación de los implantes con HA es su colocación en alveolos en los que acaba de realizarse la extracción. En ocasiones, la colocación inmediata de implantes puede llevarse a cabo inmediatamente tras la extracción si existen condicionantes de tiempo y no hay alteraciones patológicas, como enfermedades periodontales u óseas. Se realizó una comparación de la tasa de supervivencia de implantes recubiertos de HA, metálicos y en cesta hueca a los 7 años de la colocación inmediata del implante. Dichas tasas fueron del 95, 90 y 82%, respectivamente. La zona de contacto entre implante y hueso era del 61,8% para los implantes recubiertos de HA y del 29,2% para los metálicos a los 28 días de la colocación. La estabilidad inicial conseguida por los implantes de HA les hace más adecuados para su colocación inmediatamente después de la exodoncia.

Los avances en el campo de la cirugía oral han permitido la colocación de implantes en zonas en las que no existe hueso normalmente. Las elevaciones de seno maxilar y nasal son prácticas habituales en individuos desdentados parciales que necesitan implantes. Los injertos óseos han permitido la consecución de una elevación de seno en zonas posteriores, en las que el hueso es deficiente. Desafortunadamente, la calidad de hueso derivada de estos injertos óseos no es buena y un implante necesita establecer una zona consistente de contacto entre hueso e implante. La mayor parte de estas localizaciones implantarias tienen como antagonistas arcadas totalmente dentadas, lo que ejerce una magnitud mayor de fuerzas masticatorias. De esta forma, la estabilidad inicial, la adecuada osteointegración y una mayor resistencia al corte son propiedades importantes para los implantes en estas localizaciones. Existen estudios que han revelado que los implantes recubiertos de HA mostraban una resistencia de la unión al corte por empuje de 7,3 MPa frente a 1,2 MPa para los implantes metálicos de titanio tras un período de 10 semanas. Después de 32 semanas, los implantes con HA aún presentaban valores de resistencia de la unión al corte unas cinco veces mayor que los de superficie metálica.

Otro estudio comparó la resistencia a la torsión de implantes de titanio comercialmente puro (Ti-6Al-4Va) y recubiertos de HA. Los valores para un tiempo superior a 4 meses iban de 74 Ncm hasta 186 Ncm (implantes recubiertos de HA). Estos valores refle-

Material chroniony prawem autorskim

jan la resistencia del implante al fracaso. De este modo, las superficies de implantes recubiertos de HA pueden proporcionar una mayor interfase entre implante y hueso, mayor resistencia de la unión al corte y mayor resistencia a la torsión en zonas que requieren un procedimiento de elevación de seno.

Recientemente se ha llevado a cabo un metaanálisis con el fin de comparar el rendimiento clínico de los implantes recubiertos y no recubiertos. Dicha revisión sugiere que las tasas de supervivencia son similares para ambos tipos de implantes y que el recubrimiento de HA no compromete la supervivencia a largo plazo de los implantes. Las indicaciones que apoyan la selección de implantes recubiertos de HA frente a los de superficie de titanio o metálica son: 1) necesidad de mayor superficie de contacto entre hueso e implante, 2) posibilidad de colocar el implante en hueso de tipo IV, 3) colocación tras exodoncia inmediata y 4) localizaciones recién injertadas. También se ha demostrado que las ventajas de los implantes recubiertos por HA se manifiestan principalmente a corto plazo y se relacionan con la estabilidad inicial del implante, lo que determina con mucha frecuencia su éxito o fracaso antes de la restauración.

PREGUNTA CLAVE

Pueden ser útiles diversos tipos de pruebas de compatibilidad para la selección de un implante apropiado. ¿Cuál es el principal factor a tener en cuenta para considerar que un implante es adecuado o no para la osteointegración?

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS IMPLANTES

El concepto de biocompatibilidad de los biomateriales no se refiere a que sean totalmente inertes, sino a la capacidad de que un material produzca una respuesta adecuada ante una aplicación concreta. La naturaleza intrínseca del material, así como su diseño y construcción, influyen en la biocompatibilidad. De este modo, el estado de biocompatibilidad puede confinarse a una situación o función particular en el cuerpo humano. La American Dental Association establece algunas condiciones de aceptación respecto a los implantes dentales, como son: 1) evaluación de las propiedades físicas que permita asegurar la suficiente resistencia, 2) demostración de la facilidad de fabricación y potencial de esterilización sin degradación del material, 3) evaluación de la biocompatibilidad, con pruebas de citotoxicidad incluidas, 4) libres de defectos y 5) mínimo de dos ensayos clínicos, cada uno con un mínimo de 50 humanos, con una duración de 3 años para conseguir la aceptación provisional o de 5 años para la definitiva.

Otros materiales, como el acero inoxidable o las aleaciones de cromo-cobalto, se emplean principalmente en la construcción de la supraestructura en la fase de restauración o como tornillos de fijación. Cuestiones a considerar son la posible acción electrolítica y la mayor corrosión asociadas con la combinación de metales en contacto. Otro factor es la posible liberación de iones de níquel y berilio.

Las principales interacciones entre un material para implantes y su huésped tienen lugar en la superficie del implante, dentro de una región de un tamaño aproximado al de una molécula de agua (~0,1-1,0 nm). Sin embargo, esto no significa que las interacciones se den únicamente en esta interfase. Algunos estudios han descrito niveles inusualmente altos de titanio tanto en el bazo como en los pulmones de conejos inmediatamente después de la cirugía, aunque estas concentraciones se hallaban dentro del margen de los límites normales. En humanos, los niveles de Ti son normalmente de 50 ppm, pero pueden alcanzar hasta los 300 ppm en los tejidos que rodean los implantes. Puede ser visible a este nivel la decoloración del tejido, aunque aún es bien tolerado por el organismo. Kasemo y Lausmaa (1991) demostraron la disolución de los productos de corrosión en el biolíquido y los tejidos adyacentes. De este modo, las capas atómicas más externas de un implante son regiones críticas asociadas con interacciones bioquímicas de la interfase implante-tejido, lo que debería tener una tremenda influencia sobre el alto grado de estandarización y control de la superficie en la producción de los implantes.

Materiał chroniony prawem autorskim

¡Manténgase al día en los últimos avances sobre materiales dentales!

Esta obra, profundamente revisada y actualizada, estudia los materiales dentales más novedosos de los que se dispone hoy en día. Cada vez se realizan más procedimientos estéticos y restauraciones, lo que da lugar a cambios muy frecuentes en los materiales empleados, ¡y usted debe conocerlos!

Con cientos de ilustraciones y un excelente programa iconográfico revisado y actualizado, este libro presenta imágenes de alta calidad y fotos clínicas para ayudar a aprender paso a paso los principales procedimientos.

Tanto si está iniciándose en los conocimientos básicos de la odontología, como si ya se encuentra en el ejercicio de la misma, o si trabaja como técnico de laboratorio, ¡esta obra es una fuente de información imprescindible para mantenerse al día en todos los cambios de su especialidad!

Otras obras de interés:

WHEELER ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y OCLUSIÓN DENTAL
Octava edición
Ash, M.M. - Nelson, S.J.

MATERIALES DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
Décima edición
Craig, R.G.

RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS CLÍNICOS EN ODONTOLOGÍA
Odell, E.W.

REHABILITACIÓN ORAL Y OCLUSAL
Dos volúmenes
Campos, A.

ISBN 84-8174-746-7
9 788481 747461

Material chroniony prawem autorskim