



Zirconia en odontología: primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica

Thaleia Vagkopoulou, DDS

Doctorando, Departamento de Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Albert-Ludwig, Friburgo (Alemania)

Spiridon Oumvertos Koutayas, Dr en medicina dental, DDS, CDT.

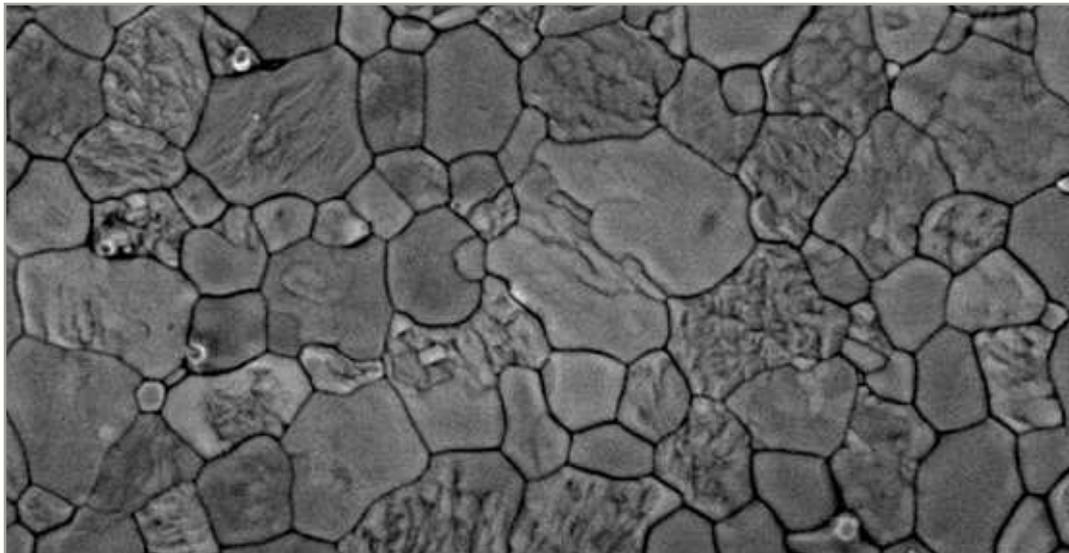
Profesor, Departamento de Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Albert-Ludwigs, Friburgo, Alemania. Consulta privada, Corfú (Grecia)

Petros Koidis, DDS, MSc, PhD

Profesor y director, Departamento de Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Aristóteles, Tesalónica (Grecia)

Jörg Rudolf Strub, Dr en medicina dental, DDS, PhD

Profesor y Catedrático de prótesis dental, Facultad de Odontología, Universidad de Albert-Ludwig, Friburgo (Alemania)



Correspondencia: Thaleia Vagkopoulou

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Albert-Ludwigs University Freiburg, Hugstetter Str. 55, 79106 Friburgo (Alemania);
teléfono: +49-761-270-4970; fax: +49-761-270-4925; e-mail: thaleia.vagkopoulou@uniklinik-freiburg.de



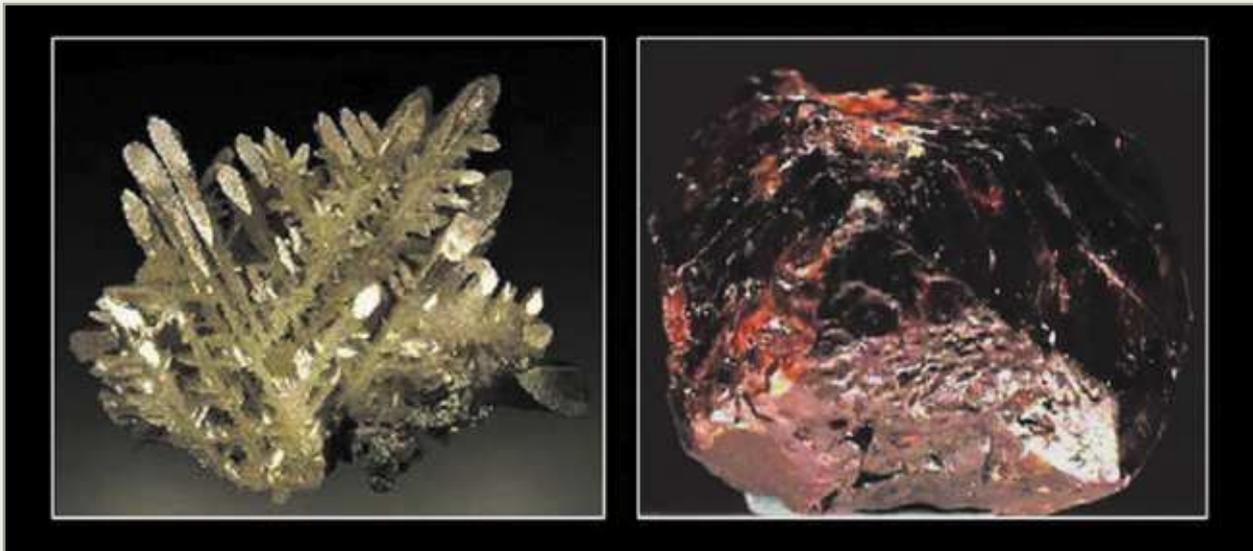
Resumen

Los materiales cerámicos modernos, como el zirconia, presentan un gran potencial como sustitutos de los materiales tradicionales y numerosas aplicaciones biomédicas. Desde finales de la década de 1990, la zirconia parcialmente estabilizada ha demostrado ser adecuada para el uso odontológico a causa de su dureza y superior resistencia a la fractura, que es el resultado de un mecanismo de endurecimiento inherente. Además, la biocerámica de zirconia presenta una mayor biocompatibilidad, baja radiactividad e interesantes propiedades ópticas. La introducción de las técnicas de fabricación asistidas o diseñadas por ordenador (CAD/CAM) han incrementado la aceptación general de la zirconia en el campo de la odontología. Sin embargo, algu-

nos procedimientos de fabricación, como el tallado, el pulido, el arenado, el tratamiento con calor y el recubrimiento de las microestructuras de grano fino pueden influir sobre la sensibilidad del compuesto al envejecimiento y, por tanto, afectar la estabilidad a largo plazo y el éxito del mismo.

El propósito del presente artículo es estudiar la evolución de la zirconia como biomaterial, explorar las propiedades físicas, químicas, biológicas y ópticas del compuesto, describir los procedimientos de endurecimiento y, finalmente, examinar los efectos del envejecimiento, el procesado y los efectos de la interfase entre el muñón y en recubrimiento cerámico.

(Eur J Esthet Dent 2009;4:274–295.)





Introducción

Las edades de la piedra y del bronce reciben estos nombres a causa de los materiales que dominaron estos importantes periodos históricos. En consecuencia, la era moderna, en la que existe un surtido cada vez mayor de materiales cerámicos para uso industrial o biomédico, podría denominarse “la era de la cerámica”.

Los compuestos cerámicos que se desarrollan específicamente para uso médico y odontológico se denominan biocerámicas. A lo largo de la última década, la tecnología de la zirconia ha contribuido un rápido desarrollo de las prótesis dentales sin metal proporcionando una elevada biocompatibilidad, mejorar la estética y mejorar la resistencia de los materiales. El conocimiento de la química de la cerámica de la zirconia y su cristalografía, así como la producción de este compuesto de ingeniería, se han traducido en prometedoras y avanzadas aplicaciones dentales.

En el día de hoy, las técnicas que anteriormente se utilizaban a los metales se consideran aplicables a los distintos sistemas cerámicos. En la actualidad, las transformaciones de fase, la aleación, el enfriamiento y templado se aplican sobre distintos sistemas de cerámica de zirconia. El aumento significativo a la resistencia a la fractura, la ductilidad y la resistencia al impacto del compuesto han reducido la brecha entre las propiedades físicas de las cerámicas y de los metales. Además, los desarrollos recientes en materia de cerámica libre de óxido y de mayor dureza (p. ej., cerámica de nitrito), así como las gigantescas inversiones en la industria dental (e.g. sistemas de CAD/AM) también han creado grandes expectativas en el potencial de la aplicación de los materiales cerámicos en la odontología clínica. Desde el punto de vista de la tecnología, la zirconia parece presentar un excelente rendimiento a corto plazo; sin embargo, no existen datos sobre la longevidad a largo plazo de

este compuesto, razón por la cual el futuro del mismo sigue siendo una incógnita.

El propósito del presente artículo es ocuparse de la evolución de la zirconia como biomaterial. Más específicamente, nos ocuparemos de sus propiedades físicas, químicas, biológicas y ópticas, de la química del compuesto con las distintas fases de cristalización y procedimientos de endurecimiento; la respuesta tisular en el aspecto de la biocompatibilidad, y describir los efectos del envejecimiento en la superficie durante las técnicas de procesamiento.

La evolución de la zirconia en la historia

Los minerales de zirconia se descubrieron hace décadas, pero entonces todavía se referían a ellos con los nombres de jargón o jacinto. El metal zirconio (Zr) procede de la palabra árabe «zargon», que significa «de color dorado» que, a su vez, deriva de dos palabras persas: «zar» (oro) y «gun» (color). El compuesto metálico dióxido de zirconio fue descubierto por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789 y fue aislado por otro químico, el sueco Jöns Jacob Berzelius, en 1824.

En la actualidad, la zirconia se utiliza ampliamente para propósitos industriales; en la Tabla 1 se enumeran la mayor parte de estas aplicaciones. La investigación y el desarrollo de la zirconia como material biológico empezó a finales de la década de 1960, cuando Helmer Driskell publicó el primer artículo dedicado a las aplicaciones biomédicas de este compuesto.¹ Desde entonces, la investigación basada en el trabajo de Garvie y Niholson² se ha concentrado en la cerámica de zirconia parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-PSZ), también conocida como policristales tetragonales de zirconia de itrio (Y-TZP), que exhiben una elevada biocompatibilidad^{3,4} y una mejor resistencia a la fractura.^{3,5} En

**Tabla 1** Y-TZP

Aplicaciones y usos industriales más habituales de la zirconia	
Rollos de tubo y varas de el tallado	Aislante térmico
Componentes de bombas y válvulas	Moldes de extrusión de metal fundido
Fijaciones de precisión	Guías para hilos y cables
Moldes de estampación, dibujo y extrusión	Membranas de célula de combustible
Acoplamientos de precisión	Componentes de fibra óptica
Guías para cables	Bolas y asientos para válvulas de precisión
Herramientas de corte	Medios del tallado y dispersión
Válvulas asientos para orificios profundos	Moldes de compactación de polvo
Sensores de oxígeno	Sellos de bombas marinas y guías para para postes
Rollos y guías para la formación de tubos de metal	Sistemas de esferas y piedras de tallado de alta densidad
Hornos eléctricos a 2,000 °C atmósferas de oxidación	Susceptores para hornos de inducción de alta temperatura

Tabla 2 Y-TZP

Aplicaciones médicas	Aplicaciones en odontología
Instrumental quirúrgico	Composites
Manipulación de la sangre	Ataches extracoronales
Instrumental	Coronas de cobertura total y parcial
Implantes quirúrgicos	Coronas fijas de cobertura parcial
Ortopedia (cabezas esféricas de TZP)	Carillas
	Postes y muñones
	Coronas telescópicas primarias
	Brackets de ortodoncia
	Pilares de implantes
	Implantes

general, los modernos biomateriales de zirconio y los productos empleados como materiales quirúrgicos (implantes) deben cumplir con las normas descritas por la Organización Internacional

de la Estandarización (ISO) 13556. La cerámica de zirconio posee distintas aplicaciones en la medicina contemporánea; sin embargo, la más generalizada es la fabricación de cabezas esfé-



ricas de Y-TZP para prótesis de cadera o bien para las artroplastias completas de cadera, que Christel³ introdujo por primera vez.

Además con la continuos avances en materia de modernos sistemas de CAD/CAM, la odontología también se vio beneficiada con distintas aplicaciones basadas en el zirconio (e.g., armazones de alta resistencia, postes endodónticos, implantes, braquets, etc.). (Tabla 2)

Definiciones

Zirconio: símbolo químico Zr, elemento metálico de transición, número atómico 40, peso de 91,22, de aspecto brillante y excepcionalmente resistente a la corrosión. El zirconio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y, de forma amorfa, como un polvo negro-azulado. El zirconio posee una densidad de 6,49 g/cm³, un punto de fundición de 2.128 K (1.855 °C o 3.371 °F) y un punto de ebullición de 4.682 K (4.409 °C o 7.968 °F). Entre los elementos de la corteza terrestre, el zirconio ocupa el decimoctavo puesto en cuanto a abundancia; sin embargo, este elemento en particular no se encuentra en la naturaleza en estado puro sino en combinación con óxidos de silicato ($ZrO_2 \times SiO_2$) o en forma de óxido libre (ZrO_2).^{6,7,8}

El dióxido de zirconio (ZrO_2), conocido como

zirconia, es un óxido de zirconio blanco cristalizado. Aunque el óxido de zirconio en estado puro no existe en la naturaleza, se encuentra en los minerales badeleyita y circón (silicato de zirconio $ZrSiO_4$) (Fig. 1). A temperaturas ordinarias, posee una estructura cristalina hexagonal muy cerrada y forma un número de compuestos, como las sales de zirconato (ZrO_3^{-2}) o de zirconilo (ZrO^{+2}). La zirconia se obtiene en forma de polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas. Los cristales de dióxido de zirconio están dispuestos en células cristalizadas que pueden categorizarse en tres fases de cristalización: 1) Cúbica (C), en forma de prismas rectos de lados cuadrados; 2) Tetragonal (T) en forma de prismas rectos y lados rectangulares; 3) Monoclínica (M), en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo (Fig. 2). La fase cúbica es estable por encima de 2.370 °C y posee propiedades mecánicas moderadas; la fase tetragonal es estable entre 1.170 °C y 2.370 °C, y permite obtener una cerámica con mejores propiedades mecánicas, mientras que la fase monoclínica, estable a temperatura ambiente hasta 1.170 °C, presenta un bajo rendimiento mecánico y puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas y, por lo tanto, de la densidad.

Zirconia estabilizada. Se trata de una mezcla de polimorfos de zirconia, pues se le ha añadido una

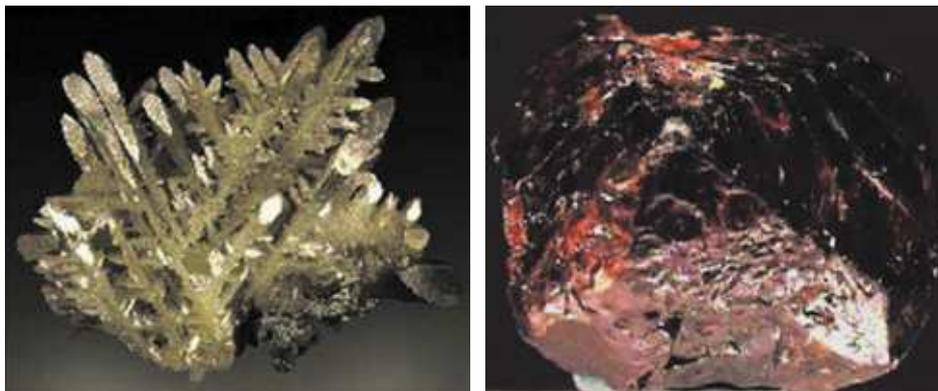


Fig. 1 Minerales de (a) badeleyita (ZrO_2) y (b) zircón ($ZrSiO_4$).

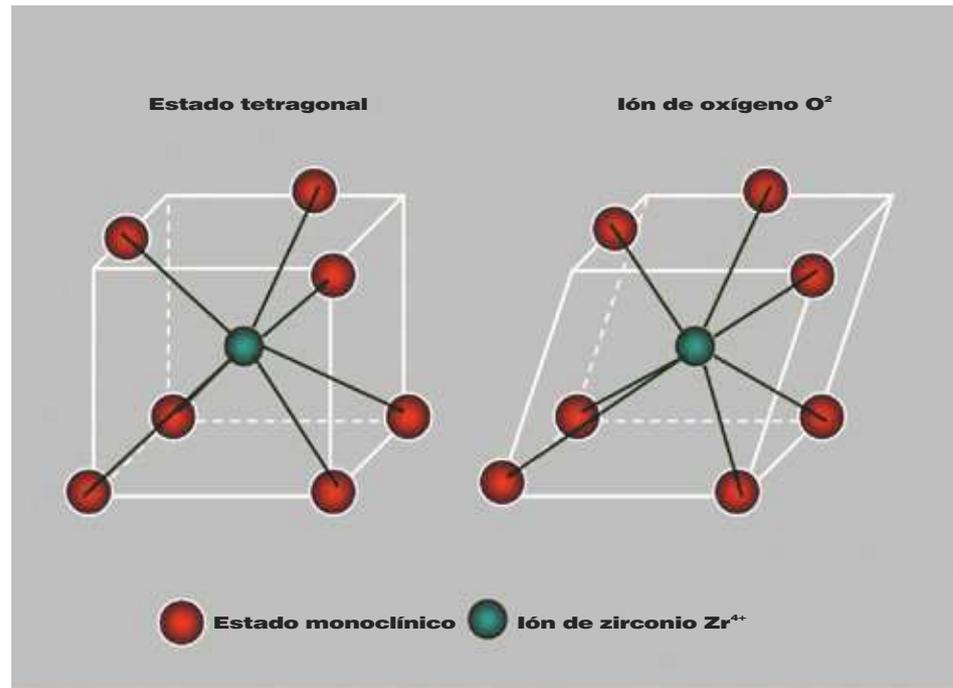


Fig. 2 Fases de cristalización tetragonal (izquierda) y monoclinica (derecha) del óxido de zirconio.

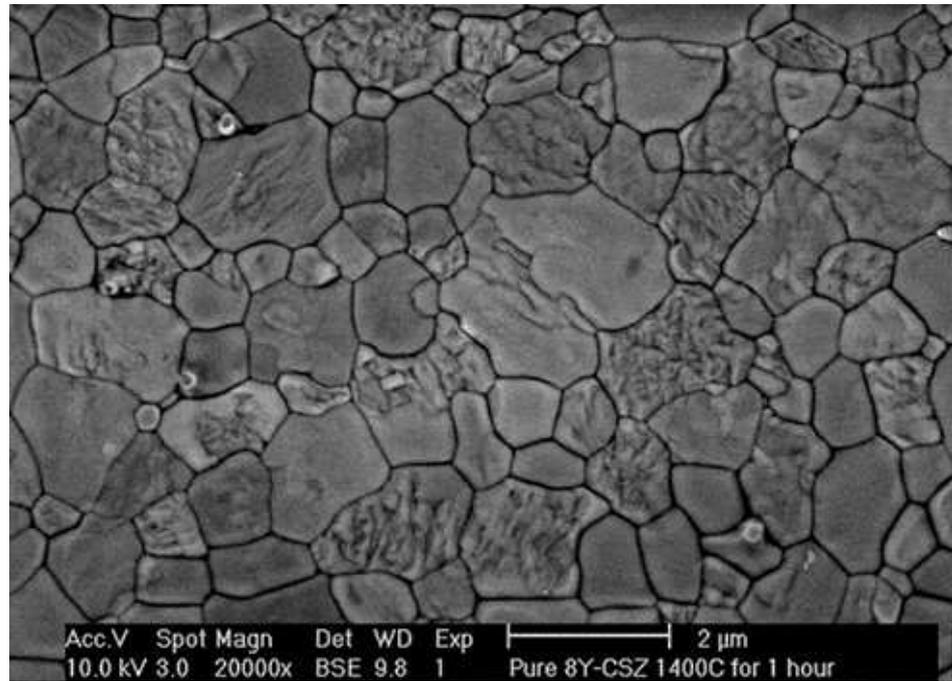


Fig. 3 Imagen al microscopio de zirconia cúbica totalmente estabilizada con itrio (13,75 % peso 8 % mol Y₂O₃-ZrO₂).



cantidad insuficiente óxido deformador de fase cúbica (estabilizador) y se obtiene una mezcla de ZrO_2 tetragonal cúbica. Una menor adición de estabilizante a la zirconia pura hará entrar la estructura en fase tetragonal a una temperatura superior a 1.000 °C y en una mezcla de fase cúbica y monoclinica (o tetragonal) a una temperatura inferior. Esta zirconia parcialmente estabilizada también se denomina policristales de zirconia tetragonales (PZT). Pueden añadirse a la zirconia distintos óxidos, como el óxido de magnesio (MgO), el óxido de itrio (Y_2O_3), el óxido de calcio (CaO) y el óxido de cerio (Ce_2O_3) para estabilizar la fases tetragonal y/o la cúbica. La adición de óxidos estabilizadores permite generar un material multifase a temperatura ambiente. La zirconia totalmente estabilizada se produce cuando se añade al ZrO_2 CaO de más de 16 % mol (7,9 % peso), MgO de 16 % mol (5,86 % peso) o Y_2O_3 de 8 % mol (13,75 % peso) y posee forma cúbica (Fig. 3) Con la adición de cantidades menores de óxidos estabilizantes, la zirconia también puede estabilizarse parcialmente en una forma, conocida como zirconia parcialmente estabilizada (ZPE). La microestructura de la ZPE a temperatura ambiente está formada, por regla general, por zirconia cúbica en la fase mayor, y de precipitados de zirconia tetragonales y monoclinicos en la fase menor. Estos precipitados pueden existir en los límites de los granos o dentro del la matriz cúbica de los mismos.⁷

Zirconia parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-PSZ). Material cerámico de zirconia de grano fino totalmente tetragonal compuesto por pequeños granos tetragonales 100% metastables (Y-TZP) tras la adición de, aproximadamente, 2 a 3 %mol de óxido de itrio (Y_2O_3) a modo de agente estabilizante.³⁸ La fracción de la fase T reconsiderada a temperatura ambiente depende de la temperatura de proceso, el contenido en itrio, el tamaño del grano y el grado de restricción que la matriz ejerce sobre ellos. Por encima de un tamaño de grano crítico, que principal-

mente está relacionado con la concentración de óxido de itrio, puede producirse una transformación espontánea T-M de los granos, mientras que dicha transformación sería inhibida en una estructura de grano fino. La reducción del tamaño del grano y/o el incremento de la concentración del óxido u óxidos estabilizadores puede reducir la tasa de transformación. En especial, una basta reducción del tamaño del grano provoca la pérdida de la metastabilidad de éstos, mientras que el incremento en la concentración del óxido y óxidos estabilizantes por encima del 3,5% puede producir la nucleación de cantidades significativas de la fase cúbica estable. Así pues, para obtener una fase metastable tetragonal a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser inferior a 0,8 μm y la cantidad de óxido estabilizante no debe exceder el 3 % mol¹⁰ La cerámica Y-TZP puede producirse mediante la co-precipitación de (Y_2O_3) con sales de ZrO_2 o por el recubrimiento de ZrO_2 con granos de (Y_2O_3).⁷ Una característica interesante de la cerámica de Y-TZP es la formación de capas compresivas sobre su superficie. Los granos tetragonales superficiales no quedan comprimidos por la matriz, razón por la cual pueden transformarse espontáneamente en granos monoclinicos que conducen a una mejora de las propiedades mecánicas y de conservación de este material. La Y-TZP muestra algunas propiedades fundamentales excepcionales de gran interés para la ingeniería biomédica, como dureza, resistencia a las fracturas y al desgaste, buen comportamiento a la fricción, aislamiento eléctrico, baja conductividad térmica, resistencia a la corrosión en ácidos y alcalinos, y un módulo de elasticidad comparables al acero y coeficiente de expansión similar al del hierro. Sin embargo, los compuestos de Y-TZP y/o los elementos (p. ej. implantes) empleados en las aplicaciones clínicas deben ajustarse a los criterios de las normas ISO 13356 y la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (American Society for Testing and

**Tabla 3** Composición química y propiedades físicas, mecánicas y térmicas de la Y-TZP

Propiedad	Y-TZP	Normas ISO 13356	Normas ASTM F1873
Composición química (%peso)			
ZRO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	> 99,0	> 99,0	≥ 99,0
Y ₂ O ₃	4,5–5,4	4,5–5,4	4,5–5,4
Al ₂ O ₃	< 0,5	< 0,5	≤ 0,5
Otros dióxidos totales	< 0,5	< 0,5	≤ 0,5
Propiedades físicas			
Densidad de la masa (g/cm ³)	6,05	≥ 6,00	≥ 6,00
Tamaño del grano (μm)	0,2	≤ 0,6	≤ 0,6
Fase monoclinica (%)	1	-	≤ 5
Porosidad	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%
Propiedades mecánicas			
Resistencia a la flexión (4 puntos) (MPa)	1.666,0	≥ 800	> 800
Módulo elástico (GPa)	201	-	≥ 200
Dureza Vickers (HV)	1.270,0	-	> 1.200,0
Resistencia a la fractura (Kgf/mm ^{2/3})	16,8	-	-
Resistencia a la fractura K _{IC} (MPa m ^{-1/2})	7–10	-	-
Compressive strength (MPa)	4.900,0	-	-
Resistencia al impacto (MPa)	137,0	-	-
Propiedades térmicas			
Coefficiente de expansión térmica (x10 ⁻⁶ /°C)	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹	-	-
TConductividad térmica (W/m ² K)	2	-	-
Calor específico J/kg ² K)	500	-	-

Materials -ASTM) F1873. Las composiciones químicas y las propiedades físicas, mecánicas y térmicas de la Y-TZP se enumera en la Tabla 3 de acuerdo con dichos criterios.

Diagramas de fase y reforzamiento por transformación

Tal como se ha mencionado anteriormente, la forma monoclinica es estable a temperatura ambiente y hasta los 1.170 °C; por encima de esta temperatura, se transforma en la fase tetragonal, más densa, con una reducción de volumen del 5%.³ La fase tetragonal es estable entre 1.170 y 2.370 °C y, por encima de dicha temperatura, adquiere una forma cristalina cúbica (Fig. 4). A temperatura ambiente, la zirconia metastable

tetragonal sólo existe en forma de partículas inferiores a 30 nm. Durante el enfriamiento, se produce una transformación T-M en un rango de temperaturas entre 670 y 1.070 °C, seguida por una expansión de volumen de entre el 3 y el 4%, aproximadamente. Esta fase de transformación genera tensiones que se traducen en formación de grietas.³

En presencia de una pequeña cantidad de aditivos estabilizantes en forma de óxido (p. ej., CaO, MgO, Y₂O₃), las partículas tetragonales que se producen son bastante pequeñas, por tanto, pueden mantenerse en estado metastable a temperaturas inferiores a las necesarias para la transformación tetragonal a monoclinica. A temperatura ambiente, la zirconia tetragonal metastable sólo existe en partículas de dimensiones inferiores a 30 nm. Esta estabilidad se debe a la menor energía en superficie de la fase tetrago-

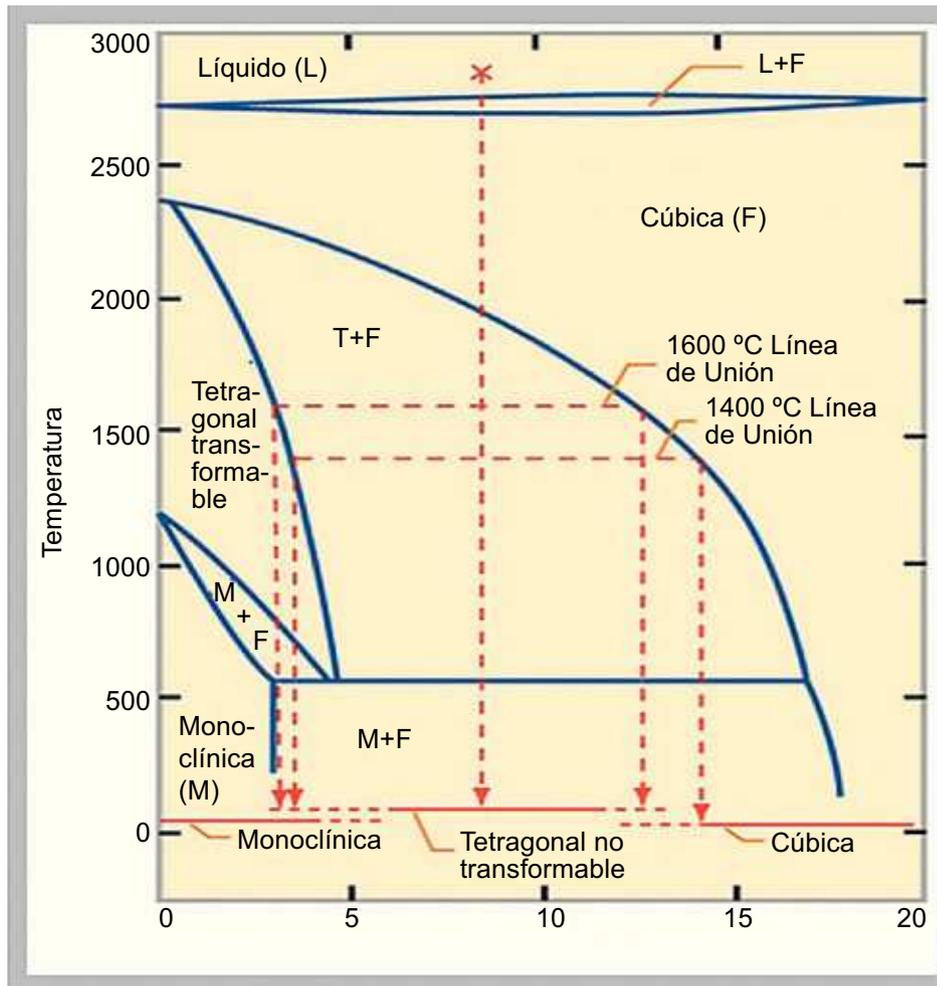


Fig. 4 Diagrama de fase de la zirconia parcialmente estabilizada (PSZ).

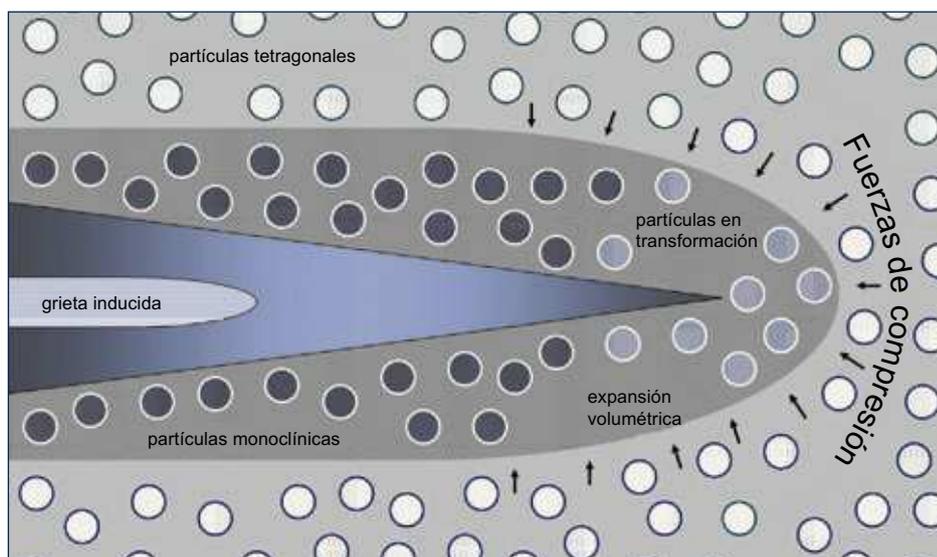


Fig. 5 Esquema de la transformación de la fase pseudomartensítica de la zirconia en la punta de la grieta.



nal en comparación con la monoclinica, o también puede deberse a la constricción de la matriz rígida sobre los granos tetragonales que se opone a la transformación hacia la forma monoclinica menos densa.²

Bajo fuerzas producidas por los granos de las inmediaciones, es decir, cuando una grieta se propaga por la masa del compuesto, los granos tetragonales pueden transformarse en monoclinicos.⁷ Esta transformación en particular está asociada con una expansión de volumen de entre el 3 y el 5% de los granos, que termina por producir fuerzas de compresión en los bordes perpendiculares de la grieta inducida. Por esta razón, se necesita energía extra para que la fractura se siga propagando. Este mecanismo de absorción de energía se debe a la transformación pseudomartensítica que se produce en la punta de la grieta (Fig. 5). La dureza de la cerámica se basa en mecanismos de disipación de este tipo que operan a nivel microscópico.^{3,7} Se obtiene un aumento de la dureza porque la energía asociada con la propagación de la fractura se disipa tanto en la transformación T-M como con la consecución de las fuerzas de compresión debidas a la expansión de volumen. Este mecanismo también se conoce como endurecimiento de transformación y se considera la base de la alta resistencia de la Y-TZP.^{9, 11-15}

Radiactividad

El polvo de zirconia contiene pequeñas cantidades de radionúclidos de las series actínidas del radio-uranio (²²⁶Ra) y del torio (²²⁸Th).^{13,16,17} A causa de estas impurezas radiactivas, a principios de la década de 1990 surgieron algunas dudas acerca del uso de la cerámica de zirconia para aplicaciones médicas y odontológicas. Sin embargo, tras una serie de procedimientos de purificación, es posible obtener polvos de zirconia con baja radiactividad (< 100 Gyh⁻¹).^{18,19}

Estos valores se sitúan por debajo de los límites de radiación europeos de exposición externa para el ser humano o de la exposición localizada interna de órganos y tejidos, y son comparables a los de la cerámica de alúmina y a las aleaciones de Co-Cr.²⁰ Tras dicho procedimiento de purificación, las concentraciones de uranio en los polvos de zirconia se sitúa entre 0,001 y 0,007 Bq/g /máx: 1,0 Bq/g según la norma ISO 6872). Por lo tanto, los niveles de radiación de la zirconia disponible en el comercio se ajusta a las recomendaciones de la Comisión Internacional para la Protección de la Radiación (ICRP) y, por regla general, se sitúan por debajo de la radiactividad ambiental producida por radiaciones naturales.^{13,19}

Además, tanto las normas ISO (13356) como la ASTAS (F 1873) recomienda que la actividad de masa de los polvos de zirconia empleados para la cerámica de grado quirúrgico sea inferior a 200 Bq/kg.²¹ La actividad de masa de los polvos de zirconia actuales es muy inferior a la actividad de la masa ósea humana (20-50 Bq/kg), lo que aproximadamente se corresponde con un contenido en radionúclidos de 1 ppm, (0,0001%) o inferior.²²

En resumen, dado que la radiactividad de la cerámica de YTZP puede controlarse eficazmente por medio de procedimientos de purificación efectuados después de los estándares apropiados, la Y-TZP puede considerarse adecuada para aplicaciones biomédicas. Sin embargo, es muy recomendable que el polvo de zirconia sea evaluado antes de ser empleado en aplicaciones biológicas y controlado regularmente.^{13, 18}

Biocompatibilidad

BothLos estudios tanto in vitro como in vivo han confirmado la superior biocompatibilidad de los polvos de Y-TZP de alta pureza, especialmente cuando quedan totalmente libres de contenido



radiactivo tras ser sometidos a procesos de purificación. La cerámica de zirconia es un material químicamente inherente y no se han observado reacciones adversas locales o sistémicas. Las pruebas in vitro demuestran que la cerámica de zirconia presenta una citotoxicidad similar a la alúmina (ambas inferiores al TiO_2). No se han observado efectos citotóxicos, oncogénicos ni mutagénicos sobre los fibroblastos ni en las células sanguíneas,^{7,23} ni tampoco se han observado efectos estocásticos ni aberraciones cromosómicas inducidas por cerámica Y-TZP barnizada con 0,5 ppm de UO_2 .²⁴

El comportamiento in vivo de la Y-TZP, en comparación con la alúmina, no permitió demostrar diferencia alguna en cuanto a reacción tisular.^{2,3,25,26} En estudios con animales, se ha demostrado que los implantes de zirconia se osteointegran con tanta perfección como los de titanio.²⁷⁻²⁹ Los implantes de zirconia de anafase parcialmente estabilizados pueden alcanzar la estabilidad de la osteointegración a largo plazo sin producir ningún problema biomecánico.^{29,30} La superior biocompatibilidad de los implantes de zirconia también se confirmó por la acusada respuesta del tejido óseo a una superficie modificada conseguida tras seis semanas de cicatrización en conejos.³¹ Se descubrió que la colonización bacteriana en las superficies de zirconia era inferior que en las de titanio.^{32,33}

Envejecimiento

La cerámica de Y-TZP sufre un fenómeno de degradación a bajas temperaturas conocido como envejecimiento. La transformación espontánea y progresiva de la fase tetragonal a la monoclinica se traduce en la degradación de las propiedades mecánicas de la Y-TZP. La transformación T-M lenta sucede cuando la Y-TZP está en contacto con agua o vapor,³⁴ con fluidos corporales o bien durante la esterilización con calor,⁷

lo que termina por producir daños en la superficie. Las soluciones no acuosas con un único par de electrones en la orbita opuesta a un sitio donador de protones también pueden desestabilizar la Y-TZP, produciendo una degradación de la resistencia del material.^{34,25} Este rápido mecanismo de degradación a bajas temperaturas se ha descrito en distintos modelos.^{36,37} Sato et al postularon que la reacción del agua con Zr-O-Zr en la punta de la grieta y la formación de hidróxidos de zirconio (Zr-OH) aceleran el crecimiento de la grieta en los desperfectos ya existentes y produce la transición de la fase T-M.³⁴

Swab 38 resumió los principales pasos del envejecimiento de la TPZ:

1. El rango de temperatura más crítico para el desarrollo de envejecimiento se sitúa entre 200 y 300 C.
2. Los efectos del envejecimiento son reducción de la fuerza, resistencia y densidad, y un incremento del contenido de la fase monoclinica.
3. La degradación de las propiedades mecánicas, debido a la transición TM, se produce con micro y macro agrietamiento del material,³⁹
4. La transición T-M empieza en la superficie y progresa hacia el interior de la masa del material.
5. La reducción del tamaño del grano y/o el incremento en la concentración del óxido estabilizador reduce la tasa de transformación.
6. La transformación T-M aumenta en contacto con agua y vapor.

La degradación de la superficie del compuesto durante el envejecimiento a bajas temperaturas hace que ésta se vuelva áspera, incrementa el desgaste y la microfisuras, desprendimiento granular, generación de escombros de partículas y posible fallo prematuro.⁴⁰ Lo más probable es que las elevaciones de la superficie se produzcan a causa de la partículas transformadas de la fase M, más voluminosas.³⁵ También se ha observado la presencia de cráteres como resul-



tado de puntos monoclinicos desgastados sobre la superficie degradada del material.⁴⁰ El nivel de degradación la resistencia varía entre las distintas cerámicas de TZP porque el comportamiento del envejecimiento está relacionado con las diferencias de equilibrio en los parámetros microestructurales, como la concentración y distribución del itrio, el tamaño del grano, la población de imperfecciones, la duración de la exposición al medio de envejecimiento, la carga de la restauración cerámica y los procesos de fabricación.^{7,35,40}

Propiedades ópticas

Se ha demostrado que la zirconia estabilizada con óxido de itrio (YSZ) es adecuada para aplicaciones ópticas debido a su elevado índice de refracción, su bajo coeficiente de absorción y su elevada opacidad en el espectro visible y en el infrarrojo.⁴¹ La zirconia es un buen pigmento blanco y un opacificador debido a su total opacidad a la luz visible y a su elevado índice de refracción (entre 2,1 y 2,2). El máximo efecto de opacidad del óxido de zirconio se atribuye a sus partículas dispersadas, de dimensiones ligeramente superiores a la longitud de onda de la luz y al distinto índice de refracción de su matriz. La gran opacidad de la cerámica de zirconia puede resultar muy útil en situaciones clínicas de gran importancia estética, como, por ejemplo, en los casos de enmascaramiento de dientes pilares discromáticos o de postes y muñones metálicos.⁴² En cuanto a su relativa translucidez, Hefernan et al evaluaron distintos materiales cerámicos y observaron que la cerámica de zirconia posee la translucidez relativa más elevada, comparable a la de los metales.^{42,43} Los distintos grados de óxido de zirconio presentan distintos niveles de translucidez; cuanto más alto sea el grado, más translúcido es el compuesto, El tamaño del grano, la distribución de los distintos tamaños

del grano, el método de presión y las condiciones, así como los distintos aditivos, pueden afectar la translucidez de una restauración. Se descubrió que la transmisión de la luz de la zirconia estabilizada con itrio (LAVA; 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EE UU), determinada por medio de un análisis con un espectrofotómetro con transmisión directa de un coeficiente de longitud de onda entre 400 y 700 nm, era inferior a la de las cerámicas infiltradas con litio y disilicato densamente sinterizadas con Al_2O_3 y $MgAl_2O_4$, pero superior a la de los materiales infiltrados con Al_2O_3 o Al_2O_3/ZrO_2 .⁴⁴

En la actualidad, algunos fabricantes ofrecen muñones de zirconia coloreados para mejorar el resultado estético. Los distintos agentes colorantes se introducen para conseguir un mejor rendimiento estético de los armazones blancos de la zirconia. La forma y la estética de estos armazones pueden personalizarse aún más mediante un recubrimiento con porcelana, ya sea añadiendo capas o por la técnica de presión.⁴⁵ La coloración del armazón, similar a la de la dentina, facilita el proceso de recubrimiento, y no tiene influencia alguna sobre la resistencia a la flexión de los armazones.⁴⁶ La caracterización individual de los muñones de zirconia monocromáticos proporciona unos resultados estéticos comparables a la habitual estratificación y a los sistemas de bloque multi-tonos, pero no se disponen de datos acerca de la estabilidad a largo plazo del color.^{45,47}

Debido a su alta densidad (porosidad residual $< 0,05\%$) y a su homogeneidad incluso con un grosor del muñón limitado (0,5 mm), los armazones de zirconia proporcionan un nivel de opacidad adecuado que ofrece un buen enmascaramiento de los pilares subyacentes descoloridos y permite una profundidad controlada de la translucidez después del recubrimiento.^{42,43}

Jung et al evaluaron el efecto de la cerámica de zirconia, con o sin recubrimiento, sobre el



color de la mucosa. Los autores llegaron a la conclusión de que la zirconia no producía cambios visibles de coloración en la mucosa de 2 y 3 mm de grosor, independientemente de la aplicación del material de recubrimiento. Las modificaciones cromáticas visualmente perceptibles se producían en mucosas de grosor de 1,5 mm o inferior. El cambio de croma en estos casos se produce sobre el eje amarillo-azul, pero no se ha propuesto ninguna explicación a este cambio.⁴⁸

La alta radiopacidad de la cerámica de zirconia, comparable a la de las aleaciones de metales, aumenta la evaluación radiográfica de la integridad marginal, la eliminación del exceso de cemento y caries recurrente.

Procesamiento

Las propiedades mecánicas de la cerámica de Y-TZP no sólo dependen de la microestructura del material, sino también de los defectos presentes en el polvo de origen o inducidos en el transcurso de la fabricación. El empleo de polvo de ZrO_2 de gran pureza como punto de partida contribuye a la estabilidad hidrotérmica, que es un pre-requisito para la fase-T. La presencia de impurezas en los límites de los granos debido a las fresas empleadas en el procesamiento del polvo o como ayuda para la sinterización, pueden alterar la estabilidad de la fase-T.⁷ Del mismo modo, los componentes añadidos al ZrO_2 para otros propósitos (e.g., ajuste cromático) también pueden alterar la estabilidad de la fase-T.³⁵ Las diferencias en el procesamiento de la zirconia (p. ej., tiempo y temperatura) pueden alterar la microestructura del material y, por tanto, su resistencia al envejecimiento.⁴⁰ La investigación se ha concentrado en el efecto de los distintos tratamientos de superficie en la resistencia de los materiales basados en zirconia. Se descubrió una fuerte correlación entre la resistencia a la fle-

xión y la gravedad del daño en superficie y en la sub superficie, tal como indica la rugosidad superficial.^{49,50} En el uso diario, la zirconia está sujeta a distintos tipos de daño superficial como resultado de los procesos de fresado CAD/CAM y otros procedimientos de laboratorio. Como consecuencia, las propiedades mecánicas y la estabilidad a largo plazo de las restauraciones tratadas puede ser muy distinta de las de los materiales de partida.

Tallado

Por regla general, el tallado incrementa la resistencia de la TZP metastable debido a la transformación T-M a una profundidad de varios micrones bajo la superficie del material y el desarrollo de fuerzas de compresión como resultado del incremento volumétrico relacionado con la transformación.² Estas fuerzas de compresión impiden la formación o la propagación de microgrietas superficiales, pero aún se produce un cierto daño superficial y sub superficial. El mecanismo responsable de este daño es la extracción de grano debido al incremento volumétrico y la formación de microcráteres tras la fase de transformación.⁵¹ Este último produce rugosidad y porosidad en la superficie, lo que influye en la resistencia al desgaste del material.⁷

El calor excesivo que se genera localmente cuando se somete el material al tallado puede exceder la temperatura de la transformación T-M y, por esta razón, provocar una transformación reversa (M-T).⁵² La fase de zirconia romboédrica que se observa después del tallado, que presenta un comportamiento similar a la fase-T, también podría explicar el aumento de la fuerza de flexión media y el aumento de la resistencia a la propagación de grietas.⁵¹

El proceso de tallado fino mediante un disco de diamante de 25 μm mejora considerablemente de la resistencia de la Y-TZP, mientras que un tallado más basto reduce la resistencia. El tallado manual realizado con menos fuerza bajo



un spray de agua a modo de refrigerante puede facilitar la transformación T-M, disminuir el tamaño crítico de flujo e incrementar la capa compresiva superficial.^{35,53,54} El tallado con herramientas bastas puede producir defectos profundos en la superficie que actúan a modo de concentradores de fuerzas de tensión y pueden determinar la resistencia de la restauración de zirconia.^{35,49,53}

El tallado de la superficie interna de las coronas durante el proceso de mecanización con CAD/CAM es el procedimiento más crítico, pues estas zonas concentran las fuerzas de tensión más activas. Para evitar dañar las piezas durante la carga clínica, es preciso minimizar la concentración de microgrietas en esas zonas. Es posible reducir la degradación de la resistencia mediante un modo de tallado dúctil o buen empleando un instrumento de tallado adecuado. Durante el mecanizado la dirección de la rotación de las herramientas, el grado de afilado de éstas y el número de granos activos en la herramienta de diamante parecen ser factores que influyen sobre manera sobre las propiedades superficiales del material.⁴⁹

Después de la sinterización, la Y-TZP de grano fino muestra una gran resistencia pero es menos tolerante a los daños que la Y-TZP de grano más basto, pues las grietas que surgen en el proceso de tallado se extienden más profundamente en la masa.^{54,55} Los defectos perpendiculares de la orientación del tallado tienen mayor importancia, pues pueden iniciar la fractura tras producirse la carga.⁵⁶

El efecto del tallado sobre los valores de resistencia depende principalmente de la cantidad de la fase M transformada, la metastabilidad de la transformación T-M, la severidad del tallado y las temperaturas generadas localmente.⁵⁶ Las mejoras que reducen los defectos durante el procesamiento pueden mejorar la estabilidad del material. Como alternativa, existen sistemas, como la mecanización de cerámica parcialmente sinterizada o los procedimientos de perfilado

sin tallado también pueden aumentar la resistencia de las restauraciones de zirconia.⁷

Pulido

El proceso de pulido produce ralladuras en la superficie que producen fuerzas residuales en el compuesto. Según el tipo y la cantidad de estas fuerzas, el pulido puede conducir al desarrollo de una capa de fuerzas compresivas de superficie, que es beneficiosa para la resistencia al envejecimiento.⁵⁷ Un buen pulido después del proceso del tallado puede eliminar la capa compresiva de la fase M de la superficie y reducir la gravedad y la cantidad de los defectos superficiales hasta un grado en el que la fuerza interna del material se convierte en el factor dominante, determinando su rendimiento mecánico.⁵⁸ Finalmente, se incrementa la fuerza de flexión.⁵⁶

Arenado

El arenado de la cerámica de zirconia promueve la adhesión del cemento fotocurado al armazón y proporciona una técnica de reforzamiento para la Y-TZP a costa de una disminución en la estabilidad.⁵⁹ El análisis al microscopio de las superficies arenadas mostraron una superficie uniformemente dañada y rugosa, con material plásticamente desplazado y grietas orientadas al azar. Sin embargo, una fina capa compresiva de fase M transformada compensa la disminución de la resistencia, que está causada por las grietas inducidas por el arenado, e incrementa eficazmente la resistencia. Las temperaturas más bajas y las fuerzas menores que se producen en el transcurso del arenado, en comparación con el tallado, incrementan la transformación T-M y permiten el mantenimiento de la fase M resultante.^{48,56,60} El arenado después del tallado elimina alguna de las grietas de mayor tamaño, producidas por el tallado así como la presencia de granos débilmente sujetos a la superficie, al tiempo que produce unas fuerzas compresivas superficiales que aumentan la



duresa del material.⁵³ Según Zhang et al, no se ha observado ningún daño inmediatamente aparente atribuible a la abrasión de partículas aerotransportadas (50 μm de óxido de aluminio durante 5 segundos a 276 Kpa) que comprometa la resistencia a la fatiga de la cerámica basada en zirconia.^{50,61} Hang Wang et al indicaron que la abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50 μm a una presión de 0,35 MPa durante 5 s/cm² a una distancia de 2,0 cm producía un incremento en la fuerza en barras producida por CAD/CAM y en barras de base*, mientras que el arenado con partículas de óxido de aluminio de 120 μm resultó en un debilitamiento significativo de las barras e incrementaron la rugosidad de la superficie.⁶² Pese al incremento de los valores de resistencia tras la abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50 μm , los autores observaron que el efecto a largo plazo de este daño inducido todavía debe considerarse como un factor potencialmente debilitante.⁶²

En contraste con los estudios citados anteriormente, otras investigaciones han demostrado que la abrasión de partículas aerotransportadas mecánicamente ayuda al crecimiento de flujos de superficie ya existentes y reduce la fuerza y la supervivencia a largo plazo.⁵⁰ El crecimiento de la ruptura en la zirconia empieza en un factor de intensidad situado en un umbral ($KIC = 3,1 \text{ Mpa M}^{1/2}$), que es muy inferior en comparación con su factor crítico de intensidad de la ruptura ($KIC = 7,4 \text{ Mpa M}^{1/2}$) y, como resultado, incluso el más ínfimo defecto de superficie podría ser lo bastante grande como para actuar como un efectivo punto de concentración de fuerzas, lo que a la larga incrementa la probabilidad de fractura y deteriorando la vida de las restauraciones por fatiga.⁶³ La longitud efectiva de los flujos de superficie introducidos por el arenado no parece exceder significativamente el grosor de la capa compresiva superficial, de modo que puede incrementarse la resistencia del material.⁵⁴

Tratamiento térmico y de superficie

Los tratamientos térmicos y de superficie poseen un efecto que contrarresta la fuerza de flexión de la cerámica de Y-TZP.⁵⁶ En general, la fuerza de la Y-TZP puede incrementarse mediante el tallado húmedo o por medio de arenado, mientras que se reduce después del tratamiento térmico. Independientemente del tiempo de retención, el calor inicia la transformación reversa (M-T), elimina la fase M de la superficie del material, alivia los campos de compresión creados y disminuye la resistencia del material.⁵⁶ En condiciones clínicas, una mayor cantidad de fase M en la superficie proporciona una resistencia a la flexión mejorada y, por tanto, ésta es deseable. Una cantidad excesiva de fase M puede conducir a la formación de microgrietas y predisponer a una transformación del material ayudada por la humedad y el tiempo, bajo cargas dinámicas en el entorno ácido y acuoso de la boca.^{56, 64} En los estudios de Hang Wang y colaboradores, el tratamiento térmico no ejerce influencia alguna sobre la fuerza de flexión, tanto si éste se realiza antes como después de la abrasión con partículas.⁶² El efecto del tratamiento térmico, a través de la transformación reversa o el alivio de todas las fuerzas previas presentes, sigue siendo un motivo para futuras investigaciones.⁵⁶

Recubrimiento

En los estudios clínicos preliminares se observó que el astillado de un recubrimiento de porcelana en el muñón subyacente era una de las complicaciones más habituales.⁶⁵ En reiterados fracasos clínicos de restauraciones y en especímenes para pruebas de laboratorio, se ha determinado que el origen del fallo era la interfaz entre el muñón de zirconia y el material de recubrimiento.⁶⁶⁻⁶⁸

Se han identificado los siguientes factores que disminuyen la fortaleza del vínculo muñón-porcelana. (1) Tensión previa, debidas a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica.



ca (CET) del muñón y a los materiales de recubrimiento; (2) Pobre humectación del muñón por la cerámica del recubrimiento; (3) Compresión por cocción de la porcelana; (4) Transformación de fase de los cristales de zirconia en la interfaz muñón-porcelana a causa de influencias térmicas o fuerzas de carga y (5) Formación inherente de defectos durante el procesamiento.⁶⁹

El CET de la cerámica de revestimiento ($9,1 - 9,7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) debe ser ligeramente inferior que el del muñón de zirconia ($10,8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$). Los CET de la cerámica de Y-TZP actual oscilan entre 10 y $10,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ y, por tanto, ya se hallan disponibles materiales de recubrimiento compatibles. Durante el proceso de enfriamiento a la temperatura ambiente, esta diferencia produce fuerzas de tensión en el interior de la masa del recubrimiento, lo que aumenta la fuerza de unión entre ambos materiales.⁷⁰ Esta incongruencia en el CET deja al recubrimiento de porcelana en compresión residual, lo que también aporta una fuerza adicional a la restauración.⁷¹ Dado que el muñón está sujeto a fuerzas de tensión, tanto una fuerza de flexión

relativamente alta como el grosor del muñón son importantes para conseguir una unión duradera.⁷² Además, hay que prestar una especial atención en el diseño del muñón y buscar una forma oclusal y/o retentiva que proporcione un soporte suficiente al recubrimiento de porcelana.⁶⁵

La unión del recubrimiento de cerámica sobre una superficie de zirconia está causada, principalmente, por interacciones micromecánicas entre el muñón y la capa de recubrimiento; así pues, las propiedades mecánicas de ambos deben coincidir hasta cierto punto, si se quiere conseguir una unión duradera.^{73,74} Además, los defectos microestructurales de la porcelana, incluyendo zonas porosas, aglomerados, inclusiones y amplias zonas con presencia de granulado, son otras posibles razones para el astillamiento del material de recubrimiento. Las dificultades para distribuir la porcelana verde densa y homogéneamente sobre la superficie del muñón antes de la cocción sin atrapar burbujas de aire, así como los fallos estructurales existentes en la interfaz a causa de la humedad,

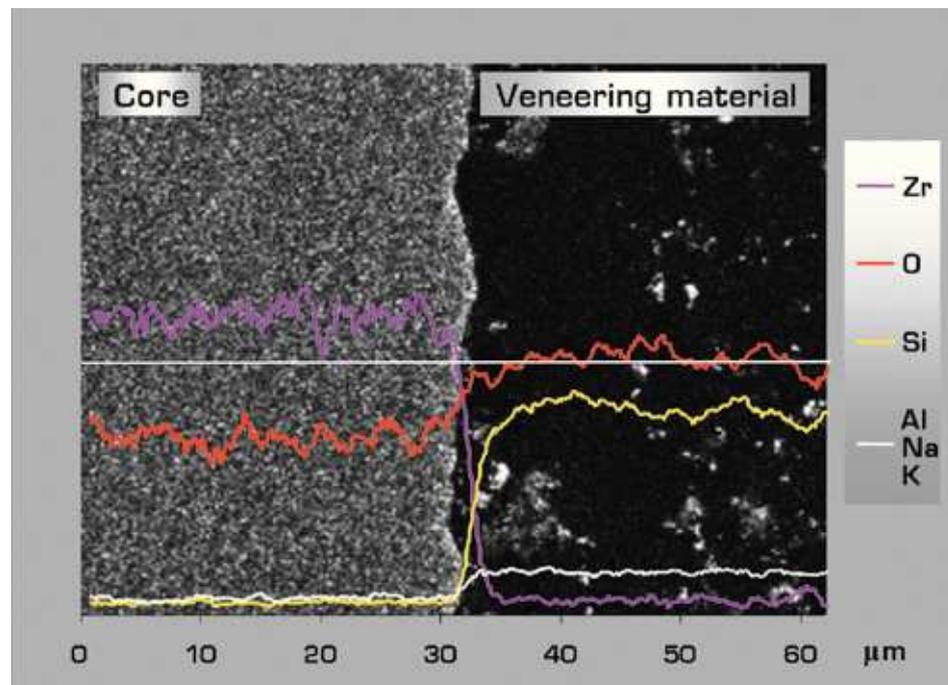


Fig. 6 Imagen obtenida mediante electrones de retrodispersión y escáner lineal de los elementos Zr, O, Si, Al, Na y K de la interfaz muñón de zirconia/recubrimiento (Cercon, Degusta). La línea blanca representa la dirección de la valoración de la distribución elemental. (Cortesía del Dr. Alexandros Tahmatachis, Atenas, Grecia)



pueden producir fracturas laminadas.⁷⁵ Los estudios actuales han demostrado que el arenado de la restauración anterior al revestimiento ejerce un efecto negativo sobre la interfaz debido a las partículas de alúmina que permanecen en la superficie exterior de la zirconia, lo que conduce a una modificación del CET del muñón que debe ser recubierto.¹⁰

Aparte del recubrimiento de cerámica convencional que se emplea con una técnica estándar de estratificación, se han creado nuevos recubrimientos cerámicos para un nuevo sistema en el que el material se calienta hasta su temperatura de fusión y entonces se presione sobre el muñón de zirconia. Debido a la presión externa que se aplica, las fuerzas de deformación y enfriamiento de estos materiales de revestimiento a presión son limitadas y se consigue un mejor contacto con el muñón de zirconia.

El empleo de materiales de fondo puede aportar un tono de color parecido al del diente al armazón de zirconia. En el caso de algunas cerámicas de recubrimiento, se recomienda aplicar material de fondo al mismo tiempo que el revestimiento, pues ello mejora la fuerza de unión entre el muñón y el recubrimiento, lo que reduce la frecuencia de los fallos de interfase. Además, estos materiales de fondo aumentan la unión muñón-recubrimiento y reducen el fallo interfase de los materiales de recubrimiento a presión.⁷⁶

Se determinó la composición elemental y distribución interfase del muñón de zirconia y los materiales de revestimiento por medio de un microscopio de electrones de retrodispersión y del análisis de imágenes. No se observó ninguna zona de interfaz de transición ni presentación iónica distintiva (Fig. 6).⁷⁷

Discusión

Durante los últimos años, la investigación científica se ha concentrado en los nuevos y prome-

tedores materiales cerámicos y en la mejora de sus propiedades mecánicas, como la resistencia y la dureza. Entre los varios mecanismos de endurecimiento, parece ser que los relacionados con las transformaciones de fase de las partículas de óxido de zirconio son especialmente eficaces y atractivos. La buena estabilidad química y dimensional y la dureza y resistencia mecánicas de la zirconia, junto con un módulo de Young del mismo orden o magnitud que el de las aleaciones de acero inoxidable fue el origen del interés del empleo de este compuesto como biomaterial cerámico. A finales de la década de 1970, se introdujo la ZrO₂-TZP en el mercado de la cerámica para propósitos técnicos. Aunque, en un principio, se empleó para propósitos técnicos, como la fabricación de piezas para maquinaria para trabajos pesados y resistentes al desgaste, pronto se descubrió que la zirconia también mostraba un gran potencial en el campo de la biocerámica. Más recientemente, se han llevado a cabo distintos estudios que han demostrado el interés potencial de la zirconia parcialmente estabilizada como candidato a biomaterial. En 1990, se evaluó la biocompatibilidad de la zirconia y se establecieron las normas ISO (13356).²¹ Aunque la zirconia de grado biomédico se introdujo en el mercado hace apenas 20 años, se han implantado más de 600.000 cabezas femorales en todo el mundo. El mercado de la zirconia en el campo de la odontología también se incrementa más del 12 por ciento anual.⁴⁰

Pese al uso extendido de la zirconia en numerosas aplicaciones técnicas y biomédicas, todavía existen algunas preguntas relacionadas con las propiedades de este compuesto que no se han contestado satisfactoriamente y existe una fuerte controversia entre los científicos, los clínicos y la industria. Tal como Clarke et al comentaron recientemente, la razón de la confusión y las interpretaciones engañosas es, principalmente, que todavía no se ha esclarecido con el suficiente rigor científico el mecanismo de la



degradación a bajas temperaturas o envejecimiento.¹⁴ Después de más de 20 años de investigación, el envejecimiento sigue siendo una de las claves de los componentes de zirconia. Los fallos que se han producido en los implantes ortopédicos son un asombroso ejemplo del impacto negativo de la degradación a bajas temperaturas en presencia de agua en el rendimiento a largo plazo de los mecanismos de zirconia. Parece ser que el proceso de degradación a bajas temperaturas puede atribuirse a toda una serie de fenómenos originados en la energía. En contacto con agua, la fase T que se consigue a altas temperaturas con aditivos estabilizantes tiende a transformarse lentamente en fase M, que es la estructura más estable a temperatura ambiente. Según Yoshiura et al, la transformación de fase se acompaña por un incremento en las dimensiones de la red cristalina. La expansión y contracción reversible y de la red monoclinica parece estar causada por la inclusión y exclusión de OH⁻ en la red y por la formación de uniones Zr-OH y/o Y-OH,³⁵ a través de la absorción química de H₂O en la superficie.³⁷ El proceso se ve favorecido debido a la alta conductividad iónica del Y-TZP.⁷⁸ La transición estructural, relacionada con desplazamientos atómicos finitos y aceleración de energía, conduce a la fase de nucleación y crecimiento, lo que se traduce en un incremento del volumen asociado con la concentración de fuerzas y tensiones invariante en la red cristalina.⁷⁹ La acumulación de tensiones por migración de iones de OH en la superficie y en la red producen defectos de nucleación.³⁹ Aunque la transformación se inicia en gránulos aislados en la superficie por medio de un mecanismo de tipo fuerza-corrosión, el incremento de volumen presiona los gránulos de las inmediaciones y se inicia la reducción de microfisuras, lo que forma una vía por la que el agua puede penetrar a más profundidad en el interior del espécimen.^{44,48} Finalmente, el mecanismo de ruptura-corrosión produce la desinte-

gración y la exfoliación en masa, lo que limita el uso predecible a largo plazo de los procedimientos hoy existentes.⁸¹

Con el incremento del uso de la Y-TZP en otras aplicaciones (dentales, recubrimientos, células sólidas de óxido para combustibles), es necesario llegar a conocer a la perfección y aprender a controlar el mecanismo del envejecimiento en distintas condiciones termoquímicas. Resulta difícil caracterizar la zirconia como un compuesto «libre de envejecimiento, dado que la transformación que se produce durante el envejecimiento es un retorno «natural» al estado de equilibrio monoclinico. Sin embargo, la cinética de la transformación puede verse muy afectada por los procesos micro estructurales y se han propuesto algunas soluciones en la literatura especializada.

En la actualidad los estudios de la zirconia como biomaterial se concentran en la mejora del redimiendo del compuesto y se han propuesto algunos modelos bastante prometedores. Entre ellos podemos citar la adición de pequeñas cantidades de dióxido de silicio y el empleo de un recubrimiento con óxido de itrio en lugar de polvos co-precipitados, parecen mostrar una ventaja clara; la de prevenir el envejecimiento a la hora que se conserva una buena dureza y resistencia. También se ha considerado la zirconia recubierta con óxido de cerio, dado que muestra una superior dureza con ausencia casi total de envejecimiento. Quizá el futuro más prometedor de la zirconia como biomaterial sea mediante su uso como refuerzo en los compuestos de alúmina reforzados con zirconia (ZTA), que pueden ofrecer un excepcional equilibrio entre el lento desarrollo del agrietamiento y resistencia al envejecimiento. La adición de alúmina a la zirconia claramente obstaculiza el envejecimiento, o al menos reduce drásticamente su cinética, y este compuesto presenta asombrosas propiedades mecánicas y tribológicas. Este puede ser el modo de apro-



vechar la transformación de la zirconia sin la importante desventaja asociada con dicha transformación en contacto con vapor o fluidos corporales. Para obtener las propiedades óseas de unión de la hidroxapatita y una dureza aumentada, también se han propuesto compuestos formados por cerámica de hidroxapatita como matriz y zirconia como segunda fase.⁸²⁻⁸⁴ Dado que la degradación del envejecimiento se inicia como un fenómeno superficial, los tratamientos de superficie (cementación y nitridación) pueden retrasar el proceso de envejecimiento y mantener unas buenas propiedades mecánicas.

Todos los compuestos basados en la zirconia propuestos anteriormente se han desarrollado con éxito a escala de laboratorio, pero todavía se necesitan estudios más detallados para comprender los problemas relacionados con el envejecimiento y estudios *in vivo* que puedan confirmar la superioridad de éstos sobre la YTZ.⁴⁰

Conclusiones

Los procesos de purificación, los nuevos métodos de procesamiento (CAD-CAM), los sistemas

de identificación y de ensayo permiten el uso de la zirconia a gran escala en aplicaciones técnicas y biológicas.

La biocompatibilidad de la zirconia se ha documentado extensamente, y las pruebas *in vitro* e *in vivo* de la Y-TZP han mostrado una buena biocompatibilidad y ausencia de reacciones adversas a nivel celular o tisular.⁸⁵

Sin embargo es preciso que superen los estándares de las normas ISO. Según Deville et al, los requerimientos ISO actuales sobre la estabilidad a largo plazo y el estado superficial de los especímenes de Y-TZP deben ser puestos al día en base al conocimiento actual del fenómeno de envejecimiento. Se necesitan nuevas especificaciones para asegurar la estabilidad a largo plazo y el éxito de los componentes biomédicos de Y-TZP.⁵⁷

A medida que se descubren nuevas aplicaciones para la zirconia, el futuro de este biomaterial parece ser muy prometedor.

Continuación

La segunda parte de este artículo, del Dr. Spiridon Oumvertos Koutayas, será publicada en un próximo número del *European Journal of Esthetic Dentistry*.

Bibliografía

1. Helmer JO, Driskell TD. Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Clemson, South Carolina: Clemson University, 1969.
2. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ System. *J Amer Ceram Soc* 1972;55:152-157.
3. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term *in vivo* evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
4. Hayashi K, Matsuguchi N, Uenoyama K, Sugioka Y. Re-evaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics *in vivo*. *Biomaterials* 1992;13:195-200.
5. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil* 1990;17:551-563.
6. Cox JD, Wagman DD, Medvedev VA. CODATA Key Values for Thermodynamics. New York: Hemisphere Publishing Corp, 1989.
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.



8. Lindemann W. Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK* 2000;5:280–285.
9. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978;13:1464–1470.
10. Theunissen G, Bouma JS, Winubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992;27:4429–4438.
11. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? *Nature* 1975;258:703–704.
12. Thompson I, Rawlings RD. Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials* 1990;11:505–508.
13. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 2000;1:94–112.
14. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(suppl 4):73–84.
15. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:5045–5052.
16. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Radioactive burden resulting from zirconia implants. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46:688–690.
17. Capannesi G, Sedda AF, Piconi C, Greco F. Radioactivity measurements of zirconia powders. *Bioceramics and the Human Body* 1992;Elsevier Applied Science:211–216.
18. Porstendorfer J, Reineking A, Willert HC. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *J Biomed Mater Res* 1996;32:663–667.
19. Heindl R, Cales B. Radioactivity of zirconia ceramic used for femolar heads. *Trans 4th World Biomater Cong, Berlin*, 24–28 April 1992;14.
20. Owen S. Application of Transformation-Toughened Zirconia Ceramics as Bioceramics [thesis]. Sydney: University of New South Wales, 1995.
21. International Standards Organization: Implants for surgery-Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). 1997.
22. Cales B, Stefani Y. Yttria-stabilized zirconia for improved orthopaedic prostheses. In Wise DL, Trantolo D, Altobelli DE, Yaszemski MJ, Gresser JD, Schwartz ER (eds) *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering* New York: Taylor & Francis, 1995.
23. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371–376.
24. Satoh Y, Niwa S. Tissue-Biomaterial Interface Characteristics of Zirconia Ceramics. *Bioceramics* 1990;3:101–108.
25. Wagner W. Histologic bone reactions after implantation of alumina and zirconia pins. *Transactions of the 7th European Conference on Biomaterials*, 8–11 Sept 1987, Amsterdam.
26. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992;68:322–326.
27. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985;6:97–101.
28. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003;29:8–12.
29. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75:1262–1268.
30. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80:551–558.
31. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(suppl 1): S13–S20.
32. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:793–798.
33. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75:292–296.
34. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;86:356–359.
35. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590–595.
36. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 1987;6:456–457.
37. Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during aging of transformation-toughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250°C. *J Amer Ceram Soc* 1986;69:273.
38. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26:6706–6714.



39. Sato TS, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68:356–359.
40. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535–543.
41. Boulouz M, Boulouz A, Giani A, Boyer A. Influence of substrate temperature and target composition on the properties of yttria-stabilized zirconia thin films grown by r.f. reactive magnetron sputtering. *Thin Solid Films* 1998;232:85–92.
42. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4–9.
43. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10–15.
44. Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. (abstract 1179) *J Dent Res* 2002;81 (special issue):81.
45. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32:747–752.
46. Behrens A, Reusch B, Hauptmann H. Fracture strength of colored versus uncolored zirconia specimens. 82nd general session IADR 10-13 March 2004, Honolulu. Abstract No.0243.
47. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88:44–49.
48. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:251–257.
49. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655–662.
50. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sand-blasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71:381–386.
51. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76:440–448.
52. Swain MV, Hannink RH. Metastability of the martensitic transformation in a 12mol% ceria-zirconia alloy: grinding studies. *J Amer Ceram Soc* 1989;72:1358–1364.
53. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:304–313.
54. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sand-blasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426–433.
55. Readey MJ, Mc Callen CL, Mc Namara PD, Lawn BR. Correlations between flaw tolerance and reliability of ceramics. *J Mater Sci* 1993;28:2748–2752.
56. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9–18.
57. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006;27:2186–2192.
58. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487–491.
59. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64–71.
60. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34:195–206.
61. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19:442–448.
62. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633–638.
63. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res* 2002;63:137–145.
64. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 2002;23:937–945.
65. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180–187.
66. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824–1832.
67. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000;16:235–243.
68. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561–569.



69. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21:242–251.
70. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina—advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7:113–119.
71. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res* 2003;17:43–48.
72. Kappert HF, Krah M. Keramiken—eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 2001;27:668–704.
73. Stephan M. Beschichtungsverhalten von Verblendkeramiken auf Dentalkeramiken. Diplomarbeit Tübingen, Germany: Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 1996.
74. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33:415–426.
75. 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;74:1253–1258.
76. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;9:857–863.
77. Tagmatarchis A. Interfacial characterization of all ceramic core materials with veneering porcelain [thesis]. Athens: National and Kapodistrian University Dental School, 2003.
78. Bocanegra-Bernal M, Diaz de la Torre S. Review. Phase transitions in zirconium dioxide and related materials for high performance engineering ceramics. *J Mater Sci* 2002;37:4947–4971.
79. Deville S, Guenin G, Chevalier J. Martensitic transformation in zirconia. Part I. Nanometer scale prediction and measurement of transformation induced relief. *Acta Biomater* 2004;52:5697–5707.
80. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:239–245.
81. Caracoche M, Dova M, Lopez Garcia A, Martinez J, Rivas P. Hyperfine interaction of ZrO₂ – tetragonal phase. *Hyp Int* 1988;39:117–121.
82. Quan R, Yang D, Wu X, Wang H, Miao X, Li W. In vitro and in vivo biocompatibility of graded hydroxyapatite-zirconia composite bioceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:183–187.
83. Yari Sadi A, Shokrgozar MA, Homaeigohar SS, Khavandi A. Biological evaluation of partially stabilized zirconia added HA/HDPE composites with osteoblast and fibroblast cell lines. *J Mater Sci Mater Med* 2007.
84. Daculsi G, Laboux O, Malard O, Weiss P. Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:195–200.
85. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994;28:619–624.