

**CARMEM
PFEIFER**

**JACK
FERRACANE**

**RONALD
SAKAGUCHI**

**BIBLIOTECA
DIGITAL**

**INCLUYE
E-BOOK**

**13
VIDEOS**

MATERIALES DENTALES RESTAURADORES DE CRAIG



8

VIDEOS

15^a
EDICIÓN



1 FUNCIÓN E IMPORTANCIA DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN DENTAL, 1

Ronald Sakaguchi

Alcance de los materiales utilizados en la odontología restauradora, 1

Un enfoque sistémico de los materiales de restauración, 1

Aplicación de diversas ciencias, 2

Desarrollos futuros en biomateriales, 2

2 EL ENTORNO ORAL, 3

Justin Merritt

Esmalte, 3

El mineral, 6

Dentina, 6

Propiedades físicas y mecánicas, 9

Unión entre dentina y esmalte, 10

Biopelículas orales y salud oral, 12

Desarrollo temprano de biopelículas orales en el esmalte, 12

Maduración de la biopelícula oral, 14

Desarrollo de biopelículas orales en materiales de restauración e implantes, 15

Interacciones de las biopelículas orales con materiales restauradores comunes, 15

Interacciones de las biopelículas orales con los materiales de las prótesis dentales y los implantes, 16

Prevención de caries, 16

3 DISEÑO DEL TRATAMIENTO CENTRADO EN LOS MATERIALES, 18

Jack Ferracane

Odontología basada en la evidencia, 18

Evidencia del paciente, 18

Evidencia científica, 18

Planificación del tratamiento dental, 19

4 FUNDAMENTOS DE LA CIENCIA DE LOS MATERIALES, 22

Jack Ferracane

Propiedades mecánicas, 23

Fuerza, 23

Tensión, 23

Curvas de tensión-deformación, 24

Viscoelasticidad, 30

Propiedades mecánicas dinámicas, 33

Propiedades mecánicas superficiales, 34

El estado coloidal, 35

Difusión a través de membranas y presión osmótica, 36

Adsorción, absorción y sorción, 36

Tensión superficial y humectación, 36

Adhesión, 38

Propiedades ópticas, 39

Color, 39

Medición del color, 39

Acabado y espesor de la superficie, 41

Opacidad, translucidez, transparencia y opalescencia, 41

Índice de refracción, 42

Constantes ópticas, 42

Propiedades térmicas, 44

Temperatura, 44

Temperaturas de transición, 44

Calor de fusión, 46

Conductividad térmica, 46

Calor específico, 47

Difusividad térmica, 47

Coefficiente de expansión térmica, 47

Propiedades eléctricas, 48

Conductividad y resistividad eléctrica, 48

Constante dieléctrica, 49

Fuerza electromotriz, 49

Galvanismo, 49

Corrosión electroquímica, 50

Otras propiedades, 50

Deslustre y decoloración, 50

Sorción de agua, 50

Tiempo de fraguado, 50

Vida útil, 51

Biocompatibilidad y reacción tisular a los biomateriales, 51

Reacciones de la pulpa, 51

Reacción de otros tejidos orales blandos a los materiales de restauración, 56

Resumen, 59

5 CLASES GENERALES DE BIOMATERIALES, 64

Jack Ferracane

Metales y aleaciones, 64

Estructura química y atómica de los metales, 64

Estructura atómica, 64

Propiedades físicas de los metales, 66

Polímeros, 68

Naturaleza básica de los polímeros, 68

Principios de la polimerización, 70

Mecanismo de polimerización, 71
 Fases de la polimerización por adición, 71
 Cerámicas, 73
 Compuestos, 74

6 MATERIALES DENTALES PREVENTIVOS: COMPUESTOS QUE AUMENTAN LA SATURACIÓN MINERAL Y LAS BARRERAS DE DIFUSIÓN, 76

Juliana Branco Da Costa, Danielle P. Wingrove

Agentes y materiales que contienen flúor, 77

Barnices fluorados, 77

Fluoruro de diamino de plata, 78

Ionómeros de vidrio para prevenir la progresión de la caries, 79

Composición y fraguado, 79

Ionómeros de vidrio modificados con resina, 80

Composición, 80

Propiedades, 82

Aplicaciones de los GI y los RMGI, 84

Fosfopéptidos de caseína-fosfato cálcico amorfo, 85

Composición, 85

Propiedades, 86

Aplicación, 86

Estudios clínicos, 86

Trimetafosfato de sodio, 86

Composición, 86

Propiedades, 86

Aplicaciones, 86

Estudios clínicos, 86

Vidrio bioactivo, 87

Composición, 87

Propiedades, 87

Aplicaciones, 87

Estudios clínicos, 87

Hidróxido de calcio, 87

Composición, 87

Propiedades, 87

Aplicaciones, 88

Estudios clínicos, 88

Cementos de silicato tricálcico, 88

Composición, 88

Propiedades, 88

Aplicaciones, 89

Estudios clínicos, 89

Sellantes de fosas y fisuras, 89

Sellantes de fisuras y fosas a base de resina, 89

Composición, 89

Propiedades, 89

Aplicación de los sellantes de resina para fosas y fisuras, 90

Resinas fluidas como sellantes, 91

Resultados clínicos con diferentes tipos de sellantes, 91

Infiltración de resina, 92

Composición, 92

Propiedades, 92

Aplicaciones, 92

Estudios clínicos, 92

7 PRINCIPIOS DE ADHESIÓN Y SISTEMAS ADHESIVOS, 96

Carmem Pfeifer

Principios de la adhesión, 96

Tipos de adhesión, 97

Sistemas adhesivos, 97

Sustratos de adhesión, 99

Adhesión a otros sustratos, 103

Reparación de restauraciones de resina compuesta, cerámica y metal-cerámica, 104

8 MATERIALES DE RESTAURACIÓN POLIMÉRICOS, 107

Carmem Pfeifer

Resinas compuestas, 107

Resinas compuestas multipropósito, 108

Composición, 108

Reacciones de polimerización, 116

Empaquetado de las resinas compuestas, 116

Propiedades de las resinas, 116

Propiedades físicas, 116

Propiedades mecánicas, 118

Propiedades clínicas, 119

Resinas compuestas para aplicaciones especiales, 120

Resinas *bulk-fill*, 120

Resinas fluidas, 121

Resinas compuestas de laboratorio, 121

Resinas compuestas para reconstrucción de muñones, 122

Resinas compuestas provisionales, 122

Unidades de fotopolimerización, 122

Unidades de fotopolimerización de cuarzo-tungsteno-halógeno, 122

Diodos emisores de luz azul, 123

Peligros de la luz azul, 124

Aplicaciones protésicas de los polímeros, 124

Forma física y composición, 125

Usos no restauradores de los polímeros: protectores bucales deportivos, 125

9 MATERIALES DE RESTAURACIÓN: METALES, 128

Jack Ferracane

Metales para restauraciones directas: amalgama, 128

Composición y morfología, 128

Procesos de amalgamación: aleaciones de fase dispersa, 129

Propiedades físicas y mecánicas, 130

Adhesión de la amalgama, 133

Aleaciones para restauraciones dentales coladas, 134

Tipos y composición, 134

Elementos metálicos utilizados en aleaciones dentales, 136

Aleaciones nobles, 138

Aleaciones de metales base, 142

Aleaciones forjadas, 149

Microestructura, 149

Composición, 150

Propiedades, 150

Aleaciones de acero inoxidable forjado, 151
 Aleación forjada de níquel-titanio, 151
 Aleación de beta-titanio forjado, 153

10 MATERIALES DE RESTAURACIÓN: CERÁMICA, 157

Yu Zhang, Robert J. Kelly

Cerámica, 157

Clasificación de las cerámicas dentales, 157

Clasificación por aplicación, 157

Clasificación por método de fabricación, 157

Clasificación por fase cristalina, 157

Aplicaciones generales de la cerámica en odontología protésica, 159

Coronas metal-cerámica y prótesis dentales fijas, 159

Incrustaciones *inlays*, *onlays*, carillas, coronas y prótesis dentales fijas totalmente cerámicas, 159

Propiedades mecánicas y térmicas de la cerámica dental, 159

Mecanismos de endurecimiento, 159

Métodos de prueba, 160

Datos comparativos, 160

Propiedades ópticas de la cerámica dental, 161

Restauraciones totalmente cerámicas, 162

Materiales cerámicos sinterizados, 162

Materiales cerámicos termoprensados, 164

Materiales cerámicos mecanizados, 165

Restauraciones de metal-cerámica, 166

Requisitos para un sistema metal-cerámico, 166

Unión metal-cerámica, 167

Cerámicas para restauraciones metal-cerámica, 168

Efecto del diseño en las restauraciones de metal-cerámica, 170

Fallo y reparación de restauraciones de metal-cerámica, 170

11 MATERIALES PARA IMPRESIÓN Y COLADO, 173

Despoina Bompolaki

Uso clínico de los materiales de impresión, 173

Cualidades deseables de los materiales de impresión, 174

Tipos de materiales de impresión, 174

Hidrocoloide de alginato, 175

Materiales de impresión elastoméricos, 180

Materiales para el registro oclusal, 190

Cubetas de impresión, 190

Materiales para modelos o troqueles, 190

Cualidades deseables de un material para modelos o troqueles, 190

Productos de yeso, 191

Naturaleza química y física de los productos de yeso, 191

Propiedades, 193

Manipulación, 197

Materiales para troqueles de resina epoxi, 198

Comparación de materiales para impresión y materiales para modelos, 198

Revestimientos para colados, 198

Propiedades requeridas de un revestimiento, 198

Composición, 199

Revestimientos aglutinados con sulfato de calcio, 199

Efecto de la temperatura sobre el revestimiento, 199

Revestimiento térmico e higroscópico para colados, 201

Revestimiento para soldadura, 203

Revestimientos para restauraciones totalmente cerámicas, 203

12 CEMENTACIÓN, 207

Roberto R. Braga

Clasificación y características de los agentes de cementación, 207

Clasificación, 207

Biocompatibilidad, 208

Sellado interfacial y actividad anticariogénica, 208

Adhesión, 208

Propiedades mecánicas, 208

Propiedades de manipulación y radiopacidad, 209

Viscosidad y espesor de la película, 209

Solubilidad, 209

Estética, 209

Cementos ácido-base, 209

Cementos de óxido de zinc-eugenol y sin eugenol, 209

Ionómero de vidrio, 211

Ionómero de vidrio modificado con resina, 213

Cemento de aluminato de calcio/ionómero de vidrio, 214

Cementos a base de resina, 214

Cementos resinosos, 214

Cementos resinosos autoadhesivos, 216

Cementos resinosos para restauraciones provisionales, 217

13 TECNOLOGÍA, 219

Hongseok An

Introducción, 219

Adquisición de datos, 219

Archivo de escaneo digital, 219

Escaneo directo, 219

Escaneo indirecto, 221

Diseño asistido por computadora, 223

Importación de datos, 223

Preparación del modelo virtual, 223

Diseño de la restauración virtual, 224

Tecnologías de simulación virtual, 225

Fabricación asistida por computadora, 228

Fabricación sustractiva, 228

Fabricación aditiva, 235

14 IMPLANTES DENTALES Y OROFACIALES, 247

Jason Alan Griggs

Clasificación, 247

Implante endoóseo, 247

Osteointegración y biointegración, 247

Factores que afectan al implante endoóseo, 249

Geometría, 249

Magnitud de la fuerza, 249

Duración de la fuerza, 250

Tipo de fuerza, 250

Diámetro del implante, 250

Longitud del implante, 250

Superficies y biocompatibilidad, 251

Liberación de iones, 251

Superficies, 251

Alteraciones de la superficie, 251

Recubrimientos superficiales, 252

Materiales y procesamiento de los implantes, 253

Retos y futuro, 253

15 INGENIERÍA DE TEJIDOS, 256

John C. Mitchell

Autoinjerto, 256

Aloinjerto, 256

Xenoinjerto, 256

Aloplásticos, 257

Estrategias para la ingeniería de tejidos, 258

Inyección de células, 258

Regeneración tisular guiada, 259

Inducción celular, 259

Células en matrices de andamiaje, 260

Células madre, 260

Biomateriales y andamios, 262

Materiales biológicos, 262

Materiales cerámicos y de vidrio, 262

Materiales poliméricos, 262

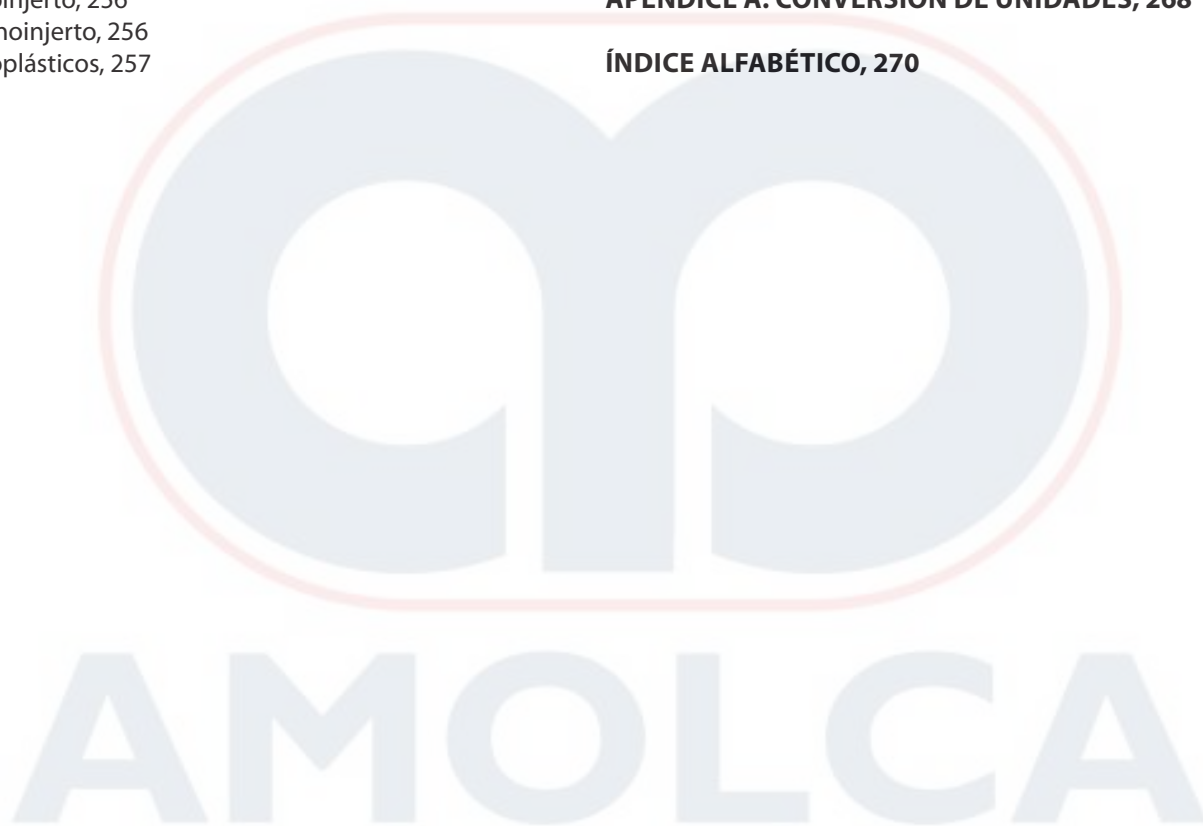
Hidrogeles basados en proteínas, 263

Métodos de cultivo celular, 263

Tejidos dentales creados mediante ingeniería tisular, 264

APÉNDICE A: CONVERSIÓN DE UNIDADES, 268

ÍNDICE ALFABÉTICO, 270



Contenido de videos

Video 1. Restauración provisional con ionómero de vidrio.

Video 2. Restauración tipo sándwich.

Video 3. Grabado total y grabado selectivo.

Video 4. Resinas compuestas.

Video 5. Material restaurador de amalgama dental.

Video 6. Materiales restauradores provisionales: óxido de zinc y eugenol.

Video 7. Cementación de corona de circonio con RMGI.

Video 8. Cemento de resina de curado dual para disilicato de litio.

The logo for AMOLCA features a large, stylized, light blue 'A' and 'M' intertwined, with a red outline. Below this, the word 'AMOLCA' is written in a large, bold, light blue sans-serif font.

10

MATERIALES DE RESTAURACIÓN: CERÁMICA

YU ZHANG, ROBERT J. KELLY

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

Cerámica

Clasificación de las cerámicas dentales

Clasificación por aplicación

Clasificación por método de fabricación

Clasificación por fase cristalina

Aplicaciones generales de la cerámica en odontología protésica

Coronas metal-cerámica y prótesis dentales fijas

Incrustaciones, *inlays*, *onlays*, carillas, coronas y prótesis dentales fijas totalmente cerámicas

Propiedades mecánicas y térmicas de la cerámica dental

Mecanismos de endurecimiento

Métodos de prueba

Datos comparativos

Propiedades ópticas de la cerámica dental

Restauraciones cerámicas

Materiales cerámicos sinterizados

Materiales cerámicos termopresados

Materiales cerámicos mecanizables

Restauraciones de metal-cerámica

Requisitos para un sistema metal-cerámico

Unión metal-cerámica

Cerámicas para restauraciones metal-cerámica

Efecto del diseño en las restauraciones metal-cerámica

Fallo y reparación de restauraciones metal-cerámica

Cerámica

El término *cerámica* se refiere a cualquier producto fabricado a partir de un material inorgánico no metálico que suele procesarse mediante cocción a alta temperatura para conseguir las propiedades deseadas. El término *porcelana*, más restrictivo, se refiere a una gama específica de materiales cerámicos fabricados originalmente mediante la mezcla de feldespatos (aluminosilicatos de potasio y sodio), cuarzo (sílice) y caolín (aluminosilicato hidratado) y su cocción a altas temperaturas. Las cerámicas dentales para restauraciones *metal-cerámica* pertenecen a esta gama de composición y se denominan comúnmente *porcelanas dentales*.



La parte de laboratorio de las restauraciones cerámicas suele realizarse en un laboratorio dental comercial por técnicos cualificados que trabajan con equipos especializados para dar forma y teñir la restauración según las especificaciones proporcionadas por el dentista. Los fabricantes de dientes artificiales para prótesis también emplean a técnicos y artesanos cualificados para producir las numerosas formas, tipos y tonos necesarios en esta aplicación de la porcelana. Sin embargo, también hay disponible una variedad de cerámicas mecanizables para la fabricación en la consulta de restauraciones totalmente cerámicas mediante diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computadora (CAD/CAM, por sus siglas en inglés, respectivamente). En el Capítulo 13 se presenta una descripción de los sistemas CAD/CAM.

Clasificación de las cerámicas dentales

Las cerámicas dentales se pueden clasificar según sus aplicaciones, método de fabricación o fase cristalina (Tabla 10.1).

Clasificación por aplicación

Las cerámicas tienen dos aplicaciones principales en odontología: (1) cerámicas para coronas metal-cerámica (Figura 10.1, *derecha*) y prótesis dentales fijas (FDP, por sus siglas en inglés); (2) materiales totalmente cerámicos para coronas (Figura 10.1, *izquierda*), incrustaciones *inlays*, incrustaciones *onlays*, carillas y FDP. Además, existen *brackets* ortodónticos cerámicos, dientes protésicos cerámicos e implantes y pilares dentales.

Clasificación por método de fabricación

La clasificación por método de fabricación se resume en la Tabla 10.1, que también incluye ejemplos de cerámicas comerciales y sus fabricantes. La técnica de fabricación más común para las restauraciones metal-cerámica se denomina *sinterización*. La sinterización es el proceso de cocción del polvo cerámico compactado a altas temperaturas para garantizar una densificación óptima. Esto se produce mediante la eliminación progresiva de los poros y el flujo viscoso cuando se alcanza la temperatura de cocción. Las restauraciones totalmente cerámicas también pueden producirse mediante sinterización, pero abarcan una gama más amplia de técnicas de procesamiento, como el colado en cinta, el termopresado y el mecanizado CAD/CAM. Algunas de estas técnicas, como el mecanizado y el termopresado, también pueden combinarse para producir la restauración final.

Clasificación por fase cristalina

Independientemente de sus aplicaciones o técnica de fabricación, después de la cocción, las cerámicas dentales se componen de una fase vítrea y una o más fases cristalinas, junto con diversas cantidades de

TABLA
10.1.

Clasificación de los materiales cerámicos dentales con ejemplos de productos y sus fabricantes

Aplicación	Fabricación	Fase cristalina	Productos	Fabricantes
Totalmente cerámico	Mecanizado blando	Circonio (3Y-TZP, tetragonal y cúbico)	Cercon Lava IPS e.max ZirCAD In-Ceram YZ Zpex	Dentsply Sirona 3M Company Ivoclar Vivadent VITA Zahnfabrik Tosoh Corporation
		Circonita (3,7Y-PSZ, tetragonal y cúbica)	KATANA ML	Kuraray Noritake
		Circonio (4Y-PSZ, tetragonal y cúbico)	Zpex 4	Tosoh Corporation
		Circonita (4,8Y-PSZ, cúbica y tetragonal)	KATANA STML	Kuraray Noritake
		Circonita (5,3Y-PSZ, cúbica y tetragonal)	Zpex Smile	Tosoh Corporation
		Circonita (5,4Y-PSZ, cúbica y tetragonal)	KATANA UTML	Kuraray Noritake
	Mecanizado en duro	Circonita (3Y-TZP, tetragonal y cúbica)	BruxZir NOW	Glidewell Laboratories
		Circonita (4,7Y-PSZ, cúbica y tetragonal)	BruxZir Esthetic NOW	Laboratorios Glidewell
		Disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent
		Silicato de litio (Li_2SiO_3)	Obsidian	Glidewell Laboratories
		Disilicato/silicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ y Li_2SiO_3)	Vita Suprinity PC Celtra Duo	VITA Zahnfabrik Dentsply Sirona
		Disilicato/aluminosilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ y $\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$)	NICE	Institut Straumann
		Feldespato ($[\text{Na}, \text{KAlSi}_3\text{O}_8]$)	Vita Mark II	VITA Zahnfabrik
	Termoprensado	Leucita (KAlSi_2O_6)	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
		Leucita (KAlSi_2O_6)	IPS Empress	Ivoclar Vivadent
		Disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent
		Disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)	Initial LiSi Press	GC Corporation
		Disilicato/silicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ y Li_2SiO_3)	Celtra Press	Dentsply Sirona
	Sinterizada	Fluorapatita ($\text{Ca}_5[\text{PO}_4]_3\text{F}$)	IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent
		Leucita (KAlSi_2O_6)	Cerámica de estratificación IPS Empress	Ivoclar Vivadent
		Circonio (ZrO_2)	Todas las composiciones de zirconia	Varias empresas dentales
		Alúmina (Al_2O_3)	Procera AllCeram	Nobel Biocare
		Fluoroapatita ($\text{Ca}_5[\text{PO}_4]_3\text{F}$)	Cerámica de recubrimiento IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent
Metal-cerámica	Sinterizada	Leucita (KAlSi_2O_6)	VMK-95	VITA Zahnfabrik
Dientes para dentaduras	Fabricados	Feldespato	TruByte	Dentsply Sirona
		Feldespato	VITA LUMIN Vacío	VITA Zahnfabrik

PSZ, circonio parcialmente estabilizado; TZP, policristales de circonio tetragonal



Figura 10.1. Secciones transversales de una corona total cerámica (izquierda) y una corona de porcelana fundida sobre metal (derecha) (Cortesía del Dr. Charles Mark Malloy, Portland, Oregón).

porosidad. Dependiendo de la naturaleza y la cantidad de fase cristalina y porosidad presentes, las propiedades mecánicas y ópticas de las cerámicas dentales varían ampliamente. El aumento de la cantidad de fase cristalina puede conducir al refuerzo cristalino y aumentar la resistencia a la propagación de grietas, pero también puede disminuir la translucidez. Los materiales para restauraciones totalmente cerámicas tienen mayores cantidades de fase cristalina (entre el 35 % para las cerámicas reforzadas con leucita y hasta el 99 % para las cerámicas de circonita policristalina, como 3Y-TZP, o policristales de circonita tetragonal estabilizada con itria al 3 % molar) para obtener mejores propiedades mecánicas, pero suelen ser más opacos que las porcelanas dentales y las vitrocerámicas con menor cristalinidad. La Tabla 10.1 enumera las diversas combinaciones de técnicas de fabricación y fases cristalinas que se encuentran en las cerámicas dentales.

Aplicaciones generales de la cerámica en odontología protésica

La cerámica es el mejor material disponible para igualar la estética de la compleja estructura dental humana. Sus aplicaciones en odontología se están ampliando constantemente a medida que se introducen nuevos materiales y técnicas de fabricación. Como se ha mencionado anteriormente, se utiliza en restauraciones metal-cerámica unitarias y múltiples. Las aplicaciones de los materiales totalmente cerámicos incluyen incrustaciones *inlays*, *onlays*, carillas y coronas. El desarrollo de sistemas de alta resistencia basados en circonio ha hecho posible la fabricación de prótesis dentales fijas, implantes dentales y pilares. Además, la cerámica se sigue utilizando para fabricar dientes artificiales. Sin embargo, la cerámica es frágil, débil a la tensión y su rendimiento depende en gran medida tanto de su microestructura como de la calidad del procesamiento, desde los componentes brutos hasta el paso final de tintura o glaseado.

Coronas metal-cerámica y prótesis dentales fijas

La cerámica se utiliza ampliamente como material de recubrimiento en coronas metal-cerámica y prótesis dentales fijas. Este desarrollo fue el resultado de combinar con éxito los coeficientes de expansión térmica de la porcelana con los de las aleaciones metálicas y lograr una unión adecuada entre el metal y la cerámica. La restauración glaseada terminada es estable en cuanto al color, compatible con los tejidos, biológicamente inerte y químicamente duradera. Aunque se están sustituyendo progresivamente por materiales totalmente cerámicos, las restauraciones metal-cerámica siguen siendo muy utilizadas. No obstante, aunque la tasa de supervivencia de la mayoría de las coronas totalmente cerámicas es comparable a la de las coronas metal-cerámica para restauraciones individuales, la tasa de supervivencia a largo plazo de las prótesis dentales fijas de varias unidades totalmente cerámicas sigue siendo menor.

Incrustaciones *inlays*, *onlays*, carillas, coronas y prótesis dentales fijas totalmente cerámicas

La cerámica se ha utilizado para fabricar coronas desde principios del siglo XX, y en aquella época, las porcelanas feldespáticas eran el material preferido. A principios de la década de 1960 se desarrollaron cerámicas reforzadas con alúmina con propiedades mecánicas mejoradas. En los últimos 60 años se han introducido numerosos materiales y técnicas novedosos para la fabricación de restauraciones totalmente cerámicas. Como se ha mencionado anteriormente, entre ellos se incluyen materiales totalmente cerámicos termopresados, colados en cinta y mecanizados. Estos nuevos materiales y técnicas han ampliado el abanico de aplicaciones de la cerámica y, en general, han facilitado y hecho más fiable su procesamiento. Mientras tanto, dado que las tecnologías están en constante evolución, algunas técnicas, como el colado en cinta, han sido sustituidas por otras, con una creciente popularidad de la cerámica mecanizada.

Las incrustaciones *inlays* y *onlays* son cada vez más populares como alternativa a las resinas compuestas posteriores. Tienen una mejor resistencia a la abrasión que las resinas compuestas posteriores y, por lo tanto, son más duraderas. Aun así, los ajustes oclusales son más difíciles y pueden provocar un desgaste posterior del diente opuesto si no se pulen adecuadamente. El espacio marginal es clínicamente aceptable, pero mayor que con las incrustaciones o recubrimientos de oro.

Una carilla estética de cerámica (carilla laminada) es una capa de cerámica adherida a la superficie vestibular de un diente preparado, a menudo por razones estéticas. Las carillas de cerámica se fabrican a medida en un laboratorio dental. Inicialmente, las carillas de cerámica se fabricaban con porcelana feldespática y se sinterizaban. En la actualidad, la mayoría de las carillas de cerámica se fabrican mediante termopresado o mecanizado, utilizando cerámicas de vidrio reforza-

das con leucita o a base de litio. Para obtener una adhesión suficiente, se graba el esmalte dental con ácido fosfórico y se graba la superficie de unión de la cerámica con gel de ácido fluorhídrico al 5 %-9 % y se trata con un agente de acoplamiento de silano. Como adhesivo se utilizan resinas compuestas formuladas específicamente para la unión con cerámica.

Con el desarrollo de materiales cerámicos resistentes y estéticos, como la circonita y las cerámicas de vidrio a base de litio, se han puesto a disposición para la rehabilitación oral las prótesis fijas de cerámica sin metal e incluso las prótesis de arcada completa. Las FDP cerámicas adoptan la forma de estructuras monolíticas o recubiertas. Pueden fabricarse mediante mecanizado (circonio, vitrocerámicas a base de litio) o termopresado (vitrocerámicas a base de litio), en un laboratorio dental o en la consulta del dentista.

Propiedades mecánicas y térmicas de la cerámica dental

Mecanismos de endurecimiento

Los mecanismos de endurecimiento de los vidrios y las cerámicas son «integrados» (intrínsecos) al material, basándose en la composición química o las fases cristalinas, o bien se introducen mediante pasos de procesamiento extrínsecos. El refuerzo cristalino y el endurecimiento por transformación son ejemplos de mecanismos de endurecimiento «integrados». En el pasado también se han utilizado pasos de procesamiento extrínsecos, como el templado, el refuerzo químico o la aplicación de esmalte, para lograr el refuerzo.

El principio del endurecimiento por refuerzo cristalino consiste en aumentar la resistencia de la cerámica a la propagación de grietas mediante la introducción de una fase cristalina dispersa con alta resistencia. Los cristales también pueden actuar como deflectores de grietas cuando su coeficiente de expansión térmica (CTE, por sus siglas en inglés) es mayor que el de la matriz vítrea circundante, lo que los somete a tensiones de compresión tangenciales después de que la cerámica se haya enfriado a temperatura ambiente, ya que se contraen más que la matriz vítrea circundante.

El endurecimiento por transformación inducida por tensión se obtiene, por ejemplo, en cerámicas que consisten en circonio tetragonal parcialmente estabilizado. El circonio (ZrO_2) existe en varias formas cristalográficas. La forma monoclinica es estable a todas las temperaturas inferiores a 1170 °C. La forma tetragonal es estable entre 1170 °C y hasta 2370 °C. La transformación de la forma tetragonal a la monoclinica al enfriarse está asociada con un *aumento* del volumen de la celda unitaria. Esta es la razón por la que no se pueden obtener compactos de circonita pura sin allear a temperatura ambiente; el compacto se rompería espontáneamente al enfriarse debido a la transformación y al aumento de volumen. La forma tetragonal puede estabilizarse parcialmente a temperatura ambiente mediante el dopaje con diversos óxidos, como el óxido de itrio (Y_2O_3), el óxido de cerio (CeO_2), el óxido de magnesio (MgO) o el óxido de calcio (CaO). La forma más resistente de cerámica dental a base de circonita producida mediante mecanizado seguido de sinterización a alta temperatura consiste en policristales de circonita tetragonal, parcialmente estabilizados con un 3 % molar de óxido de itrio (3Y-TZP). Esta estabilización parcial o metaestabilidad de la fase tetragonal permite que se produzca la transformación de tetragonal a monoclinica bajo tensiones aplicadas externamente. La transformación también se denomina *inducida por tensión* y va acompañada de un aumento de volumen con tensiones de compresión asociadas en las proximidades de la punta de la grieta, lo que finalmente conduce al cierre y la detención de la grieta en la zona transformada (Figura 10.2). El endurecimiento por transformación es responsable de las excelentes propiedades mecánicas del 3Y-TZP. La Figura 10.3 muestra una indentación Vickers en una cerámica dental 3Y-TZP bajo una carga de 98,1 N. Solo se observa una

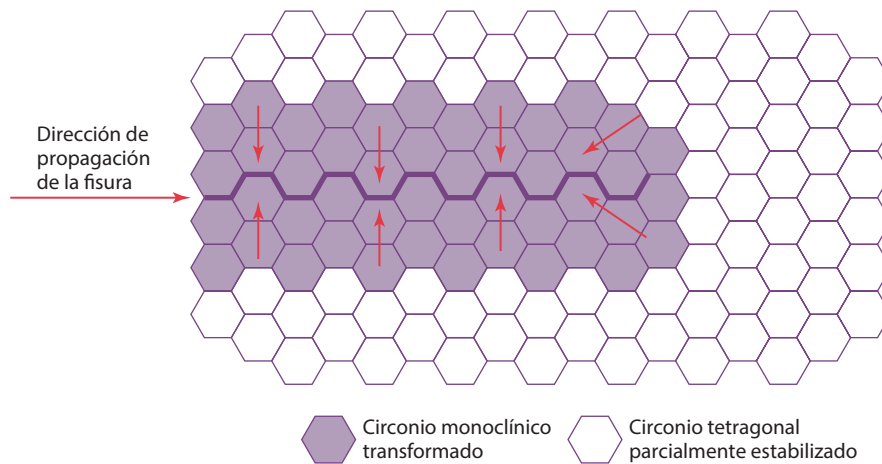


Figura 10.2. Esquema del mecanismo de endurecimiento por transformación en circonita parcialmente estabilizada.

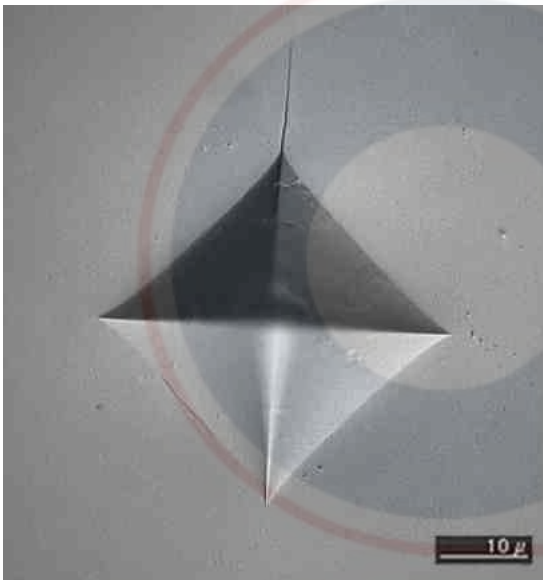


Figura 10.3. Indentación Vickers bajo una carga de 98,1 N sobre una cerámica dental a base de circonita.

pequeña grieta que emana de una esquina de la indentación, lo que indica una excelente resistencia a la propagación de grietas.

El templado y el endurecimiento químico son técnicas de endurecimiento extrínsecas basadas en la creación de una capa de tensión compresiva en la superficie de un vidrio o una cerámica. El templado se obtiene mediante velocidades de enfriamiento rápidas pero controladas, mientras que el endurecimiento químico se aplica a vidrios y cerámicas con una gran proporción de matriz vítrea y se basa en la sustitución de iones pequeños por iones más grandes dentro de la matriz y por encima de la temperatura de transición vítrea mediante la difusión desde un baño de sal fundida en el que se sumerge la cerámica o el vidrio. Aunque se utilizan ampliamente en la industria del vidrio, estas técnicas ya no se utilizan para la cerámica dental debido a problemas de controlabilidad, así como a la posible eliminación y pérdida de beneficios derivados de los ajustes de desgaste.

El glaseado es el paso final en la fabricación de restauraciones metal-cerámica y cerámicas con recubrimiento de porcelana. Esta técnica estándar, también llamada *autoglaseado*, no mejora significativamente la resistencia a la flexión de las porcelanas dentales feldespáticas. Ahora bien, también se puede aplicar un vidrio de baja expansión llamado *glaseado* a la superficie de la cerámica y luego cocerlo a alta temperatura. Al enfriarse, esta capa de glaseado se somete a compresión de-

bido a la mayor contracción de la cerámica subyacente. También se sabe que esta capa reduce la profundidad y la anchura de los defectos superficiales, lo que mejora la resistencia general de la cerámica a la propagación de grietas.

Métodos de prueba

Existen numerosos métodos de prueba para evaluar las propiedades mecánicas de las cerámicas. Los estudios sobre la influencia del método de prueba en la tensión de rotura de los materiales dentales frágiles han demostrado que los parámetros de ensayo importantes son el espesor de la muestra, la zona de contacto en la carga, la homogeneidad y la porosidad del material, y la velocidad de carga. Por esta razón, existen discrepancias entre los valores publicados de las propiedades mecánicas de una cerámica determinada. Los fabricantes evalúan las cerámicas dentales utilizando una norma (ISO 6872) publicada y revisada periódicamente por la Organización Internacional de Normalización (ISO, por sus siglas en inglés). Se proponen protocolos establecidos para cuantificar la radiactividad, la resistencia a la flexión, el CTE lineal, la temperatura de transición vítrea y la solubilidad química.

A veces, los investigadores utilizan protocolos de prueba y aparatos destinados a simular la morfología dental. Sin embargo, las variables experimentales pueden llegar a ser extremadamente complejas y difíciles de reproducir en este tipo de pruebas. El análisis de elementos finitos constituye otro enfoque para la simulación de condiciones clínicas. Las predicciones de fallos de las incrustaciones cerámicas mediante la técnica de análisis de elementos finitos han coincidido con éxito con los análisis fractográficos de restauraciones clínicamente fallidas. La fractografía está bien establecida como técnica de análisis de fallos para vidrios y cerámicas. Se ha reconocido como una potente herramienta analítica en odontología. La tensión de fallo *in vivo* de las coronas totalmente cerámicas clínicamente fallidas puede estimarse utilizando la fractografía.

Datos comparativos

Los datos representativos de la resistencia a la flexión de las cerámicas dentales se resumen en la Tabla 10.2. Las porcelanas feldespáticas para restauraciones metal-cerámica tienen una resistencia a la flexión media de entre 60 y 80 MPa. Este valor es inferior al de los materiales totalmente cerámicos; no obstante, dado que las restauraciones metal-cerámica están soportadas por una estructura metálica, su probabilidad de supervivencia a largo plazo suele ser mayor que la de las cerámicas de vidrio reforzadas con leucita o a base de litio.

Entre los materiales totalmente cerámicos disponibles en la actualidad, las cerámicas de circonio tetragonal (3Y-TZP) presentan los valo-

TABLA
10.2.

Resistencia a la flexión de cerámicas dentales seleccionadas

Técnica de procesamiento	Fase cristalina	Resistencia a la flexión (MPa)	Porcentaje de cristalinidad
Mecanizado blando	Circonita (3Y-TZP, tetragonal + cúbica)	1087 ± 173	Altamente cristalina
	Circonita (4Y-PSZ, tetragonal + cúbica)	831 ± 43	Altamente cristalina
	Circonita (5Y-PSZ, cúbico + tetragonal)	609 ± 30	Altamente cristalino
Mecanizado duro	Feldespatos ([Na, K]AlSi ₃ O ₈)	122 ± 13	≈30
	Disilicato de litio (Li ₂ Si ₂ O ₅)	462 ± 34	70
	Disilicato/silicato de litio (Li ₂ Si ₂ O ₅ + Li ₂ SiO ₃)	210 ± 35	51
	Leucita (KAlSi ₂ O ₆)	≈160 ^a	≈35
	Leucita (KAlSi ₂ O ₆)	106 ± 17	35
Termopresado	Disilicato de litio (Li ₂ Si ₂ O ₅)	445 ± 47	61
	Disilicato/silicato de litio (Li ₂ Si ₂ O ₅ + Li ₂ SiO ₃)	624 ± 106	45
	Leucita (KAlSi ₂ O ₆)	104	35–40
Sinterizado	Fluorapatita (Ca ₅ [PO ₄] ₃ F)	≈80 ^a	10
	Leucita (KAlSi ₂ O ₆)	61 ± 5	15–25
Metal-cerámica sinterizada	Leucita (KAlSi ₂ O ₆)		

^aDatos del fabricante

Datos de Zhang Y., Vardhaman S., Rodrigues C.S., Lawn B.R. A critical review of dental lithia-based glass-ceramics. *J Dent Res.* 2023;102(3):245-253; Zhang Y., Lawn B.R. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-147; Guazzato M., Albakry M., Ringer S.P., Swain M.V. Strength, fracture toughness, and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:441-448; Guazzato M., Albakry M., Ringer S.P., Swain M.V. Strength, fracture toughness, and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:449-456; Denry I.L., Holloway J.A., Tarr L.A. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res.* 1999;48:791-796; Della Bona A., Mecholsky J.J. Jr., Anusavice K.J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:956-962; Höland W., Beall G. *Glass-Ceramic Technology*. The American Ceramic Society; 2002

res más altos de resistencia a la flexión (900-1500 MPa), seguidas de las cerámicas de circonio translúcido recientemente introducidas con un mayor contenido cúbico (450-900 MPa) y las vitrocerámicas reforzadas con litio (210-620 MPa). La resistencia a la flexión de las cerámicas reforzadas con leucita es de entre 120 y 140 MPa. Como se ha mencionado anteriormente, la naturaleza y la cantidad de la fase cristalina presente en el material cerámico influyen considerablemente en las propiedades mecánicas del producto final. La resistencia al cizallamiento de la porcelana feldespática es de 110 MPa, y la resistencia a la tracción diametral es menor, de 34 MPa. La resistencia a la compresión es de aproximadamente 172 MPa, y la dureza Knoop es de 460 kg/mm².

La tenacidad a la fractura es otra propiedad importante de la cerámica; mide la resistencia a la fractura frágil cuando hay una grieta. La resistencia a la fractura de las porcelanas feldespáticas convencionales es muy similar a la del vidrio sodocálcico (0,78 MPa · m^{0,5}). Las cerámicas reforzadas con leucita presentan valores de tenacidad a la fractura ligeramente superiores (1,2 MPa · m^{0,5}), seguidas de las vitrocerámicas reforzadas con litio (1,4-2,4 MPa · m^{0,5}). Las cerámicas 3Y-TZP tienen la mayor tenacidad a la fractura de todos los materiales cerámicos (hasta 6,0 MPa · m^{0,5}).

Las constantes elásticas de las cerámicas dentales son necesarias para calcular tanto la resistencia a la flexión como la tenacidad a la fractura. El coeficiente de Poisson oscila entre 0,21 y 0,33 para las cerámicas dentales. El módulo de elasticidad es de aproximadamente 70 GPa para la porcelana feldespática, 100 GPa para las cerámicas de vidrio a base de litio, 210 GPa para las cerámicas 3Y-TZP (similar al acero) y hasta 380 GPa para las cerámicas a base de alúmina.

La sinterización de las cerámicas estructurales se asocia con una contracción, ya que la porosidad se elimina mediante la cocción a altas temperaturas. La contracción sigue siendo un problema para todos los materiales cerámicos, con la excepción de las cerámicas mecanizadas a partir de bloques cerámicos totalmente sinterizados y las cerámicas termopresadas. La contracción de las cerámicas de recubrimiento aplicadas sobre núcleos totalmente cerámicos debe compensarse cuidadosamente durante la estratificación de porcelana. La gran contracción de

las restauraciones de circonio mecanizadas (alrededor del 25 %) durante la sinterización a altas temperaturas se compensa en la fase de diseño mediante el aumento computarizado de las restauraciones.

La densidad de la porcelana feldespática totalmente sinterizada es de alrededor de 2,45 g/cm³ y disminuye a medida que aumenta la porosidad. La densidad de los materiales cerámicos también depende de la cantidad y la naturaleza de la fase cristalina presente. La densidad teórica de las cerámicas dentales 3Y-TZP es de 6,08 g/cm³, suponiendo que el material no tenga poros. Se requiere una densidad superior al 98,7 % de la densidad teórica para las cerámicas 3Y-TZP de grado médico. Todas las cerámicas de circonio dental utilizadas actualmente, incluidas las 3Y-TZP, 4Y-PSZ (circonio parcialmente estabilizado) y 5Y-PSZ, tienen una densidad que cumple este requisito estándar.

Las propiedades térmicas de la porcelana feldespática incluyen una conductividad de 0,0030 cal/s/cm² (°C/cm), una difusividad de 0,64 mm²/s y un CTE lineal de aproximadamente 12,0 × 10⁻⁶/°C entre 25 °C y 500 °C. El CTE es de aproximadamente 10 × 10⁻⁶/°C para las cerámicas aluminosas y las cerámicas de disilicato de litio, de 10,5 × 10⁻⁶/°C para las cerámicas a base de circonio (3Y, 4Y, 5Y-PSZ) y de 14 a 18 × 10⁻⁶/°C para las cerámicas reforzadas con leucita. La baja conductividad térmica de las cerámicas a base de circonio fue la responsable de los primeros problemas de astillamiento y delaminación de la porcelana de recubrimiento cuando se utilizaban velocidades de calentamiento y enfriamiento rápidas. Estos problemas se han solucionado con recomendaciones estrictas sobre los programas de cocción de las porcelanas de recubrimiento sobre circonio, incluyendo velocidades de calentamiento y enfriamiento más lentas.

Propiedades ópticas de la cerámica dental

La selección del tono es un problema crítico en la sustitución de los dientes naturales. Además, la porcelana, al ser en su mayor parte de estructura amorfa, no puede igualar completamente las propiedades ópticas del esmalte cristalino. Como resultado, los rayos ultravioleta (UV) y la luz visible se reflejan, refractan y absorben de manera des-

TABLA 10.3.

Porcentaje de transmisión de luz de porcelanas dentinales de 1 mm de espesor

Tono	Ceramco	Vita	Neydium	Will-Ceram	Aceros
59	29,97	22,66	31,93	26,06	27,23
62	27,85	—	—	27,88	—
65	23,31	20,39	35,39	33,50	22,10
67	26,32	18,04	23,58	19,03	23,42
91	31,81	—	38,41	—	—

Modificado a partir de Brodbelt R.H.W., O'Brien W.J., Fan P.L. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res.* 1980;59:70-75

igual por la combinación de dentina/esmalte, en comparación con la porcelana. Como consecuencia, las restauraciones vistas desde un ángulo de incidencia pueden no tener el mismo aspecto que cuando se ven desde un ángulo de incidencia diferente. El medio de cementación es un factor importante en el aspecto final de una restauración totalmente cerámica. Los materiales totalmente cerámicos a base de circonio no son grabables debido a la ausencia de una fase vítrea, pero su opacidad puede permitir la cementación con diversos agentes de fijación sin necesidad de una coincidencia de color específica. Sin embargo, las restauraciones totalmente cerámicas más translúcidas, como las incrustaciones, coronas o carillas reforzadas con leucita y termoprensadas o mecanizadas, suelen requerir el uso de cementos resinosos del mismo color, disponibles en diferentes tonos.

Los tonos de los polvos de porcelana dental premezclados comerciales se encuentran en la gama del amarillo al amarillo rojizo. Dado que la gama de tonos que existe en los dientes naturales es mucho mayor que la gama disponible en un kit de porcelanas premezcladas, también se dispone de porcelanas modificadoras para realizar ajustes precisos del tono. Estos modificadores son porcelanas fuertemente pigmentadas que suelen suministrarse en azul, amarillo, rosa, naranja, marrón y gris. El técnico dental puede añadir los modificadores a las porcelanas opacas y de cuerpo durante la confección de la corona. La caracterización extrínseca de la superficie es otra forma de cambiar el aspecto de una corona cerámica. Consiste en la aplicación de glaseados altamente pigmentados. Las principales desventajas de la caracterización de la superficie en comparación con los pigmentos intrínsecos son su durabilidad limitada (como resultado de su solubilidad) y la reducción de la translucidez.

La translucidez es otra propiedad fundamental de la cerámica dental. La translucidez de las porcelanas opacas, dentina (cuerpo) y esmalte (incisales), difiere considerablemente. Por su diseño, las porcelanas opacas tienen una translucidez muy baja, lo que les permite enmascarar eficazmente las superficies de la subestructura metálica. El óxido de estaño (SnO_2) y el óxido de titanio (TiO_2) son óxidos opacificantes importantes para las porcelanas opacas. Los valores de translucidez de la porcelana dentina oscilan entre el 18 % y el 38 % (Tabla 10.3). Las porcelanas de esmalte tienen los valores de translucidez más altos, que oscilan entre el 45 % y el 50 %. La translucidez de los materiales para restauraciones totalmente cerámicas varía según la naturaleza y la cantidad de la fase cristalina de refuerzo. Las cerámicas a base de alúmina y circonio son más opacas, mientras que las cerámicas reforzadas con leucita y a base de litio son más translúcidas. Recientemente, han aparecido cerámicas de circonio con mayor translucidez. Se obtiene una mayor translucidez disminuyendo la cantidad de aditivo de alúmina en la composición 3Y-TZP o utilizando mayores cantidades de estabilizador de óxido de itrio para aumentar la cantidad de la fase cúbica más translúcida. Para imitar las propiedades ópticas del esmalte humano, la opalescencia también es una propiedad óptica deseable. La opalescencia es una forma de dispersión de la luz y se produce cuando el tamaño de las partículas de la fase cristalina es igual o inferior a la longitud de onda de la luz. Un vidrio opalescente aparece

de color rojo anaranjado en la luz transmitida y azul en la luz reflejada o dispersa. Se ha demostrado que tanto el óxido de circonio como el óxido de itrio aumentan la opalescencia en las cerámicas de dentina base debido a su efecto de dispersión de la luz.

El esmalte dental también presenta fluorescencia. Esta característica se consigue en las porcelanas dentales añadiendo óxidos de tierras raras (como el óxido de cerio). Dado que las capas externas de una corona cerámica son translúcidas, el color aparente se ve afectado por la reflectancia de la cerámica opaca interna o del núcleo. En las restauraciones metal-cerámica, la mezcla de tonos es el resultado de la combinación de la luz reflejada por la superficie interna opaca de la porcelana y la luz transmitida a través de la porcelana de cuerpo. El espesor de la capa de porcelana de cuerpo determina el tono final que se obtiene con una porcelana opaca determinada.

Restauraciones totalmente cerámicas

Los materiales para restauraciones totalmente cerámicas utilizan una amplia variedad de fases cristalinas como agentes de refuerzo y contienen hasta un 99 % en volumen de fase cristalina. La naturaleza, la cantidad y la distribución del tamaño de las partículas de la fase cristalina influyen directamente en las propiedades mecánicas, térmicas y ópticas del material cerámico. La coincidencia entre los índices de refracción de la fase cristalina y la matriz vítrea es un factor importante para controlar la translucidez de la porcelana y la cerámica vítrea.

Como se ha mencionado anteriormente, existen varias técnicas de procesamiento para fabricar restauraciones totalmente cerámicas: sinterización, termoprensado, colado en cinta y CAD/CAM. La Figura 10.1, *izquierda*, ilustra la sección transversal de una corona totalmente cerámica.

Materiales cerámicos sinterizados

Aunque las cerámicas dentales existen desde hace más de dos siglos, hasta la década de 1960 sus indicaciones clínicas se limitaban a dentaduras postizas, incrustaciones, recubrimientos y carillas de porcelana para los dientes anteriores. El papel de la cerámica en la odontología comenzó a cobrar mayor importancia con el desarrollo de cofias metálicas resistentes y materiales cerámicos fuertes, ambos asociados a los materiales cerámicos sinterizados. Existen dos tipos principales de materiales cerámicos disponibles para la técnica de sinterización: cerámicas a base de circonio y cerámicas reforzadas con leucita.

Cerámicas a base de circonio

La circonia se introdujo en la odontología a finales de la década de 1990. La primera generación de circonia dental se fabricó a partir de polvo decirconia estabilizada con óxido de itrio al 3 % mol (o al 5,8 % en peso) dopada con alúmina al 0,25 % en peso como coadyuvante de sinterización. La microestructura de estas cerámicas policristalinas 3Y-TZP consiste principalmente en granos de circonia tetragonal densamente compactados con un tamaño medio de grano de

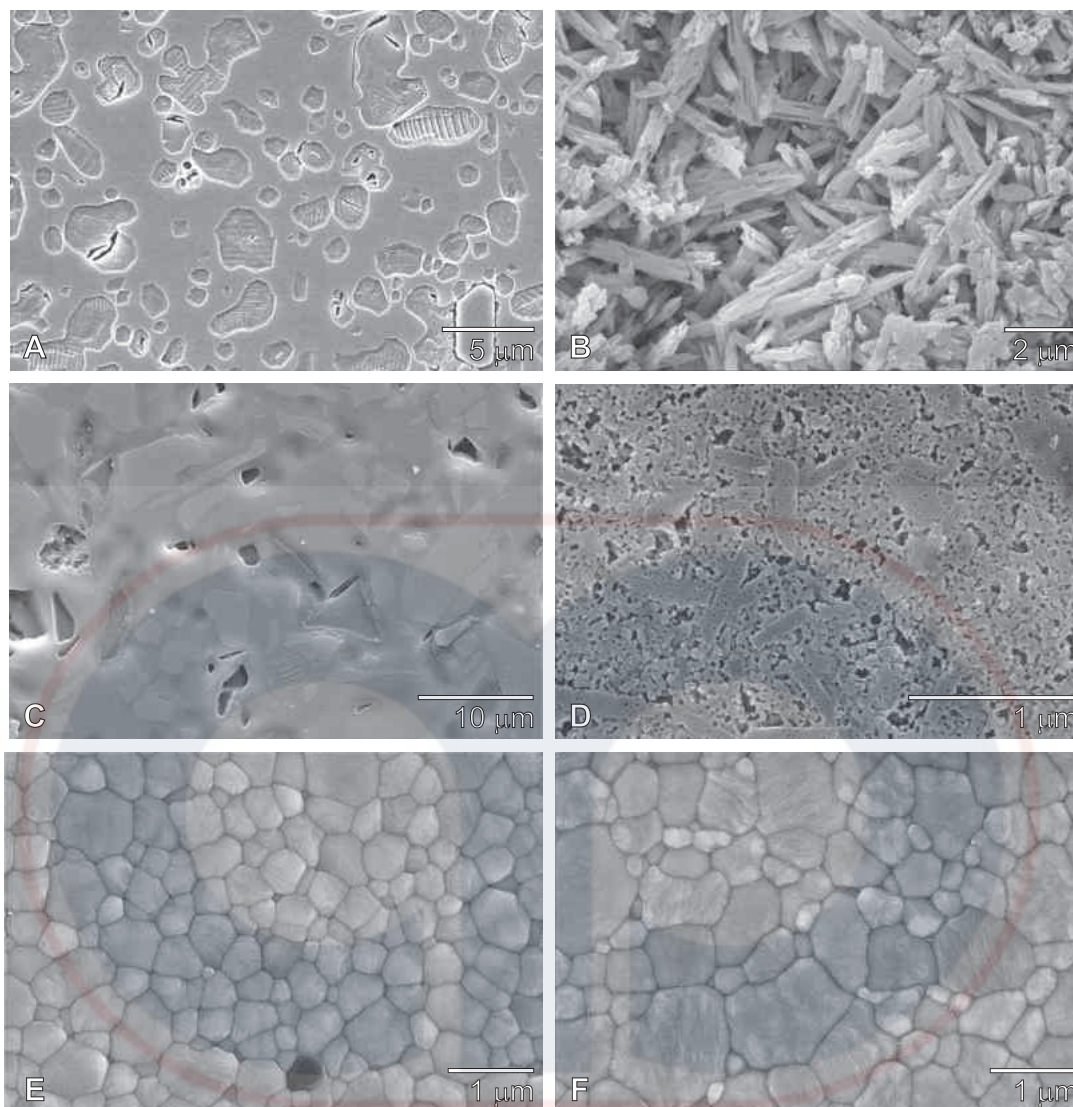


Figura 10.4. Micrografías electrónicas de barrido que muestran la microestructura de materiales cerámicos seleccionados (superficies pulidas y grabadas). (A) Cerámica termopresada reforzada con leucita; (B) cerámica termopresada de disilicato de litio; (C) cerámica mecanizable a base de feldespato; (D) cerámica mecanizable de silicato de litio y circonita; (E) cerámica de circonita sinterizada mecanizada en frío (3Y-TZP); (F) cerámica de circonita sinterizada mecanizada en frío de alta transparencia (cúbica y tetragonal).

0,2 a 1,0 μm , dependiendo de la temperatura y la duración de la sinterización (Figura 10.4E), que puede variar entre 1350 °C y 1600 °C y entre 2 y 6 horas, respectivamente, dependiendo del fabricante. Esta circonia de primera generación presenta la mayor resistencia a la flexión (900 a 1500 MPa) y la mayor tenacidad a la fractura (hasta $6 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0.5}$) de todas las cerámicas dentales disponibles en la actualidad. Sin embargo, este material es predominantemente opaco. Por lo tanto, se utiliza principalmente como estructura resistente para soportar carillas de porcelana frágiles pero estéticas. Los estudios clínicos han revelado que, si bien las estructuras de circonia son muy resistentes a la fractura, el astillamiento, la fractura y la delaminación de las carillas de porcelana son un problema frecuente. Estos hallazgos se han explicado por el hecho de que tanto la porcelana de recubrimiento como los núcleos de circonia presentan una baja conductividad térmica y que pueden producirse gradientes térmicos cuando se utilizan velocidades de calentamiento o enfriamiento rápidas, lo que da lugar a tensiones transitorias y microfisuras.

Para mejorar la transparencia y la estética de la circonia, con el fin de evitar los problemas de astillamiento y fractura de las carillas, se han desarrollado cuatro generaciones sucesivas. El aumento de la trans-

lucidez se obtiene disminuyendo la cantidad de alúmina presente al 0,05 % en peso o menos (segunda generación) o añadiendo mayores cantidades de itria (hasta un 6 % en moles, tercera generación) para estabilizar el polimorfo cúbico de la circonia como fase cristalina principal. La circonia cúbica es más transparente debido a su simetría cristalina isotrópica, en comparación con la circonia tetragonal, que es anisotrópica y birrefringente. La retención de la circonia cúbica a temperatura ambiente también va acompañada de un aumento sustancial del tamaño del grano (véase la Figura 10.4F). La forma cúbica de la circonia no es transformable y presenta una menor resistencia a la fractura. Esto se refleja en las propiedades mecánicas inferiores de las formulaciones de circonia con alto contenido cúbico, con una resistencia a la flexión de 609 MPa y una resistencia a la fractura de $2,4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0.5}$. Más recientemente, con el fin de mejorar aún más la estética de las restauraciones de circonio, se han introducido estructuras policromáticas multicapa (cuarta generación) y composiciones y tonos graduados (quinta generación).

Las microestructuras de estas variantes se presentan en diferentes formas, dependiendo del contenido de fase cúbica (5 % a 80 %) y del tamaño de grano (0,2 μm a 5 μm). Las resistencias medidas varían

entre 450 y 1500 MPa. El aspecto varía desde predominantemente opaco hasta sustancialmente translúcido. En general, al aumentar el contenido de itria se produce un aumento de la translucidez, pero una disminución de la resistencia. En consecuencia, los materiales modernos a base de circonia tienen una amplia gama de indicaciones clínicas, que incluyen coronas individuales, FDP de varias unidades, estructuras para restauraciones con recubrimiento de porcelana, incrustaciones *inlays*, *onlays*, carillas, implantes y pilares.

Cerámica reforzada con leucita

Las cerámicas reforzadas con leucita que contienen hasta un 45 % en volumen de leucita tetragonal se utilizaron para la fabricación de restauraciones sinterizadas totalmente cerámicas. La leucita actúa como fase de refuerzo; el mayor contenido de leucita (en comparación con la porcelana feldespática convencional para restauraciones metal-cerámica) da lugar a una mayor resistencia a la flexión (104 MPa) y a la compresión. La gran cantidad de leucita en el material también contribuye a un alto coeficiente de contracción térmica. Además, la gran discrepancia en la contracción térmica entre la leucita ($20\text{--}25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) y la matriz vítrea ($8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) da lugar al desarrollo de tensiones de compresión tangenciales en la matriz vítrea que rodea los cristales de leucita al enfriarse, ya que los cristales se contraen más que la matriz vítrea circundante. Estas tensiones pueden actuar como deflectores de grietas y contribuir a aumentar la resistencia de la cerámica a la propagación de grietas (tenacidad a la fractura).

Materiales cerámicos termoprensados

El termoprensado se basa en la aplicación de presión externa a altas temperaturas para sinterizar y dar forma a la cerámica. El termoprensado se utiliza en odontología para producir coronas, incrustaciones *inlay*, *onlay*, carillas y, más recientemente, prótesis fijas de cerámica sin metal. Durante el termoprensado, los lingotes de cerámica se calientan a alta temperatura en un molde de inversión unido con fosfato producido mediante la técnica de la cera perdida. La temperatura de termoprensado se elige cerca del punto de reblandecimiento de la cerámica. A continuación, se aplica una presión de 0,3 a 0,4 MPa a través de un émbolo refractario. Esto permite llenar el molde con la cerámica reblandecida. La alta temperatura se mantiene durante un periodo de entre 10 y 20 minutos. El termoprensado requiere un horno de prensado automatizado especialmente diseñado (Figura 10.5) y, por lo general, favorece una buena dispersión de la fase cristalina dentro de la matriz vítrea. Por consiguiente, las propiedades mecánicas de las cerámicas termoprensadas se maximizan en comparación con sus homólogas sinterizadas.



Figura 10.5. Horno para porcelana (Modificado a partir de Whip Mix Corporation, Louisville, KY).

Cerámica a base de leucita

Las cerámicas termoprensadas de primera generación contienen leucita tetragonal (KAlSi_3O_8 o $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$) como fase de refuerzo, en cantidades que varían entre el 35 % y el 55 % en volumen. Las temperaturas de termoprensado para este sistema oscilan entre 1150°C y 1180°C , con una permanencia en cada temperatura de unos 20 minutos. Los lingotes cerámicos están disponibles en una variedad de tonos. La microestructura final de estas cerámicas termoprensadas consiste en cristales de leucita, de 1 a 5 μm , dispersos en una matriz vítrea (Figura 10.4A). La porosidad de la cerámica termoprensada es del 9 % en volumen. Se dispone de dos técnicas: una técnica de tinción y una técnica de estratificación que implica la aplicación de cerámica de recubrimiento. Las dos técnicas dan lugar a valores medios de resistencia a la flexión comparables para la cerámica resultante. Para garantizar la compatibilidad con el coeficiente de expansión térmica de la cerámica de recubrimiento, el coeficiente de expansión térmica del material del núcleo para la técnica de recubrimiento ($14,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) es inferior al del material del núcleo para la técnica de tinción ($18 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). La resistencia a la flexión de estas cerámicas (120 MPa) es casi el doble que la de las porcelanas feldespáticas convencionales. Este aumento de la resistencia se explica por el hecho de que estas cerámicas poseen una mayor cristalinidad y que el proceso de termoprensado genera una excelente dispersión de estos finos cristales de leucita. Además, como se ha mencionado anteriormente, las tensiones térmicas residuales alrededor de los cristales de leucita favorecen la desviación de las grietas y contribuyen a mejorar el rendimiento mecánico. Las principales ventajas de las cerámicas reforzadas con leucita son su excelente estética y translucidez, mientras que sus limitaciones residen en sus modestas propiedades mecánicas, que restringen su uso a restauraciones unitarias anteriores.

Cerámica a base de litio

La segunda generación de cerámicas termoprensadas contiene disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) como fase cristalina principal. El termoprensado se realiza en un rango de temperatura de 910°C a 920°C , utilizando el mismo equipo que para las cerámicas a base de leucita. Las restauraciones termoprensadas se recubren posteriormente con cerámicas de expansión térmica similar o se maquillan. La microestructura final consiste en aproximadamente un 65 % en volumen de cristales prismáticos de disilicato de litio altamente entrelazados ($2\text{--}5 \mu\text{m}$ de longitud, $0,8 \mu\text{m}$ de diámetro) dispersos en una matriz vítrea (Figura 10.4B). La porosidad tras el termoprensado es de aproximadamente un 1 % en volumen. En comparación con las cerámicas de leucita de primera generación, la principal ventaja de las cerámicas de disilicato de litio es su mayor resistencia a la flexión (445 MPa) y a la fractura ($2,25 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$). Esto puede explicarse por una mayor cristalinidad y una microestructura de «troncos sobre el río» que consiste en cristales de disilicato de litio alargados, altamente entrelazados y en forma de aguja. Además, el desajuste de la expansión térmica entre los cristales de disilicato de litio y la matriz vítrea da lugar a tensiones residuales de compresión que, combinadas con múltiples orientaciones de los cristales, son eficaces para promover múltiples desviaciones de las grietas, lo que aumenta la resistencia a la propagación de las mismas. Por último, varios estudios han informado que el termoprensado favorece la alineación de los cristales a lo largo de la dirección del prensado debido a la elevada relación de aspecto de los cristales. Esto da lugar a una resistencia aún mayor a la propagación de grietas en la dirección perpendicular a la alineación de los cristales. Las propiedades mecánicas mejoradas de estas cerámicas termoprensadas de segunda generación han ampliado su gama de aplicaciones dentales, haciendo posible la fabricación de FDP de varias unidades.

Impulsados por el éxito clínico de la segunda generación de materiales de cerámica de vidrio de disilicato de litio termoprensadas, varios fabricantes han desarrollado una batería de cerámicas de vidrio a base de litio prensables. La composición de estos materiales varía desde el disilicato de litio hasta el silicato de litio y el disilicato de litio/

silicato de litio bifásico. El contenido cristalino varía entre el 40 % y el 75 % en volumen. La resistencia a la flexión medida varía entre 360 y 630 MPa y la resistencia a la fractura entre 1,8 y 2,4 MPa · m^{0,5}. En general, un tamaño de cristal mayor con una relación de aspecto más alta produce una mayor resistencia y dureza.

Materiales cerámicos mecanizados

Los materiales totalmente cerámicos pueden ser mecanizados en estado sinterizado por completo. Esto se denomina *mecanizado duro*, y las restauraciones producidas de esta manera se mecanizan directamente hasta alcanzar el tamaño final. Algunos materiales íntegramente cerámicos también se pueden mecanizar en estado blando, parcialmente sinterizado, y luego sinterizarse por completo. Esto se denomina *mecanizado blando*. Esta última técnica requiere el fresado de restauraciones ampliadas para compensar la contracción por sinterización y se adapta bien a cerámicas que son difíciles de mecanizar en estado sinterizado total, como la alúmina y la circonia.

Mecanizado en duro

Las cerámicas mecanizables pueden fresarse para formar incrustaciones *inlay*, *onlay*, carillas y coronas utilizando la tecnología CAD/CAM para producir restauraciones en una sola visita al consultorio. Después de preparar el diente, la preparación se escanea ópticamente y la imagen se digitaliza. La restauración se diseña con la ayuda de una computadora, como se muestra en la Figura 10.6. A continuación, la restauración es fresada a partir de bloques de cerámica mediante una fresadora controlada por computadora. El proceso de fresado varía desde varios minutos para las cerámicas feldespáticas sinterizadas hasta 45 minutos para la circonia densamente sinterizada, dependiendo de la resistencia y dureza de los bloques de cerámica para fresar. Las restauraciones se adhieren a la preparación dental con cementos de re-

sina. Las versiones más recientes de escáneres intraorales, combinadas con *software* de reconstrucción de impresiones digitales, permiten una vista tridimensional completa de la restauración proyectada con capacidades de *ajuste virtual*. Las diversas superficies de la restauración virtual pueden modificarse en las tres dimensiones antes del mecanizado. En el Capítulo 13 se puede encontrar más información sobre los sistemas de impresión digital.

Actualmente existen varias cerámicas feldespáticas, vitrocerámicas y circonias mecanizables para el mecanizado en duro. La cerámica feldespática contiene aproximadamente un 30 % en volumen de feldespato ($[\text{Na}, \text{K}] \text{AlSi}_3\text{O}_8$) como fase cristalina principal, disperso en una matriz vítrea (véase la Figura 10.4C). Su resistencia a la flexión se considera moderada (120 MPa). También hay disponibles varias marcas de bloques de cerámica de vidrio reforzados con leucita y litio, así como un bloque totalmente sinterizado 3Y-TZP y otro 4.7Y-PSZ de Glidewell Labs para el mecanizado en duro mediante CAD/CAM. Los bloques cerámicos reforzados con leucita son similares en microestructura y propiedades mecánicas a las cerámicas reforzadas con leucita termoprensadas de primera generación. Los bloques de cerámica de vidrio de disilicato de litio de tipo original se mecanizan en un estado parcialmente cristalizado, lo que corresponde a un material más blando y fácil de mecanizar en comparación con el que se encuentra en estado totalmente cristalizado. En estado parcialmente cristalizado (nucleado), la cerámica de vidrio contiene núcleos cristalinos tanto de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) como de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Mediante el control del tratamiento térmico de nucleación y cristalización, se puede ajustar el número de sitios de nucleación, el tamaño de los cristales y la naturaleza de las fases cristalinas para modular la translucidez de esta cerámica de vidrio. Se proponen bloques de baja, media y alta translucidez para el mecanizado CAD/CAM. Una vez fresadas las restauraciones, se realiza un tratamiento térmico a 850 °C durante 10 minutos para completar el proceso de cristalización y garantizar que la vitrocerámica posea propiedades mecánicas optimizadas antes del glaseado y la cementación. Dependiendo de la translucidez, la microestructura será ligeramente diferente, con la vitrocerámica de alta translucidez mostrando cristales de disilicato de litio ($1,5 \times 0,8 \mu\text{m}$) en una matriz vítrea, y la cerámica de baja translucidez mostrando un mayor número de cristales de disilicato de litio entrelazados más pequeños ($0,8 \times 0,2 \mu\text{m}$). La resistencia a la flexión tras completar el tratamiento térmico de cristalización se sitúa entre 360 y 480 MPa, según los datos del fabricante.

Recientemente se ha introducido otra vitrocerámica a base de litio, en la que se añade aproximadamente un 10 % en peso de dióxido de circonio a una composición de vidrio de silicato de litio y permanece en solución en la matriz vítrea. Esta modificación da lugar a una mayor cantidad de matriz vítrea en estado precristalizado (nucleado), con facilidad de mecanizado debido a la presencia de cristales de metasilicato de litio. La microestructura final tras completar el tratamiento térmico de cristalización (840 °C durante 8 minutos) consiste en silicato de litio (plaquetas de $0,1$ a $0,2 \mu\text{m}$) entrelazado con cristales de disilicato de litio (prismas de $0,5$ a $0,8 \mu\text{m}$ de largo), lo que da lugar a una vitrocerámica con una excelente translucidez y propiedades mecánicas comparables a las de las vitrocerámicas de disilicato de litio (véase la Figura 10.4D).

Mecanizado en blando seguido de sinterización

En 2002 se introdujo en el mercado dental la primera cerámica a base de circonio para mecanizado en blando. El material consiste principalmente en policristales de circonio tetragonal parcialmente estabilizados mediante la adición de un 3 % molar de óxido de itrio (3Y-TZP). Las restauraciones unitarias o múltiples se producen mediante el mecanizado directo de cerámica (DCM, por sus siglas en inglés) de bloques de 3Y-TZP presinterizados. Estos bloques son relativamente blandos y fáciles de fresar, lo que supone un ahorro considerable de tiempo y desgaste de herramientas en comparación con la circonia totalmente sinterizada. El proceso consistió en la fabricación de un modelo de cera



Figura 10.6. Sistema de diseño asistido por computadora para la fabricación de restauraciones totalmente cerámicas (Cortesía de Sirona Dental Systems, LLC, Charlotte, Carolina del Norte).

con el contorno completo de la restauración, que posteriormente se digitalizó con un escáner láser. Las restauraciones se sobredimensionaron en las etapas de diseño y mecanizado para compensar la gran contracción (20-25 %) que se produce durante el proceso de sinterización a altas temperaturas (1350 °C durante 2 horas).

Desde la introducción de la técnica DCM, se dispone de una amplia variedad de bloques de 3Y-TZP parcialmente sinterizados para el mecanizado en blando mediante CAD/CAM. En este caso, se elimina la etapa de modelado en cera, se hace una impresión digital de la preparación y el diseño de la restauración se lleva a cabo con una computadora. Al igual que en la técnica DCM, las restauraciones mecanizadas se sinterizan completamente a altas temperaturas.

Se debe tener en cuenta la metaestabilidad de las cerámicas 3Y-TZP cuando se realizan tratamientos que alteran la superficie, como el pulido o la abrasión por aire. Dado que la transformabilidad aumenta con el tamaño del grano, estos tratamientos pueden desencadenar la transformación tetragonal a monoclínica, con la consecuencia beneficiosa inmediata de producir tensiones de compresión en la superficie. Sin embargo, los efectos a largo plazo pueden ser perjudiciales debido a la combinación de los defectos producidos por el tratamiento superficial y la presencia de tensiones de tracción subyacentes. Por eso se debe tener mucho cuidado de seguir las instrucciones del fabricante cuando se trabaja con cerámicas a base de circonia parcialmente estabilizadas.

Las técnicas de mecanizado en duro permiten fabricar la restauración en la consulta en una sola visita. No obstante, los materiales totalmente cerámicos disponibles con estas técnicas presentan una resistencia baja o moderada (p. ej., las cerámicas feldespáticas y las vitrocerámicas) o son muy difíciles y lentos de fresar (es decir, la circonia totalmente sinterizada), por lo que sus aplicaciones clínicas se limitan a restauraciones unitarias o puentes fijos de corta envergadura.

La ventaja de fabricar la restauración en una sola visita al consultorio se pierde con las técnicas de mecanizado en blando, ya que las restauraciones requieren sinterización a altas temperaturas durante varias horas después de su mecanizado. Para superar este inconveniente, se han desarrollado protocolos de sinterización de alta velocidad que utilizan un horno de inducción. Ahora las restauraciones de circonita se pueden sinterizar en un plazo de 15 a 30 minutos. Estudios publicados en la literatura odontológica han descrito una microestructura no uniforme junto con una pequeña cantidad de porosidad en las piezas sinterizadas a alta velocidad, lo que compromete significativamente la translucidez de la circonita y, en menor medida, su resistencia. Esto ha llevado a la mayoría de las clínicas y laboratorios dentales a utilizar únicamente 4Y-PSZ para la sinterización a alta velocidad. Por ende, la opción de tratamiento en el consultorio para las restauraciones de circonita se limita principalmente a coronas individuales debido a la resistencia relativamente baja del 4Y-PSZ y a las dificultades para sinterizar uniformemente secciones gruesas de restauración, como conectores y pónicos de FDP de múltiples unidades. La sinterización de alta velocidad es una tecnología en desarrollo.

Restauraciones de metal-cerámica

Las restauraciones de metal-cerámica consisten en una estructura metálica fundida sobre la que se hornean al menos dos capas de cerámica (Figura 10.7). La primera capa que se aplica es una fina capa opaca, compuesta por porcelana modificada con óxidos opacificantes. Su función es enmascarar el aspecto gris oscuro de la estructura metálica oxidada para permitir el logro de una estética adecuada. Esta fina capa opaca también establece la unión entre el metal y la cerámica. El siguiente paso es la estratificación de porcelanas de dentina y esmalte (más translúcidas) para obtener un aspecto estético similar al de un diente natural. Los polvos de porcelana de dentina y esmalte se mezclan con líquido de modelado (principalmente agua destilada) hasta obtener una consistencia cremosa y se aplican sobre la capa opaca. A continuación, la porcelana se condensa mediante vibración y se eli-

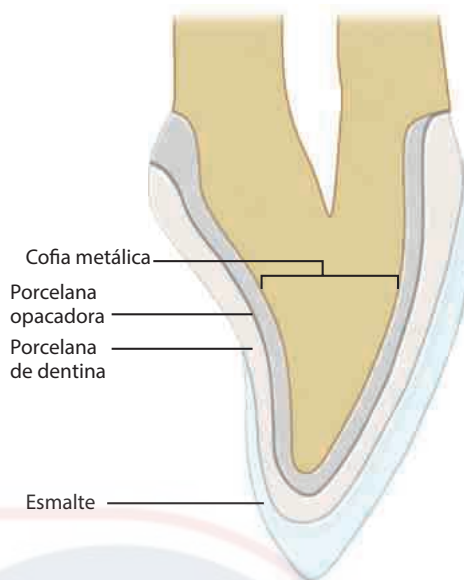


Figura 10.7. Sección transversal de una corona metalocerámica que muestra la cofia metálica, la capa de porcelana opacadora y las capas de porcelana de dentina y esmalte.

mina el exceso de agua con un paño absorbente. La estratificación de porcelana debe ser sobredimensionada para compensar la gran contracción (25-30 %) asociada al proceso de sinterización. Tras la estratificación de los polvos de porcelana, las restauraciones de metal-cerámica se secan lentamente para permitir una difusión y evaporación adecuadas del agua, y se sinterizan al vacío en un horno de porcelana. La sinterización al vacío ayuda a eliminar los poros. Cuando se cierra la puerta del horno, la presión se reduce a 0,01 MPa (0,1 atmósferas). La temperatura se eleva hasta alcanzar la temperatura de sinterización, luego se libera el vacío y la presión del horno vuelve a 0,1 MPa (1 atmósfera). En combinación con el flujo viscoso a altas temperaturas, el aumento de la presión ayuda a cerrar los poros residuales. El resultado es una porcelana densa y relativamente libre de poros, como se ilustra en la Figura 10.8. Los estudios han demostrado que la sinterización al vacío reduce la porosidad del 5,6 % en las porcelanas cocidas al aire al 0,56 %. Esta disminución de la porosidad se nota por el aumento asociado de la translucidez. Las porcelanas opacas, de dentina y esmalte están disponibles en varios tonos.

La Figura 10.9 muestra dos restauraciones fijas de tres unidades de metal-cerámica. Cuando son fabricadas por técnicos expertos, estas restauraciones proporcionan una estética excelente, junto con una resistencia adecuada gracias al soporte de la estructura metálica. Las aleaciones utilizadas para fundir la subestructura suelen ser a base de oro y contienen estaño e indio.

Es esencial que el CTE de la porcelana de recubrimiento sea ligeramente inferior al de la aleación para garantizar que la cerámica quede ligeramente comprimida después del enfriamiento. Esto evitará la formación de microfisuras en la porcelana y mejorará el rendimiento clínico a largo plazo.

Requisitos para un sistema metal-cerámico

1. La aleación debe tener una temperatura de fusión alta. El intervalo de fusión debe ser sustancialmente más alto (superior a 100 °C) que la temperatura de cocción de la porcelana de recubrimiento y las soldaduras utilizadas para unir los segmentos de una prótesis fija de varios dientes.
2. La porcelana de recubrimiento debe tener una temperatura de fusión baja para que no se produzca fluencia, comba o distorsión de la estructura durante la sinterización.

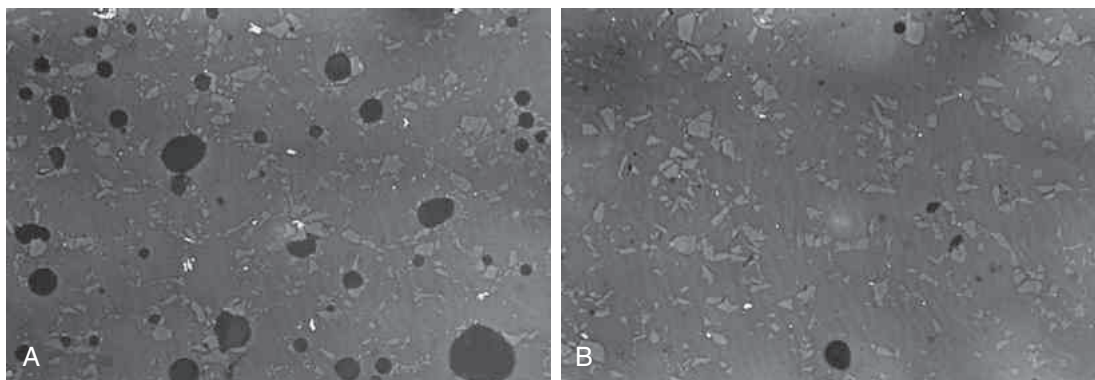


Figura 10.8. Porcelana cocida al aire y al vacío. (A) Micrografía óptica de porcelana cocida al aire, que muestra porosidad. (B) Micrografía óptica de porcelana cocida al vacío, que muestra una porosidad mínima (Cortesía de J.O. Semmelman, York, Pensilvania, 1959, Dentsply International).



Figura 10.9. Vista de prótesis dentales fijas de metal-cerámica (Cortesía del Dr. Charles Mark Malloy, Portland, Oregón).

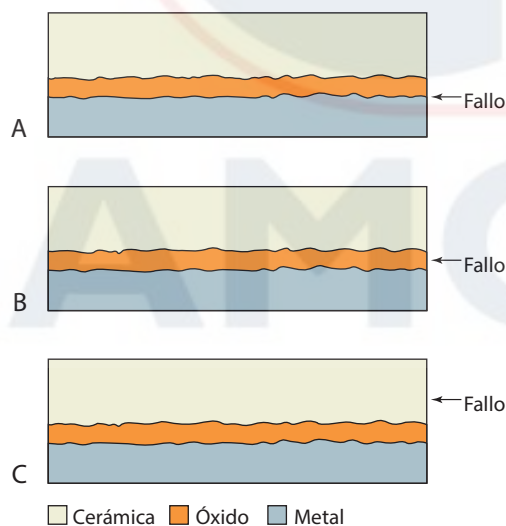


Figura 10.10. Diagrama que muestra tres tipos observados de fallo de adhesión en sistemas de metal-cerámica. (A) Metal-óxido metálico (adhesivo); (B) óxido metálico-óxido metálico (cohesivo); y (C) cerámica-cerámica (cohesivo). Nota: las dimensiones de las capas no están a escala.

- La porcelana debe humedecer fácilmente la aleación cuando se aplica en forma de pasta para evitar la formación de vacíos en la interfaz metal-cerámica. En general, el ángulo de contacto debe ser de 60 grados o menos.
- Es esencial que exista una fuerte unión entre la cerámica y el metal, lo que se consigue mediante la reacción química de la porcelana

na opaca con los óxidos metálicos de la superficie del metal (Figura 10.10) y mediante el entrelazamiento mecánico que se consigue al dar rugosidad a la cofia metálica.

- Los CTE de la porcelana y el metal deben ser compatibles para que la porcelana de recubrimiento nunca sufra tensiones de tracción, lo que provocaría grietas. Por lo tanto, los sistemas de metal-cerámica están diseñados de manera que el CTE del metal sea ligeramente superior al de la porcelana, lo que pone a la porcelana de recubrimiento en compresión (donde es más resistente) tras el enfriamiento (véase la Figura 9.9). Esto supone que los coeficientes lineales de expansión térmica de la porcelana y el metal son idénticos a los coeficientes lineales de contracción térmica.
- La rigidez y resistencia adecuadas de la estructura metálica son especialmente importantes para las FDP y las coronas posteriores. La alta rigidez del metal reduce las tensiones de tracción en la porcelana al limitar la amplitud de deflexión y la deformación (deformación). La alta resistencia es esencial en las áreas de los conectores interproximales de las FDP.
- Es esencial una alta resistencia a la deformación a altas temperaturas. Las cofias metálicas son relativamente delgadas (0,4 a 0,5 mm); no debe producirse ninguna distorsión durante la cocción de la porcelana, ya que se comprometería el ajuste de las restauraciones.
- Es fundamental un diseño adecuado de la restauración. La preparación debe proporcionar un espesor adecuado de la cofia metálica, así como suficiente espacio para un espesor adecuado de la porcelana que permita obtener una restauración estética. Durante la preparación de la estructura metálica, antes de la aplicación de la porcelana, es importante eliminar todos los ángulos agudos y redondearlos para evitar posteriormente la concentración de tensiones en la porcelana. Si no se utiliza una cobertura total de porcelana (p. ej., una superficie oclusal metálica), la posición de la unión metal-cerámica debe situarse al menos a 1,5 mm de todos los contactos oclusales céntricos.

Unión metal-cerámica

La fuerza de unión entre la porcelana y el metal es un requisito importante para el buen rendimiento a largo plazo de las restauraciones de metal-cerámica. En general, la unión es el resultado de la quimisorción por difusión entre la capa de óxido superficial de la aleación y la porcelana. En el caso de las aleaciones metálicas que no se oxidan fácilmente, esta capa de óxido se forma durante un ciclo de cocción especial previo a la aplicación de la porcelana opaca. En el caso de las aleaciones metálicas que se oxidan fácilmente, la capa de óxido se forma durante la humectación de la aleación por la porcelana y el ciclo de cocción posterior. El fallo mecánico más común de las restauraciones metal-cerámica es el desprendimiento de la porcelana del metal. Son muchos los factores que controlan la adhesión metal-cerámica: la

formación de fuertes enlaces químicos, el entrelazamiento mecánico entre los dos materiales y las tensiones térmicas residuales. Además, como se ha señalado anteriormente, la porcelana debe humedecerse y fusionarse con la superficie para formar una interfaz uniforme sin vacíos. Estos factores también son importantes para los recubrimientos cerámicos de los implantes metálicos.

Desde un punto de vista práctico, la rugosidad de la superficie en la interfaz metal-cerámica tiene un gran efecto en la calidad de la unión metal-cerámica. La abrasión con partículas en suspensión se utiliza habitualmente en las estructuras metálicas para restauraciones metal-cerámica con el fin de producir una superficie limpia con una rugosidad controlada. Durante el ciclo de cocción, la porcelana se ablanda, su viscosidad disminuye y la porcelana humedece primero la superficie metálica antes de que se cree el entrelazamiento entre la porcelana y el metal. El aumento de la superficie rugosa del metal también permite la formación de una mayor densidad de enlaces químicos. El ángulo de contacto entre la porcelana y el metal es una medida de la humectación y, en cierta medida, de la calidad de la unión que se forma. Los ángulos de contacto bajos son indicativos de una buena humectación. El ángulo de contacto de la porcelana sobre una aleación de oro (Au) es de unos 60 grados. En la Figura 9.8 se muestra una micrografía electrónica de barrido de la superficie oxidada de una aleación noble de oro (Au), platino (Pt) y paladio (Pd) al 98 %. No obstante, las superficies rugosas pueden reducir la adhesión si la porcelana no humedece la superficie y hay vacíos en la interfaz.

Se ha demostrado que la formación de una capa de óxido en la superficie del metal es la clave para una unión adecuada entre el metal y la cerámica. Las aleaciones de metales nobles, que son resistentes a la oxidación, suelen tener añadidos otros elementos más fácilmente oxidables, como el indio (In) y el estaño (Sn), para formar una capa de óxido y mejorar la unión. La capa de óxido se forma durante un ciclo de cocción especial previo a la aplicación de la porcelana. Se ha demostrado que algunas aleaciones nobles que contienen plata provocan la decoloración o el enverdecimiento de la porcelana, lo que se explica por la difusión iónica de la plata en la porcelana. Las aleaciones de metales básicos contienen elementos, como el níquel (Ni) y el cromo (Cr), que se oxidan fácilmente, por lo que se debe tener cuidado para evitar la formación de una capa de óxido demasiado gruesa. Los fabricantes especifican las condiciones de cocción para la formación de una capa de óxido óptima y, a menudo, indican el color del óxido. Los óxidos ricos en níquel (NiO) tienden a ser de color gris oscuro, mientras que los ricos en cromo (Cr_2O_3) son verdosos. Si no se siguen las recomendaciones de cocción, estos óxidos pueden disolverse en la porcelana durante la cocción, lo que provoca una decoloración visible en las zonas donde la porcelana es más fina, p. ej., cerca del margen gingival de la restauración. Algunas aleaciones forman capas de óxido ricas en Cr_2O_3 , que no se unen ni se adhieren bien a la aleación. Estas aleaciones suelen requerir la aplicación de un agente adhesivo a la superficie de la aleación para modificar el tipo de óxido que se forma. En algunos casos, los fabricantes recomiendan una cocción de oxidación a presión reducida para limitar el espesor de la capa de óxido. Una cocción de oxidación al aire puede dar lugar a una capa de óxido más gruesa.

Las altas tensiones térmicas residuales entre el metal y la porcelana pueden provocar fallos. Si el metal y la cerámica tienen coeficientes de expansión térmica muy diferentes, los dos materiales se contraerán a ritmos diferentes durante el enfriamiento y se formarán grandes tensiones térmicas residuales a lo largo de la interfaz metal-cerámica. Si estas tensiones son muy altas (ya sean de tracción o compresión), la porcelana se agrietará y/o se deslaminará del metal. Incluso si estas tensiones no provocan un fallo inmediato, pueden debilitar la unión y provocar un fallo diferido. Para evitar estos problemas, las porcelanas y las aleaciones se formulan de manera que tengan coeficientes de expansión térmica adecuadamente adaptados. La mayoría de las porcelanas tienen coeficientes de expansión térmica entre $13,0$ y $14,0 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$, y los metales entre $13,5$ y $14,5 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$. La diferencia de $0,5 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ en la contracción térmica entre el metal y la por-

celana hace que el metal se contraiga ligeramente más que la cerámica durante el enfriamiento. Esta condición somete a la porcelana a una ligera compresión residual, lo que la hace menos sensible a las tensiones de tracción inducidas por la carga mecánica.

Una unión metal-cerámica puede fallar en cualquiera de las tres ubicaciones posibles (véase la Figura 10.10). Conocer la ubicación del fallo proporciona información considerable sobre la calidad de la unión. La mayor resistencia de la unión provoca un fallo dentro de la porcelana cuando se somete a prueba (véase la Figura 10.10C); esto se observa con algunas aleaciones que se prepararon adecuadamente con una excelente humectación por parte de la porcelana y también se denomina *fallo cohesivo*. Las pruebas realizadas con estas muestras de alta resistencia mediante el ensayo de cizallamiento por empuje muestran que la resistencia de la unión es aproximadamente la misma que la resistencia al cizallamiento de la porcelana. Otro posible fallo cohesivo se produce dentro de la capa de óxido (véase la Figura 10.10B). Los fallos que se producen en la interfaz entre el metal y la capa de óxido (véase la Figura 10.10A) se denominan *fallos adhesivos* y se observan comúnmente con aleaciones metálicas que son resistentes a la formación de óxidos superficiales, como el oro puro o el platino, y que presentan una mala adhesión. Las aleaciones de metales básicos suelen presentar fallos dentro de la capa de óxido si esta es excesivamente gruesa.

Cerámicas para restauraciones metal-cerámica

Las cerámicas para restauraciones metal-cerámica deben cumplir cinco requisitos: (1) deben simular el aspecto de los dientes naturales, (2) deben fundirse a temperaturas relativamente bajas, (3) deben tener coeficientes de expansión térmica compatibles con las aleaciones utilizadas para las estructuras metálicas, (4) deben envejecer bien en el entorno bucal y (5) deben tener una baja abrasividad. Las porcelanas se formulan cuidadosamente para cumplir estos requisitos. Estas cerámicas están compuestas por una fase cristalina (leucita) dispersa en una matriz vítrea (amorfa). Su composición química incluye sílice (SiO_2), alúmina (Al_2O_3), óxido de sodio (Na_2O) y óxido de potasio (K_2O) (Tabla 10.4). Se añaden opacificantes (TiO_2 , ZrO_2 , SnO_2), diversos óxidos colorantes termoestables y pequeñas cantidades de óxidos fluorescentes (CeO_2) para igualar el aspecto de la estructura compleja de la dentina y el esmalte. La presencia de una gran cantidad de fase vítrea en las porcelanas dentales (80-90 % en volumen) permite una translucidez similar a la del esmalte. Los óxidos colorantes y los opacificantes permiten ajustar con precisión el aspecto final y controlar el tono. La porcelana se suministra en forma de polvo fino de granulometría controlada.

Porcelana dental

Composición

La calidad de cualquier cerámica depende de la elección de los componentes, la proporción correcta de cada uno de ellos y el control del proceso de cocción. En la fabricación de porcelanas dentales se utilizan componentes de alta pureza debido a los estrictos requisitos de propiedades ópticas e inercia química, combinados con una resistencia, dureza y expansión térmica adecuadas.

En su estado mineral, el feldespato, el principal componente bruto de las porcelanas dentales para restauraciones metal-cerámica, es cristalino y opaco. Químicamente, se designa como aluminosilicato de potasio, con una composición de KAlSi_3O_8 o $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$. El feldespato se funde de forma incongruente a unos 1150°C , formando diversos minerales de silicato, posiblemente leucita (KAlSi_2O_6 o $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$) y vidrio fundido.

Fabricación

Muchos fabricantes de porcelana dental compran feldespato en forma de polvo ya tamizado y limpio de impurezas según sus especificaciones. Otras materias primas utilizadas en la fabricación de porcelanas dentales son diversos tipos de sílice (SiO_2) en forma de polvo

TABLA 10.4.

Composición de cerámicas dentales para fundir con aleaciones de alta temperatura

Compuesto	Biodent Opaque BG 2 (%)	Ceramco Opaque 60 (%)	V.M.K. Opaque 131 (%)	Biodent Dentin BD 27 (%)	Ceramco Dentin T 69 (%)
SiO ₂	52,0	55,0	52,4	56,9	62,2
Al ₂ O ₃	13,55	11,65	15,15	11,80	13,40
CaO	—	—	—	0,61	0,98
K ₂ O	11,05	9,6	9,9	10,0	11,3
Na ₂ O	5,28	4,75	6,58	5,42	5,37
TiO ₂	3,01	—	2,59	0,61	—
ZrO ₂	3,22	0,16	5,16	1,46	0,34
SnO ₂	6,4	15,0	4,9	—	0,5
Rb ₂ O	0,09	0,04	0,08	0,10	0,06
BaO	1,09	—	—	3,52	—
ZnO	—	0,26	—	—	—
UO ₃	—	—	—	—	—
B ₂ O ₃ , CO ₂ y H ₂ O	4,31	3,54	3,24	9,58	5,85

De Nally JN, Meyer J.M. Experimental study on the nature of the ceramic-metallic bonding. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1970;80(3):250-278. [Artículo en francés]

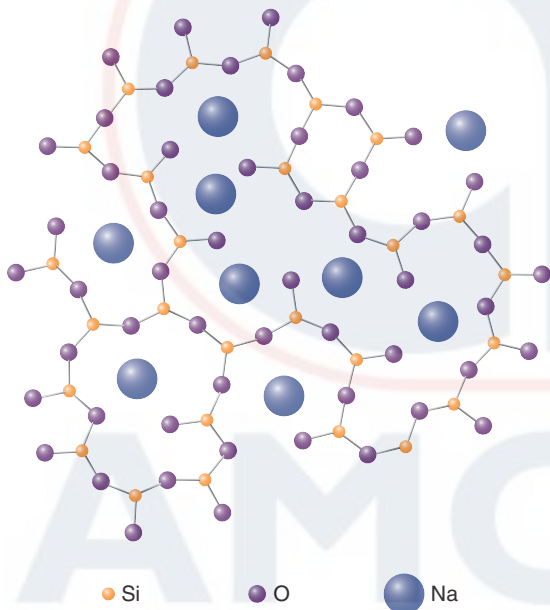


Figura 10.11. Estructura bidimensional del vidrio de silicato de sodio. Na, sodio; O, oxígeno; Si, silicio (Modificado a partir de Warren B.E., Biscoe J. Fourier analysis of x-ray patterns of soda-silica glass. *J. Am Ceram Soc.* 1938;21(7):259-265).

fino, alúmina (Al₂O₃), así como carbonatos alcalinos y alcalinotérreos como fundentes. Durante el proceso de fabricación, los componentes molidos se mezclan cuidadosamente y se calientan a unos 1200 °C en grandes crisoles. Como se ha mencionado anteriormente, el feldespato se funde de forma incongruente a unos 1150 °C para formar una fase vítrea con una estructura amorfa, como se ilustra en la Figura 10.11, y fases cristalinas, posiblemente compuestas por leucita, un aluminosilicato de potasio (KAlSi₂O₆).

Seguidamente, la mezcla se enfría muy rápidamente (se temple) en agua, lo que hace que la masa se rompa en pequeños fragmentos. El producto obtenido, denominado *frita*, se muele en bolas para conseguir una distribución adecuada del tamaño de las partículas. En esta

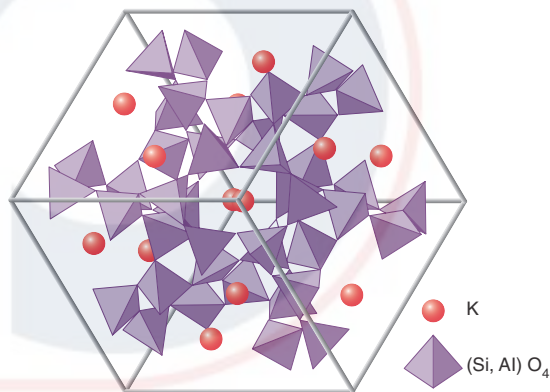


Figura 10.12. Estructura tridimensional de la leucita (KAlSi₂O₆). Al, aluminio; K, potasio; O, oxígeno; Si, silicio.

etapa se añaden pigmentos colorantes en pequeñas cantidades para obtener los delicados matices necesarios para imitar los dientes naturales. Los pigmentos metálicos incluyen óxido de titanio para los tonos amarillo-marrón, óxido de manganeso para el lavanda, óxido de hierro para el marrón, óxido de cobalto para el azul, óxidos de cobre o cromo para el verde y óxido de níquel para el marrón. En el pasado, se utilizaba óxido de uranio para proporcionar fluorescencia; sin embargo, debido a su baja radioactividad, se ha sustituido por óxidos de lantánidos (como el óxido de cerio). Los óxidos de estaño, titanio y circonio se utilizan como opacificantes.

Una vez completado el proceso de fabricación, la porcelana dental feldespática se compone de una fase vítrea (o amorfa) y leucita (KAlSi₂O₆) como fase cristalina. La fase vítrea formada durante el proceso de fabricación tiene propiedades típicas del vidrio, como baja resistencia y dureza, y alta translucidez. La estructura cristalina de la leucita es tetragonal a temperatura ambiente (Figura 10.12). La leucita sufre una transformación cristalográfica reversible a 625 °C, temperatura por encima de la cual su estructura se vuelve cúbica. Esta transformación va acompañada de una expansión térmica que da lugar a un aumento del 1,2 % en volumen de la celda unitaria. Esto explica el alto coeficiente de expansión térmica asociado a la leucita tetrago-

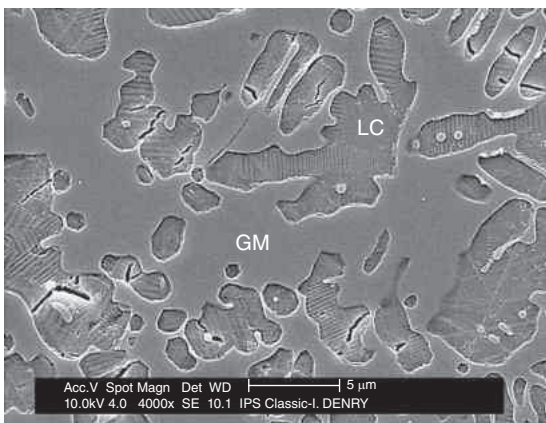


Figura 10.13. Micrografía electrónica de barrido que muestra la microestructura de la porcelana feldespática para restauraciones metal-cerámica. GM, matriz vítrea; LC, cristal de leucita.

nal (superior a $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Como resultado, la cantidad de leucita presente (10-20 % en volumen) controla el coeficiente de expansión térmica de la porcelana, de modo que se adapta adecuadamente al de las aleaciones dentales.

La microestructura de la porcelana feldespática convencional se muestra en la Figura 10.13; la fase vítrea se ha grabado ligeramente con ácido para revelar los cristales de leucita. Las composiciones típicas de los polvos de porcelana opaca y dentina se indican en la Tabla 10.4.

Las porcelanas feldespáticas tienen otras cualidades que las hacen muy adecuadas para las restauraciones metal-cerámica. Se funden a temperaturas más bajas que muchos otros materiales cerámicos, lo que reduce la posibilidad de distorsión de la cofia metálica. Esto es posible gracias a la presencia de óxidos alcalinos (Na_2O y K_2O) en la matriz vítrea; estos óxidos son responsables de la creación de oxígenos no enlazantes en la red vítrea, lo que reduce las temperaturas de fusión a un rango de 930°C a 980°C . También hay disponibles porcelanas con una temperatura de fusión aún más baja (760°C - 780°C) y un alto CTE ($15,8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Estas porcelanas están diseñadas para ser compatibles con la unión a aleaciones amarillas con alto contenido en oro, que tienen coeficientes de expansión térmica entre $16,1$ y $16,8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Aun así, pueden ser abrasivas para los dientes opuestos debido a su dureza, lo que se convierte en un problema importante si la superficie de la porcelana se vuelve rugosa por los ajustes oclusales.

Efecto del diseño en las restauraciones de metal-cerámica

Dado que las cerámicas son débiles a la tensión y pueden soportar muy poca deformación antes de fracturarse, la estructura metálica debe ser rígida para minimizar la deformación de la porcelana. Ahora bien, las cofias deben ser lo más finas posible para dejar espacio a la porcelana para que cubra la estructura metálica sin sobrecontornear la porcelana. Esta consideración es especialmente cierta en el caso de las aleaciones que tienen un aspecto grisáceo. Esto podría llevar a la conclusión de que las aleaciones de níquel-cromo (Ni-Cr) o cobalto-cromo (Co-Cr) serían superiores a las aleaciones nobles, ya que sus módulos de elasticidad (rigidez) son entre 1,5 y 2 veces mayores y el espesor de la cofia podría reducirse a la mitad. Sin embargo, la carga de la restauración la somete a una flexión, y la deflexión por flexión es una función solo de la primera potencia del módulo, mientras que es una función del cubo del espesor. Se puede demostrar que, para una restauración dental típica de metal-cerámica, el espesor de una cofia de metal base solo se puede reducir en un 7 % debido al mayor módulo de elasticidad. De ahí que la ventaja del mayor módulo de las aleaciones de metal base es mínima.

El margen vestibular de las prótesis metal-cerámica es un área crítica en cuanto al diseño, ya que el espesor de la porcelana en el margen es reducido para ocultar el aspecto de la cofia metálica y resistir la fractura. Los diseños de margen recomendados incluyen un hombro de 90 grados, un hombro de 120 grados o un hombro biselado. Siempre que la profundidad del hombro sea de al menos 1,2 mm, todos estos diseños deberían proporcionar un espesor de porcelana suficiente para minimizar el riesgo de fractura de la porcelana.

Cuando se utiliza una cobertura parcial de porcelana, como cuando se desea una superficie oclusal metálica, la posición de la unión metal-cerámica es fundamental. Debido a la gran diferencia en el módulo de elasticidad entre la porcelana y el metal, se producen tensiones en la interfaz cuando se carga la restauración. Estas tensiones deben minimizarse posicionando la unión metal-cerámica al menos a 1,5 mm de los contactos oclusales céntricos.

La geometría del área del conector interproximal entre la corona del pilar y el pónico es fundamental en el diseño de una prótesis fija de metal-cerámica. El espesor incisocervical del conector debe ser lo suficientemente grande como para evitar la deformación o la fractura, ya que la deflexión disminuye con el cubo del espesor; un mayor espesor minimizará la deflexión de la estructura, lo que puede provocar el desprendimiento o la fractura de la porcelana. Cabe señalar que una restauración fija no es una viga uniforme; la deflexión máxima bajo carga se producirá en la sección transversal más delgada, que es el área del conector interproximal. Sin embargo, el espesor del conector no puede afectar a los tejidos gingivales ni restringir el acceso a los procedimientos de higiene bucal.

Fallo y reparación de restauraciones de metal-cerámica

Las restauraciones de metal-cerámica siguen siendo una combinación de materiales viable seleccionada para aplicaciones de coronas y puentes y tienen una tasa de éxito a 10 años de alrededor del 95 %. La mayoría de los retratamientos se deben a fallos biológicos, como fracturas dentales, enfermedad periodontal y caries secundarias. Las fracturas de prótesis y los fallos estéticos solo representan el 20 % de los casos de retratamiento de restauraciones unitarias. En el caso de los puentes fijos de metal-cerámica, la fractura de la prótesis es la razón más común para el retratamiento, y los puentes fijos de gran envergadura (cinco o más unidades) tienen aproximadamente el doble de incidencia de fallos en comparación con los puentes fijos de corta envergadura.

Cuando una prótesis metal-cerámica falla, a menudo se debe a un fallo adhesivo entre la porcelana y el metal o a un fallo cohesivo dentro de la cerámica cerca de la interfaz metal-cerámica. Lo ideal sería retirar la prótesis, limpiar las superficies metálicas y formar una nueva capa de óxido en la zona expuesta del metal antes de aplicar la porcelana y cocerla. No obstante, esto no se puede lograr intraoralmente, y la extracción de la prótesis es desagradable para el paciente y requiere mucho tiempo. Por lo que se han desarrollado diversas técnicas para la reparación de la porcelana utilizando resinas compuestas. Todas estas técnicas presentan el reto de unir materiales químicamente diferentes. Cuando se dispone de fragmentos de porcelana y no se ejerce ninguna carga funcional sobre el lugar de la fractura, se pueden utilizar agentes de acoplamiento de silano para lograr una buena adhesión entre el compuesto y la porcelana; ahora bien, no se dispone de agentes de unión comparables para las aleaciones metálicas y este tipo de reparación se considera solo temporal. Existen sistemas para recubrir la superficie metálica con partículas de sílice mediante abrasión con partículas en suspensión. Las partículas se incrustan en la superficie metálica tras el impacto, y luego se puede aplicar un agente de acoplamiento de silano. Alternativamente, las aleaciones de metales básicos se pueden recubrir con estaño y luego aplicar una imprimación ácida. Ambos métodos logran una resistencia de unión adecuada y pueden retrasar la eventual necesidad de rehacer la prótesis.

Bibliografía

- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2004;71B(1):99–107.
- Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japan Dent Sci Rev*. 2008;44(1):3–21.
- Baran GR, O'Brien WJ, Tien TY. Colored emission of rare-earth ions in a potassium feldspar glass. *J Dent Res*. 1977;56(11):1323–1329.
- Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater*. 2014;30(5):554–563.
- Brodbeck RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res*. 1980;59(1):70–75.
- Chevalier J, Grémillard L, Virkar AV, et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901–1920.
- Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(10):956–962.
- Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010;3(1):351–368.
- Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235–1242.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299–307.
- Denry IL, Holloway JA, Colijn HO. Phase transformations in a leucite-reinforced pressable dental ceramic. *J Biomed Mater Res*. 2001;54(3):351–359.
- Denry IL, Holloway JA, Tarr LA. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(6):791–796.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*. 1992;5(1):9–16.
- Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom*. 2003;23(4):382–390.
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258:703–704.
- Gray HS. The porcelain jacket crown. *N Z Dent J*. 1963;283–287.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(5):449–456.
- Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*. 2000;83(3):461–487.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):4–9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):10–15.
- Höland W, Apel E, van't Hoen C, et al. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *J Non-Cryst Solids*. 2006;352(38–39):4041–4050.
- Höland W, Beall G. *Glass-Ceramic Technology*. The American Ceramic Society; 2002.
- International Organization for Standardization (ISO). *ISO/FDIS 6872: Dentistry—Ceramic materials*; 2024.
- Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):536–541.
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289–298.
- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995;74(6):1253–1258.
- Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. *Introduction to Ceramics*. John Wiley & Sons; 1976.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, et al. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):304–313.
- Kruger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *Int J Appl Glass Sci*. 2013;4(1):9–19.
- Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*. 2004;25(14):2885–2892.
- McLean JW. Alumina reinforced porcelain jacket crown. *J Am Dent Assoc*. 1967;75(3):621–628.
- Meyer JM, O'Brien WJ, Cu Y. Sintering of dental porcelain enamels. *J Dent Res*. 1976;55(4):696–699.
- Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater*. 1986;2(2):58–62.
- Paravina R, Powers J. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Mosby; 2004.
- Piche PW, O'Brien WJ, Groh CL, et al. Leucite content of selected dental porcelains. *J Biomed Mater Res*. 1994;28(5):603–609.
- Sailer I, Feher A, Filser F, et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4):383–388.
- Shiraishi T, Wood DJ, Shinokaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2011;27(2):165–172.
- Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*. 2008;139:19S–24S.
- Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*. 2009;25(7):857–862.
- Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, et al. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res*. 1994;73(12):1824–1832.
- Tinschert J, Zwez D, Marx R, et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000;28(7):529–535.
- Vines R, Semmelman J. Densification of dental porcelain. *J Dent Res*. 1957;36(6):950–956.
- Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon* technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*. 2005;32(3):180–187.
- Weinstein M, Weinstein LK, Katz S, et al. *Fused porcelain-to-metal teeth, U.S. Patent No. 3,052,982, United States Patent Office*; 1962.
- Zhang Y, Lawn BR. Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res*. 2004;69B(2):166–172.
- Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014;30(10):1195–1203.

Sistemas metal-cerámica

- Anusavice KJ, Højatje B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res*. 1987;66(9):1493–1498.
- Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Bonding mechanism evidence in a ceramic non-precious alloy system. *J Biomed Mater Res*. 1977;11(5):701–709.
- Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Identification of fracture zones in porcelain-veneered-to-metal bond test specimens by ESCA analysis. *J Prosthet Dent*. 1979;42(4):417–421.
- Anusavice KJ, Ringle RD, Morse PK, et al. A thermal shock test for porcelain metal systems. *J Dent Res*. 1981;60(9):1686–1691.
- Anusavice KJ. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 1: metal-ceramic crowns and bridges. *Gen Dent*. 1996;44(6):492–494.
- Council on Dental Materials and Devices. How to avoid problems with porcelain-fused-to-metal restorations. *J Am Dent Assoc*. 1977;95(4):818–822.
- Dent RJ, Preston JD, Moffa JP, et al. Effect of oxidation on ceramometal bond strength. *J Prosthet Dent*. 1982;47(1):59–62.
- Donovan T, Prince J. An analysis of margin configurations for metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1985;53(2):153–157.
- Eden GT, Franklin OM, Powell JM, et al. Fit of porcelain fused-to-metal crown and bridge casting. *J Dent Res*. 1979;58(12):2360–2368.
- Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, et al. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res*. 1980;14(4):435–446.
- Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res*. 1975;54(2):255–261.
- Faucher RR, Nicholls JL. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1980;43(2):149–155.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):526–531.
- Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493–502.
- Johnson T, van Noort R, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater*. 2006;22(4):330–337.
- Jones DW. Coatings of ceramics on metals. In: Ducheyne P, Lemons JE, eds. *Bioceramics: Materials Characteristics Versus in Vivo Behavior*. vol. 523. New York Academy of Science; 1988.
- Känänen M, Kivilahti J. Bonding of low-fusing dental porcelain to commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res*. 1994;28(9):1027–1035.

- Lautenschlager EP, Greener EH, Elkington WE. Microprobe analysis of gold-porcelain bonding. *J Dent Res.* 1969;48(6):1206–1210.
- Leibrock A, Degenhart M, Behr M, et al. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil.* 1999;26(2):130–137.
- Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, et al. Bond strength of metal-ceramics systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater.* 1955;6(1):55–64.
- Lubovich RP, Goodkind RJ. Bond strength studies of precious, semiprecious, and non-precious metal-ceramic alloys with two porcelains. *J Prosthet Dent.* 1977;37(3):288–299.
- Mackert Jr JR, Twiggs SW, Evans-Williams AL. Isothermal anneal effect on leucite content in dental porcelains. *J Dent Res.* 1995;74(6):1259–1265.
- Malhotra ML, Maickel LB. Shear bond strength of porcelain-fused-to-alloys of varying noble metal contents. *J Prosthet Dent.* 1980;44(4):405–412.
- Nally JN, Meyer JM. Experimental study on the nature of the ceramic-metallic bonding. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1970;80(3):250–278.
- Nápánkangas R, Salonen-Kemppi MA, Raustia AM. Longevity of fixed metal ceramic bridge prostheses: a clinical follow-up study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):140–145.
- Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):299–302.
- Ringle RD, Fairhurst CW, Anusavice KJ. Microstructures in non-precious alloys near the porcelain-metal interaction zone. *J Dent Res.* 1979;58(10):1987–1993.
- Robin C, Scherrer SS, Wiskott HWA, et al. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater.* 2002;18(5):389–395.
- Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res.* 1962;41(6):1424–1437.
- Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, et al. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):689–694.
- Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1999;12(6):519–526.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83–96.

