



Zirconia en odontología: segunda parte. Revolución clínica basada en la evidencia

Spiridon Oumvertos Koutayas, Dr. med. dent., DDS, CDT.

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

Thaleia Vagkopoulou, DDS

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

Stavros Pelekanos, Dr med dent, DDS

Profesor asistente, Departamento de Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Kapodistrian, Atenas (Grecia)

Petros Koidis, DDS, MSc, PhD

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

Jörg Rudolf Strub, Dr Med Dent, DDS, PhD

Profesor y Catedrático de Prótesis Dental, Facultad de Odontología, Universidad de Albert-Ludwig, Friburgo (Alemania)



Correspondencia: Dr Spiros Koutayas

Zafiropoulou Str. 29, 49100, Corfú, Grecia; Tel: +30-26610-45747; Fax: +30-26610-82228; e-mail: koutayas@otenet.gr



Resumen

Una restauración totalmente cerámica que se adapte bien y muestre una biocompatibilidad, resistencia, precisión de ajuste y estética mejorada es algo que siempre se ha buscado en el campo de la odontología clínica. No obstante, la fragilidad inherente, la baja resistencia a la flexión y la tenacidad frente a la fractura de las cerámicas vítreas y de óxido de aluminio convencionales han sido el principal obstáculo para su uso extenso. La reciente introducción de las cerámicas con base de óxido de zirconio como material restaurador dental ha despertado un interés considerable en la comunidad odontológica, expresado a través de una intensa actividad industrial, clínica e investigadora. La tecnología moderna de los polvos de óxido de zirconio contribuye a la fabricación de nuevas restauraciones totalmente cerámicas biocompatibles con propiedades físicas mejoradas para una amplia gama de prometedoras aplicaciones clínicas. Especialmente con el desarrollo de los sistemas de CAD/CAM (diseño y fabricación asistido por ordenador), las subestructuras de óxido de

zirconio de alta resistencia pueden ser viables para la confección de coronas de recubrimiento completo o parcial, prótesis fijas, carillas, postes radiculares y/o muñones, coronas telescópicas primarias, pilares de implantes e implantes. Los datos procedentes de los estudios de laboratorio y clínicos sobre su rendimiento y supervivencia son prometedores. Empero, se considera que los datos clínicos son insuficientes y que las complicaciones prematuras identificadas deberían guiar los futuros estudios. Asimismo, los diferentes componentes dentales auxiliares con base de óxido de zirconio (es decir, fresas de tallado y quirúrgicas, ataches extracoronales y brackets ortodóncicos) también son viables desde el punto de vista tecnológico. La presente revisión tiene como objetivo presentar y debatir los métodos de manufacturación del óxido de zirconio y su potencial para ser aplicado con éxito en el campo de la odontología.

(Eur J Esthet Dent 2010;2:126–161)





Introducción

La creciente creencia de que la odontología sin metal va a modificar el espectro restaurador tradicional siempre se ha encontrado con un obstáculo: la naturaleza intrínsecamente quebradiza de la cerámica dental. Por ello, los investigadores y fabricantes han desarrollado fórmulas avanzadas para prevenir la propagación de grietas, principalmente utilizando policristales de óxido de zirconio tetragonales con itrio (Y-TZP), conocido comúnmente como zirconia¹⁻³. La aparición de las cerámicas de zirconia, conjuntamente con la tecnología informática, ha llevado a la ciencia e industria odontológica a vivir su propio «sueño». La interpretación de este «sueño de zirconia» específico puede ser definida como «la aplicación clínica generalizada de un material cerámico de zirconia altamente biocompatible resistente a largo plazo a todos los impactos térmicos, químicos y mecánicos del entorno oral en una amplia gama de restauraciones dentales». A lo largo de los últimos diez años, la comunidad odontológica ha sido testigo de un «big bang» industrial en relación con el procesado del óxido de zirconio para diferentes aplicaciones dentales^{4,5}. Los avances descritos anteriormente se han caracterizado por una actividad de promoción a nivel global que ha creado grandes expectativas, pero por otra parte, esta nueva tecnología aparentemente necesita un cierto tiempo en ser adoptada por completo por los dentistas y protésicos dentales. La profesión odontológica es consciente de los limitados datos clínicos disponibles sobre la resistencia a las tensiones bajo condiciones de fatiga, la efectividad de las técnicas adhesivas, el comportamiento cromático y la durabilidad de las restauraciones con base de zirconia⁶.

Aún así, los sueños pueden mostrarnos un destello de lo que nos depara el futuro, o mejor, según la «teoría de cumplimiento de las expectativas»⁷, pueden completar de forma realista los patrones de expectativas emocionales que estimulen la realización de investigación y estudios clínicos sobre este biomaterial en evolución.

En la actualidad, la tecnología del óxido de zirconio se ha puesto en línea con las técnicas de diseño y fabricación asistidas por ordenador (CAD/CAM) que prometen transformar el ejercicio cotidiano de la odontología⁸. El diseño tridimensional de las subestructuras de Y-TZP requiere utilizar un programa informático especial (CAD) proporcionado por el fabricante. Después de realizar un escaneado del trabajo diseñado, los datos son transferidos a una unidad de manufacturación computerizada (CAM) que lleva a cabo una producción preestablecida de la subestructura de óxido de zirconio⁹. Las subestructuras con base de óxido de zirconio son fabricadas bien mediante un fresado a partir de un bloque macizo (técnica de sustracción)¹⁰, predominantemente en cerámicas de Y-TZP, o a través de un proceso de deposición electroforética (técnica de adición), especialmente en las cerámicas policristalinas tetragonales de cerio (Ce-TZP)¹¹. El fresado de los bloques de zirconia puede ser llevado a cabo en estado parcial¹² o totalmente sinterizado¹⁰ usando instrumentos de corte diamantados apropiados bajo refrigeración con agua si es necesario. La mayoría de los sistemas CAD/CAM utilizan cerámicas Y-TZP parcialmente sinterizadas, en las que el procedimiento de fresado es realizado usando fresas de carburo en un entorno seco. A lo largo de la fase de diseño, el tamaño de la futura subestructura parcialmente sinterizada es incrementado



Tabla 1 Sistemas CAD/CAM utilizados actualmente para el procesado del óxido de zirconio Y-TZP (en orden alfabético).

Sistema	Casa comercial	Página web
Cad.esthetics®	Cad.esthetics (Skelleftea, SE)	http://www.cadesthetics.com
Cynovad Neo™	Cynovad (Saint-laurent, CD)	http://www.cynovad.com
CentraDent	CentraDent (Haarlem, NL)	http://www.centradent.nl
Ceramill Multi-x	Amann Girrbach (Koblach, AU)	http://www.amanngirrbach.com
Cercon®	DeguDent (Hanau, DE)	http://www.degudent.de
ce.novation®	Inocermic (Hermsdorf, DE)	http://www.cenovation.de
inLab® MC XL	Sirona Dental Systems (Bensheim, DE)	http://www.sirona.com
Cyrtila®	Oratio (Zwaag, NL)	http://www.oratio.nl
DentaCAD	Hint-ELs (Griesheim, DE)	http://www.hintel.de
Diadem	Alkom Digital (Luxembourg, LU)	http://www.alkom-digital.com
Digident®	Digident (Pforzheim, DE)	http://www.digident-gmbh.com
Etikon™	Etikon (Graefelfing, DE)	http://www.etkon.de
Everest	KaVo (Leutkirch, DE)	http://www.kavo-everest.de
GN-1	GC Corporation (Tokyo, JP)	http://www.gcdental.co.jp/english/index.html
infiniDent	Sirona Dental Systems (Bensheim, DE)	http://www.infinident.de
Katana	Noritake Dental Supply (Aichi, JP)	http://www.noritake-dental.co.jp
Lava™	3M ESPE (Seefeld, US/DE)	http://cms.3m.com/cms/de/de/2-21/ufkren/view.jhtml
Medifactoring®	Bego Medical (Bremen, DE)	http://www.bego-medical.de
MetaNova®	Metanova Dental (Zug, CH)	http://www.metanovadental.com
Precident	DCS (Allschwil, CH)	-
Nanozr*	Panasonic Dental (Osaka, JP)	http://www.panasonic.co.jp/psec/dental
Procera®	Nobel Biocare (Göteborg, SE)	http://www.nobelbiocare.com
Xawex	Xawex (Fällanden, CH)	http://www.xawex.com
Zirkonzahn®	Zirkonzahn (Gais, JP)	http://www.zirkonzahn.com

* Nanocompuesto de óxido de zirconio/aluminio estabilizado con cerio.

de forma análoga aproximadamente un 20-25 % desde las dimensiones originales, debido a la contracción que se producirá después del sinterizado final¹³. Además, el fresado de bloques de zirconia totalmente sinterizados o sometidos a prensado isostático en caliente (HIP) requiere una gran inversión de tiempo debido a la mayor dureza de este material, que a cambio no presentará cambios dimensionales (esto es, contracción). El procesado de las cerámi-

cas Y-TZP parcialmente sinterizadas a temperatura ambiente está asociado a la aparición de defectos limitados en la superficie o la profundidad (esto es, poros, defectos, grietas)¹⁴, a diferencia del mecanizado de óxido de zirconio duro o totalmente sinterizado (o HIP) que puede inducir la aparición de microgrietas¹⁵.

Sin embargo, los daños superficiales producidos por los procedimientos de fresado CAD/CAM en combinación con di-



ferentes métodos de tratamiento superficial (esto es, tallado) pueden reducir la resistencia y conducir a la aparición de fracasos inesperados¹⁶. Además, el fresaado en estado duro y a altas temperaturas produce daños cerca de la superficie y formación de defectos que pueden acortar de forma significativa la vida media prevista para la restauración¹⁷. La tabla 1 muestra todos los sistemas CAD/CAM actuales que ofrecen la opción de fabricar subestructuras de óxido de zirconio.

El abanico de las aplicaciones modernas del óxido de zirconio abarca la fabricación de carillas, coronas de recubrimiento parcial y completo o prótesis parciales fijas (FPD), postes y/o muñones, coronas telescópicas primarias, implantes y pilares de implantes. Asimismo, también están disponibles comercialmente diferentes productos dentales auxiliares como, por ejemplo, fresas de corte y quirúrgicas, ataches extracoronales y brackets ortodóncicos.

Los objetivos de la presente revisión son reflejar los conocimientos actuales sobre su manufacturación, recalcar su rango de indicaciones y debatir las ventajas/desventajas y supervivencia de la cerámica de óxido de zirconio en el campo odontológico.

Restauraciones unitarias de óxido de zirconio

Carillas con diseño de dos capas

Controlar el color de dientes con trastornos de color con carillas convencionales de porcelana feldespática es un problema clínico bastante complicado y muy sensible a la técnica¹⁸. Se ha sugerido la confección de carillas de dos capas, compuestas por una subestructura cerámica de alta resis-

tencia y un recubrimiento cerámico, para mejorar tanto la estética como la resistencia¹⁹⁻²¹.

La subestructura modificada, con un grosor de 0,2 mm-0,4 mm, puede ser fabricada con diferentes materiales cerámicos de alta resistencia, como por ejemplo el óxido de zirconio. En estudios previos sobre alúmina densamente sinterizada^{22,23} y alúmina infiltrada con vidrio^{24,25} las carillas con diseño de dos capas mostraron un mejor comportamiento cromático en dientes con trastornos de color. Por ello se asume que, debido a la opacidad inherente a la subestructura de óxido de zirconio^{26,27}, la aplicación clínica de carillas de dos capas con base de óxido de zirconio puede traducirse en una carilla de alta resistencia con una mejor capacidad de enmascaramiento para un trastorno cromático determinado. No se han podido encontrar datos de investigación publicados sobre este campo.

Coronas de zirconia

Los criterios que influyen en la selección de los casos asociados a las coronas de óxido de zirconio (es decir, espacio interoclusal limitado, hábitos parafuncionales, maloclusión, coronas clínicas cortas, movilidad dentaria, inclinaciones de los dientes) y la secuencia clínica básica no difieren de los de las demás coronas totalmente cerámicas (figura 1). Especialmente las directrices clínicas referentes a la preparación dentaria para las coronas de zirconia son comparables a las de las restauraciones ceramometálicas^{28,29}.

Una preparación dentaria apropiada para una corona de zirconia debería producir una distribución favorable de las cargas funcionales y por lo general es llevada a cabo con un conjunto de instrumentos diamantados diseñados específicamente



para tal fin. En términos generales, la preparación dentaria para una restauración de óxido de zirconio requiere una reducción incisal u oclusal de 1,5-2,0 mm y 1,2-1,5 mm de reducción axial. El ángulo de convergencia axial del pilar tallado debería ser de aproximadamente 6 grados y todos los ángulos de intersección entre dos planos deberían ser redondeados. La preparación debe terminar con un chamfer profundo, ligeramente subgingival (aproximadamente 0,5 mm) y uniforme, de 0,8-1,2 mm, o un margen en hombro con ángulos internos redondeados. La evaluación *in vitro* del diseño de preparación para las coronas de óxido de zirconio reveló una resistencia a la fractura significativamente mayor en la preparación en hombro circunferencial que en otros diseños de preparación, debido a la menor concentración de fuerzas axiales. Sin embargo, para los dientes estructuralmente comprometidos (como, por ejemplo, los dientes endodonciados), se recomendó una preparación en forma de *chamfer* poco marcado³⁰. Independientemente del grosor de la cofia, se observó que la carga necesaria para inducir una fractura en preparaciones en filo de cuchillo era un 38 % mayor que en las preparaciones en *chamfer*³¹. Al mismo tiempo, las imperfecciones en las preparaciones en *chamfer* en forma de zona de acabado en filo de cuchillo pueden poner en peligro la integridad de la restauración, dado que crean una capa de cemento no uniforme. Bajo carga, las fuerzas de tracción generadas pueden superar la fuerza de adhesión entre el cemento y la cerámica o el diente, y este fenómeno, en combinación con errores de fabricación o imperfecciones, introducidos durante el proceso de cementado, pueden inducir el desencadenamiento de una fractura³².



Figura 1 Un total de 12 coronas unitarias superiores de zirconia (dientes 16-26). Arriba: preparación de los dientes pilares para un recubrimiento completo (vista palatina). Centro: subestructuras de zirconia (ZENO Tec®, Wieland, Pforzheim, Alemania) *in situ* (vista palatina). Abajo: situación clínica final tras el cementado adhesivo de las coronas (vista palatina). Trabajo clínico y de laboratorio realizado por el Dr. S. Pelekanos y el Sr. V. Mavromatis (ambos de Atenas, Grecia), respectivamente.



Figura 2 Rehabilitación mediante prótesis parcial fija de zirconia de seis piezas (dientes 13-23). Arriba: subestructura de zirconia *in situ* (vista palatina). Centro: subestructura de zirconia (ZENO Tec, Wieland) una vez completado el trabajo de laboratorio. Abajo: situación clínica final tras el cementado adhesivo de la restauración (vista palatina). Trabajo clínico y de laboratorio realizado por el Dr. S.O. Koutayas (Corfú, Grecia) y el Sr. E. Blachopoulos (Atenas, Grecia), respectivamente.

Incrementar el ángulo de convergencia axial de 6 a 20 grados puede reducir el espacio interno entre el pilar tallado y la cofia de óxido de zirconio³³.

Debido a la opacidad intrínseca del óxido de zirconio, el pilar debe ser tallado de tal manera que ofrezca suficiente espacio tanto para la subestructura como para el material de recubrimiento. Tras el fresado, se debe fabricar una cofia de óxido de zirconio, uniforme y con un grosor de 0,5 mm, para las coronas unitarias posteriores. En la región anterior, los requisitos de resistencia y estética pueden permitir la fabricación de cofias de 0,3 mm de grosor, aunque la reducción del grosor de la cofia de 0,5 mm a 0,3 mm puede influir negativamente en la capacidad de resistencia a las fracturas (reduciéndola en un 35 %) de las coronas unitarias de óxido de zirconio³¹.

La mayoría de los sistemas pueden adaptar el tono blanquecino de la subestructura de óxido de zirconio en fase bruta antes del sinterizado mediante un proceso de coloreado cuyo resultado se acerca bastante al objetivo final. Esta posibilidad de coloreado también puede ser útil en casos con espacio interoclusal limitado en los que la aplicación del recubrimiento está limitada o es omitida.

Las coronas de óxido de zirconio pueden ser cementadas con métodos convencionales y adhesivos (compómeros, ionómeros de vidrio modificado con resina y cementos de resina autoadhesivos) que generan fuerzas adhesivas similares a las de los cementos de resina compuesta^{34,35}. No obstante, una unión adhesiva elevada y duradera mediante resina ofrece una gran retención, mejora la adaptación marginal, previene la microfiltración e incrementa la resistencia a la



fractura del diente restaurado y la restauración. Los conocimientos acumulados anteriormente sobre la adhesión de los agentes de cementado y las cerámicas con base de sílice no pueden ser aplicados para realizar adhesión mediante resina al Y-TZP. Los tratamientos previos de la superficie aplicados sobre las cerámicas vítreas (es decir, grabado con ácido fluorhídrico, silanizado) no mejoran la fuerza adhesiva en la cerámica de zirconio debido a su elevado contenido cristalino, que no puede ser modificado mediante grabado³⁶.

A diferencia del tallado, que puede conducir a una degradación sustancial de la resistencia, el chorreado parece reforzar el Y-TZP³⁷ y mejorar la adhesión³⁷⁻⁴⁰.

Se ha demostrado que la aplicación del monómero fosfato adhesivo 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP)⁴¹ o una mezcla de adhesivo/silano que contenga MDP⁴² después de una microabrasión con chorreado de partículas (110 μm , Al_2O_3 , 2,5 bar) y un cemento de resina modificado con fosfato (por ejemplo, PanaviaTM 21, Kuraray, Osaka, Japón) puede producir una adhesión duradera a largo plazo mediante resina a la cerámica de óxido de zirconio³⁸ con valores adhesivos elevados de resistencia a la tracción (39,2 MPa)⁴³. Asimismo, se ha demostrado que la aplicación de un recubrimiento triboquímico con sílice (por ejemplo, CoJet™, 3M ESPE, Seefeld, Alemania) en combinación con una mezcla de adhesivo/silano que contiene MDP incrementa la resistencia adhesiva al cizallamiento entre la cerámica de óxido de zirconio y un cemento de resina modificado con resina (Panavia F, Kuraray)⁴⁴. El proceso de recubrimiento triboquímico con sílice también fue evaluado con la silanización del óxido



Figura 3 Prótesis parcial fija posterior de zirconia de cuatro piezas (dientes 47-44). Arriba: subestructura de zirconia *in situ* (vista oclusal). Centro: subestructura de zirconia (ZENO Tec, Wieland) una vez completado el trabajo de laboratorio. Abajo: situación clínica final tras cementado adhesivo de la restauración (vista oclusal). Trabajo clínico y de laboratorio realizado por el Dr. S. Pelekanos y el Sr. V. Mavromatis (ambos de Atenas, Grecia), respectivamente.

**Tabla 2** Estudios clínicos sobre prótesis fijas (FPD) con base de zirconia.

Autor	Año	Sistema	FPD de zirconia		Piezas		Duración (años)	Fracturas (%)	Fracturas (%)
			Ant.	Post.	3	> 3		(subestructura)	(recubrimiento)
Sturzenegger83	2000	Mecanizado directo de la cerámica	-	21	21	1	1	0,0	0,0
Pospiech88	2003	Lava™	-	38	38	0	1,5	0,0	2,5
Bornemann89	2003	Cercon®	-	59	44	15	1	0,0	4,3
von Steyern71	2005	Precident	3	17	2	18	2	0,0	15,0
Sailer86	2006	Mecanizado directo de la cerámica	-	57	N.M.	N.M.	3	0,0	13,0
Raigrodski87	2006	Lava™	-	20	20	0	3	0,0	15,0
Sailer82	2007	Mecanizado directo de la cerámica	-	33			5	2,2	15,2
Edelhoff90	2008	Digident®	4	18	14	8	3	0,0	9,5
Tinschert84	2008	Precident	15	50	44	21	3	0,0	6,1
Molin and Karlsson85	2008	Cad.esthetics®	0	19	19	0	5	0,0	0,0*
Roediger91	2009	Cercon®	-	99	N.M.	N.M.	4	1,0	13,1

N.M.: no mencionado; * 30 % superficies oclusales ligeramente rugosas o con orificios

de zirconio (postes de óxido de zirconio prefabricados), conduciendo a un incremento de la fuerza adhesiva⁴⁵. Asimismo, un sistema adhesivo dental autoadhesivo que contiene 4-META/MMA-TBB (Superbond C&B, Sun Medical, Tokio, Japón) mostró valores adhesivos elevados independientemente de los diferentes tratamientos superficiales, como el recubrimiento con sílice, la abrasión mediante chorreado con partículas, el grabado con ácido fluorhídrico (HF) y el tallado con instrumentos diamantados⁴⁶. Se ha ilustrado que la capacidad adhesiva del cemento de resina con bis-GMA (por ejemplo, Variolink® II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) a la cerámica de óxido de zirconio puede ser incrementada de forma significativa tras un tratamiento previo con spray de plasma (hexametildisiloxano) o usando una capa de porcelana de baja fusión⁴⁷.

Independientemente de los tratamientos previos de la superficie, el almacenamiento *in vitro* a largo plazo en agua y la aplica-

ción de ciclos térmicos pueden influir negativamente en la durabilidad de la fuerza de la unión adhesiva de la resina a la cerámica de zirconia⁴¹. El termociclado tiene un mayor impacto que el almacenamiento en agua a una temperatura constante⁴⁸. Es fundamental evitar la contaminación de las superficies adhesivas del óxido de zirconio durante la realización de las pruebas de la restauración, tanto por contacto con la saliva como por un medio de silicona usado para identificar los contactos. Se ha observado que el chorreado con partículas de 50 µm Al₂O₃ a 2,5 bar durante 15 segundos es el método de limpieza más efectivo para restablecer una superficie óptima para el cementado adhesivo^{49,50}.

La aplicación clínica de coronas de óxido de zirconio en el campo de la prótesis removible es un nuevo abordaje terapéutico, llevado a la práctica bien como corona con planos guía o zonas de apoyo⁵¹ o como corona primaria para sistemas coronas telescópicas^{52,53}. Especialmente



en los sistemas de coronas telescópicas, las coronas secundarias son fabricadas preferentemente con técnicas de galvanoforración⁵³. Aparte de la excelente resistencia al desgaste y biocompatibilidad de la corona primaria de zirconia, las copias de óxido de zirconio coloreadas son una solución para el compromiso estético que supone la exposición de márgenes metálicos.

Prótesis fijas de óxido de zirconio

Debido a las excepcionales propiedades mecánicas del óxido de zirconio (esto es, su elevada resistencia a la flexión y a la fractura)^{54,55}, el Y-TZP es el material de subestructura más resistente para fabricar prótesis fijas (FPD) totalmente cerámicas en la región anterior (figura 2) o posterior (figura 3)⁵⁶⁻⁵⁹. Se ha observado que la capacidad de resistencia a las cargas de las FPD de Y-TZP es significativamente más elevada que la de otros sistemas totalmente cerámicos convencionales, como las cerámicas vítreas de disilicato de litio y la alúmina de infiltración vítrea reforzada con zirconia⁶⁰, y se ha comunicado que la resistencia a la fractura es incrementada aún más tras el recubrimiento cerámico⁶¹.

Las FPD con base de óxido de zirconio pueden presentar un buen pronóstico a largo plazo si los conectores son diseñados y fabricados correctamente⁶². Los estudios mediante análisis de elementos finitos sobre tensiones en FPD posteriores de tres piezas han mostrado que las máximas fuerzas de tracción se producen en la parte gingival del conector entre los dos pilares, y que su magnitud depende de forma significativa de las condiciones de



Figura 4 FPD anterior en extensión de zirconia, cementada con resina (dientes 11 y 21). Arriba: subestructura de zirconia (ZENO Tec, Wieland) *in situ* (vista oclusal). Centro: RB-FPD de zirconia tras el recubrimiento cerámico. Abajo: situación clínica final tras el cementado adhesivo de la restauración (vista oclusal). Trabajo clínico y de laboratorio realizado por el Dr. S.O. Koutayas (Corfú, Grecia) y el Sr. E. Blachopoulos (Atenas, Grecia), respectivamente.



Tabla 3 Resumen de los postes radicales de óxido de zirconio actuales.

	1995	1998	2001	2005		2005		2006
								
Fabricante	Gebr. Brasseler	Ivoclar Vivadent	Cendres+Métaux	atec Dental		Incermed		Nordin Dental
Página web	http://www.komet-dental.de	http://www.ivoclar-vivadent.com	http://www.cmsa.ch	http://www.atec-dental.de		http://www.incermed.ch		http://www.nordin-dental.com
Nombre	CeraPost	CosmoPost	CM	Endofix®	Endoseal/WSR	Biopost	Biopost	Zirix®
Material	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂	ZrO ₂
Color	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino	opaco/ blanquecino
Tipo	cónico	cilíndrico/cónico	cilíndrico/cónico	cilíndrico/cónico	cónico	cilíndrico/cónico	cilíndrico/cónico	cilíndrico/cónico
Superficie (micro/macro)	lisa	lisa	lisa	lisa/rosca	lisa	lisa/ranura retentiva	lisa	lisa/rosca
Diámetro (mm)	0,5, 0,9, 1,1	1,4, 1,7	1,4, 1,7	1,3, 1,5, 1,7, 1,9	1,3, 1,5	1,1, 1,3, 1,4, 1,5, 1,6,	1,5, 1,6, 1,7	1,10, 1,25, 1,35, 1,50
Longitud (mm)	12	20	17, 20,5	20	6	11, 14	11	25 a medir
Comentarios	restauración directa/indirecta	restauración directa/indirecta	restauración directa	poste roscado de transfijación	sellado tras apicectomía	restauración directa	pilar de bola Ø (mm): 2,5–3,0	restauración directa



aplicación de carga, la forma y el tamaño del conector⁶³⁻⁶⁵. Asimismo, se ha observado que cuando las FPD de zirconia son sometidas al pico máximo de tensiones de tracción, las propiedades de la porcelana feldespática usada para el recubrimiento de los materiales de alta resistencia de la subestructura pueden controlar la tasa de fracaso de la restauración^{66,67}. Los estudios de investigación muestran que es posible obtener una resistencia máxima prescindiendo del recubrimiento cerámico en la superficie gingival de los conectores^{68,69,70}. Los cálculos, basados en los parámetros de fatiga, indican que las dimensiones de los conectores deberían ascender como mínimo a 5,7 mm², 12,6 mm² y 18,8 mm² para fabricar una FPD de 3, 4 y 5 piezas, respectivamente⁵⁶. Se ha recomendado que el tamaño del conector debería ser mayor de 7,3 mm², especialmente para la aplicación clínica de una FPD de cuatro piezas posterior de Y-TZP⁶⁰. La evaluación *in vitro* de las FPD de Y-TZP con conectores más reducidos (3,0 mm x 3,0 mm) también produjo buenos resultados de resistencia a la fractura⁷¹⁻⁷³. Además, se ha recomendado un diámetro mínimo de 4,0 mm para todas las FPD totalmente cerámicas con base de zirconia de gran envergadura o que sustituyan molares⁷⁴. Dado que las dimensiones y la forma geométrica de los conectores son cruciales para conferir a la restauración una estabilidad adecuada bajo las cargas funcionales, las características de diseño de la subestructura deben ser optimizadas para reforzar las zonas de los conectores y ofrecer el apoyo adecuado al material de recubrimiento (obsérvese el diseño de la subestructura en las figuras 2 y 3). El ajuste marginal de la

mayoría de las FPD con base de zirconia fabricadas con tecnología CAD/CAM cumple los requisitos clínicos^{61,75,76}. No obstante, independientemente del sistema CAD/CAM utilizado la adaptación marginal se ve influenciada por la configuración de la subestructura⁷⁶.

Tras su fabricación, las subestructuras de Y-TZP son relativamente opacas y presentan un color blanco⁷⁷; por ello, la porcelana feldespática compatible usada para su recubrimiento es fundamental para conseguir una buena estética. Los datos publicados en la literatura sobre el efecto del pretratamiento de la superficie (esto es, tallado, chorreado) sobre las propiedades de resistencia de las subestructuras de Y-TZP son bastante contradictorios. Asimismo, durante el proceso de recubrimiento las subestructuras son expuestas a temperaturas elevadas y a humedad, condiciones que pueden degradar las propiedades mecánicas de la restauración⁷⁸⁻⁸¹.

Los datos clínicos a corto plazo han mostrado que las FPD de Y-TZP tienen un tiempo de supervivencia prometedor, tanto en las regiones anteriores como en las posteriores (tabla 2)^{71,82-91}. Sin embargo, los estudios clínicos disponibles (ver tabla 2), con un período de observación de hasta 5 años, revelaron que las fracturas en la porcelana de recubrimiento eran uno de los principales problemas, pudiendo aparecer de forma creciente a lo largo del tiempo (15,2 %). La tasa de fractura global de las subestructuras de zirconia fue relativamente baja (hasta un 2,2 %)⁸². Los análisis fractográficos de las FPD de zirconia retiradas mostraron que las fracturas primarias se iniciaron desde las superficies gingivales de los conectores hacia las superficies del recubrimiento, mientras que el despegamiento de las es-

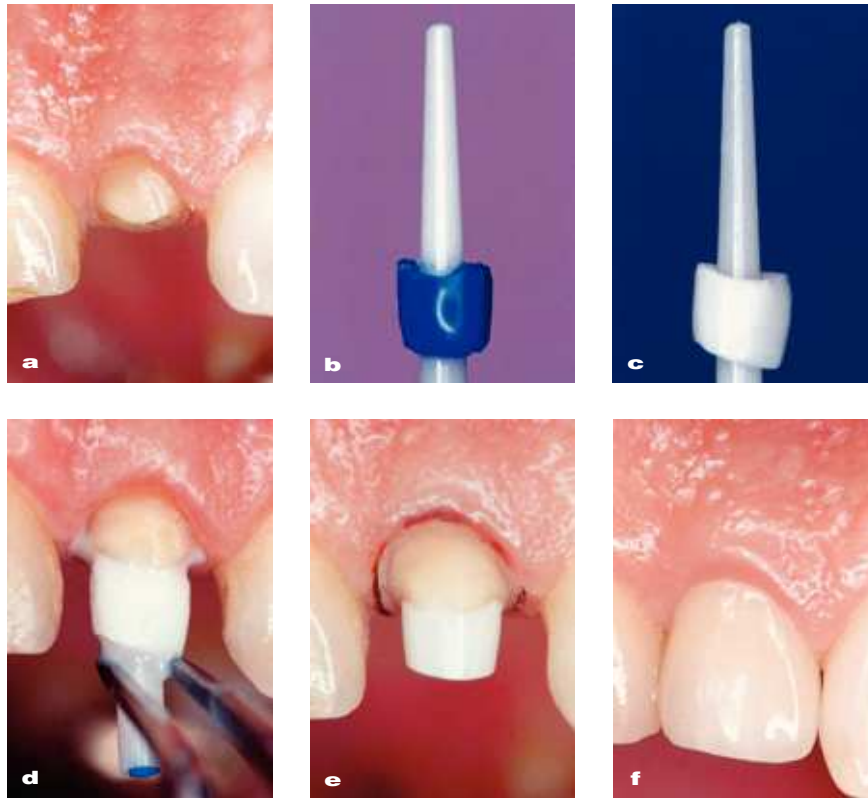


Figura 5 Rehabilitación mediante corona unitaria de un incisivo lateral superior izquierdo endodonciado (diente número 12) utilizando un perno-muñón totalmente cerámico de zirconia (cortesía del Prof. R.J. Kohal, Friburgo, Alemania): a) situación inicial tras el tratamiento endodóntico (vista vestibular); b) poste de zirconia prefabricado (CeraPost, Gebr. Brasseler) con modelo análogo del muñón; c) perno-muñón de zirconia de dos piezas tras creación mediante fresado por copia (sistema Celay, Mikrona) de un muñón de Y-TZP (BCE, Mannheim, Alemania); d) cementado del perno-muñón con una resina adhesiva (Panavia 21, Kuraray); e) finalización de la preparación dentaria; f) situación clínica final tras el cementado de la corona (Empress, Ivoclar Vivadent). Trabajo de laboratorio realizado por el Sr. F. Ferraresso (Saluzzo, Italia) y el Dr. S.O. Koutayas (Corfú, Grecia).

estructuras cerámicas en la interfase entre el recubrimiento cerámico y la subestructura de zirconia estaba controlada por localizaciones secundarias de iniciación de fracturas y tensiones de fracaso⁹². Las FPD de Y-TZP implantosoportadas también han mostrado una incidencia inaceptable de fracturas del recubrimiento tanto *in vitro*⁷¹ como *in vivo*⁹³.

Como alternativa a las restauraciones de recubrimiento completo, se introdujeron las FPD de óxido de zirconio de recubrimiento parcial cementadas con resina (RB-Z-FPD) como opciones de tratamiento menos invasivas, tanto para la región anterior como posterior.

Los retenedores de recubrimiento parcial de estas restauraciones pueden ser

retenedores de recubrimiento palatino (aletas) individuales (o, rara vez, dobles)⁹⁴, coronas parciales, *inlays* u *onlays*⁹⁵. Se ha demostrado que las prótesis fijas anteriores en extensión de óxido de aluminio cementadas con resina con unas características de diseño específicas en los conectores pueden resistir con éxito las fuerzas fisiológicas incisivas durante cinco años, tanto *in vitro*⁹⁶ como *in vivo*^{97,98}. Si se toma en consideración el hecho de que su conector presenta una resistencia mayor, se puede asumir que las RB-Z-FPD poseen el potencial de producir un rendimiento clínico mejor que las de óxido de aluminio (figura 4).

Con respecto a las FPD de zirconia retenidas mediante *inlays* (IR-Z-FPD),



las pruebas mecánicas de compresión revelaron una elevada resistencia a la fractura⁹⁹⁻¹⁰¹. Partiendo de las fuerzas masticatorias máximas en la región molar, se ha propuesto que el tamaño del conector debería oscilar entre 9 mm² y 16 mm.^{2 101} Con el fin de mejorar la resistencia de las IR-Z-FPD, los estudios clínicos han indicado la conveniencia de incorporar nuevos diseños de preparación y subestructura, con las siguientes características principales: *a)* inlay oclusal poco profundo (1 mm de grosor); *b)* aleta de retención lingual/palatina de 0,6 mm, y *c)* retenedor sin recubrimiento¹⁰¹. A diferencia de las RB-Z-FPD, hacen falta estudios clínicos a largo plazo sobre las IR-Z-FPD antes de pasar a su aplicación clínica generalizada.

Postes radiculares de zirconia

Un sistema de perno-muñón metálico limita la transmisión de la luz y, por tanto, crea una sombra oscura no deseada en la región radicular y cervical, especialmente en presencia de tejidos periodontales finos¹⁰² y reduce de manera significativa la luminosidad en la parte coronal de la restauración¹⁰³. Con la introducción de pernos y muñones totalmente cerámicos individualizados¹⁰⁴⁻¹⁰⁶ o postes radiculares prefabricados de dióxido de zirconio (ZrO₂)^{107,108}, se ha creado un enfoque estético exclusivo en combinación con coronas totalmente cerámicas. Los pernos y muñones totalmente cerámicos con un tono similar a la dentina contribuyen a una difusión más profunda de la luz y por ello generan una profundidad de translucidez adecuada^{109,110}.



Figura 6 Corona de zirconia cementada sobre un implante de zirconia (diente número 12) (cortesía del Prof. R.J. Kohal, Friburgo, Alemania). Arriba: colocación del implante de zirconia tras la extracción del diente. Centro: 4 meses más tarde, colocación de hilo de retracción antes de la toma de impresión. Abajo: situación tras el cementado definitivo de la corona de zirconia (Procera, Nobel Biocare). Trabajo de laboratorio realizado por el Sr. W. Woerner (Friburgo, Alemania).



La tecnología moderna de los polvos de óxido de zirconio permite fabricar nuevos postes endodónticos biocompatibles y estéticos con una mejor resistencia a la flexión (aproximadamente 820 MPa) y tenacidad frente a la fractura (aproximadamente $8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$). Como indicación adicional, los conos endodónticos endoóseos de zirconia parecen ser una opción aceptable para las labores de sellado en dientes reseccionados tras una apicectomía¹¹¹. Los sistemas de postes radiculares de óxido de zirconio comercialmente disponibles en la actualidad están enumerados en la tabla 3.

Por lo general, no es necesario colocar un poste prefabricado (esto es, un poste de zirconia) en dientes tratados con endodoncia intactos (con cavidades interproximales), en los que sólo hay que sellar la cavidad de acceso con un composite híbrido¹¹². Se pueden aplicar clínicamente postes de zirconia en dientes con pequeños defectos en la estructura dentaria, en combinación con composites híbridos o composites especiales para muñones, de acuerdo con los conceptos de la odontología adhesiva contemporánea¹¹³. En presencia de estructura dentaria coronal adecuada y sólida, también son viables los perno-muñones totalmente cerámicos aplicando dos técnicas de fabricación: directa o indirecta^{96,114}. En la técnica de dos piezas, un muñón de cerámica (esto es, un muñón de zirconia), antiguamente fabricado con una máquina de fresado mediante copia (sistema Celay, Mikrona, Spreitenbach, Suiza) o en la actualidad por medio de tecnología CAD/CAM, es colocado en el diente tallado, y a continuación un poste prefabricado de ZrO_2 (por ejemplo, CeraPost, Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemania) es ce-

mentado con técnicas adhesivas en el conducto radicular a través del conducto del muñón (figura 5).

Asimismo, un muñón de cerámica vítrea (EmpressCosmo, Ivoclar Vivadent) es unido mediante prensado en caliente sobre un poste de ZrO_2 prefabricado (por ejemplo, CosmoPost, Ivoclar Vivadent), de forma que los dos materiales son integrados en un único y sólido conjunto de perno-muñón.

Tras la colocación de los postes y muñones de zirconia para el acondicionamiento preprotésico de la estructura dentaria remanente, los dientes anteriores tratados con endodoncia pueden ser restaurados con éxito con coronas unitarias totalmente cerámicas y resistir las fuerzas incisivas funcionales¹¹⁵⁻¹¹⁸. Los estudios adicionales realizados *in vitro* identificaron la aparición de fracturas radiculares^{119,120}, pero la evaluación clínica a corto plazo de los postes y/o muñones de zirconia ha arrojado resultados prometedores^{121,122}. Un estudio retrospectivo a los cuatro años mostró que las coronas unitarias combinadas con postes de ZrO_2 prefabricados y muñones indirectos de cerámica vítrea dieron lugar a una tasa de fracaso significativamente mayor que la utilización de los mismos postes con muñones reconstruidos directamente con composite¹²³.

La aplicación clínica de los postes de óxido de zirconio es un procedimiento prácticamente irreversible, dado que su retirada es extremadamente difícil¹¹⁴. Los factores fundamentales para la consecución de longevidad clínica son la conservación de estructura dentaria durante la preparación del conducto radicular y el mantenimiento de tanto un adecuado efecto «ferrule» o abrazadera (un mínimo



de 2 mm de altura)^{124,125} como de la dentina periférica del conducto radicular (mínimo de 1 mm de anchura)¹²⁵.

Los postes de óxido de zirconio tienen un módulo de elasticidad más elevado (200 MPa) que la dentina natural (16,5-18,5 MPa); en ausencia del efecto «ferrule», es posible transferir tensiones de efecto catastrófico a la raíz^{119,120,126}. El cementado adhesivo de postes con tanta rigidez también puede conducir a defectos en la interfase dentro del composite del muñón o la dentina¹²⁷. Debido a las limitaciones anteriormente mencionadas, una revisión sistemática centrada en la biomecánica de los dientes tratados con endodoncia recomendó la utilización de materiales con propiedades físicas similares a las de la dentina natural en los perno-muñones^{128,129}.

Implantes de óxido de zirconio

La liberación de titanio tras la colocación de implantes^{130,131} intensificó el debate sobre la producción de hipersensibilizaciones o alergias^{132,133}, que posteriormente estimularon abordajes holísticos que defienden una implantología dental libre de metales. Sin embargo, la principal desventaja práctica de los implantes de titanio es el manejo de su aspecto grisáceo a través de la mucosa periimplantaria fina. Todo lo anterior ha servido para orientar la investigación odontológica e impulsar la aplicación clínica de implantes fabricados con diferentes y novedosos biomateriales cerámicos como, por ejemplo, la alúmina mono y policristalina¹³⁴, los vidrios bioactivos¹³⁵, la hidroxiapatita¹³⁶ y el óxido de zirconio (figura. 6)¹³⁷⁻¹³⁹. Asi-

mismo, los recubrimientos de óxido de zirconio (aproximadamente 100 nm) de implantes ortopédicos de Ti-6Al-4V¹⁴⁰, o titanio¹⁴¹, por lo general tras la aplicación de métodos de macrotexturización¹⁴², pueden estimular el crecimiento óseo y, por tanto, aportar evidencia de una osteointegración mejorada del implante.

En la actualidad, el Y-TZP es considerado un material atractivo y dotado de ciertas ventajas para los implantes dentales endóseos, al presentar una mayor biocompatibilidad, propiedades mecánicas mejoradas, gran radioopacidad y un manejo sencillo durante la preparación de los pilares^{143,144}.

La cerámica de óxido de zirconio es tolerada positivamente por el hueso y los tejidos blandos y posee estabilidad mecánica¹⁴⁵. Dado que la diferencia en la resistencia de unión hueso-implante no era significativa entre las cerámicas bioinertes y el acero inoxidable, se indicó que la afinidad del hueso por las cerámicas bioinertes era prácticamente la misma que por las aleaciones metálicas¹⁴⁶.

Se realizaron pruebas de cultivos celulares *in vitro* para verificar la biocompatibilidad, los efectos genéticos y las interacciones con los osteoblastos de potenciales sustratos de implantes de zirconia. Recientemente, una serie de estudios profundamente revisados¹⁴⁷ mostró la ausencia de respuestas adversas^{148,149} proliferación específica de la superficie^{150,151} y no específica de la superficie¹⁴⁹, inserción y extensión de los osteoblastos, así como la ausencia de efectos genéticos de la zirconia sobre la formación ósea¹⁵²⁻¹⁵⁴.

Los estudios en animales centrados en los implantes de zirconia sin carga han mostrado unas características cualitativas y cuantitativas comparables a las de los



Figura 7 Restauración mediante corona unitaria totalmente cerámica implantoportada (VITA® In-Ceram SPINELL, Vident, Brea, CA, EE.UU.) de un incisivo lateral superior derecho (diente número 12) con uso de un pilar de zirconia prefabricado (Cercon® para XIVE, Dentsply Friadent, Mannheim, Alemania). Arriba: conexión del pilar (vista vestibular). Centro: pilar de zirconia tras su modificación en el laboratorio y tornillo de titanio. Abajo: situación clínica final tras cementado adhesivo de la corona (vista vestibular). Trabajo clínico y de laboratorio realizado por el Dr. S.O. Koutayas (Corfú, Grecia) y el Dr. D. Charisis (Atenas, Grecia), respectivamente.

implantes de titanio en términos de biocompatibilidad y capacidad de osteoinducción¹⁵⁵⁻¹⁵⁸. Los estudios *in vivo* demostraron que la micromodificación de los implantes de Y-TPZ, produciendo una superficie rugosa, era beneficiosa para la osteointegración inicial, aposición ósea y resistencia de la interfase a las fuerzas de cizallamiento^{158,159}.

Otros estudios adicionales en animales confirmaron que los implantes de Y-TZP y Ti pueden osteointegrarse con éxito bajo condiciones de carga, aunque un grupo de investigación observó una pérdida relativamente elevada de hueso marginal¹⁶⁰ mientras que un segundo grupo comunicó una altura similar de los tejidos blandos periimplantarios¹³⁸.

Se han realizado diferentes estudios *in vitro* para definir la viabilidad de los sistemas de implantes de zirconia. Un análisis mediante elementos finitos de la resistencia a las cargas reveló la presencia de patrones de tensión no destructivos y correctamente distribuidos, similares a los de los implantes de titanio¹⁶¹.

Asimismo, se ha propuesto que los implantes de óxido de zirconio de una sola pieza restaurados con coronas de alúmina densamente sinterizada (Procera®, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia) posiblemente cumplan los requisitos biomecánicos para la sustitución de dientes anteriores. Con respecto al impacto del diseño (una o dos piezas) sobre el comportamiento biomecánico de los implantes de Y-TZP bajo condiciones experimentales de masticación simulada, un prototipo de implante de zirconia de dos piezas mostró poca resistencia a la fractura a nivel de la cabeza del implante y, por tanto, un rendimiento clínico cuestionable¹⁶², mientras que los implantes de

Tabla 4 Resumen de los implantes actuales de óxido de zirconio.

	2002				2004			2004			2007			2006		
																
Fabricante	Incermed				Z-Systems			CeraRoot					Bredent		Ziterion	
Página web	http://www.incermed.ch				http://www.z-systems.biz			http://www.ceraroot.com					http://www.bredentmedical.com		http://www.ziterion.com	
Nombre	Sigma				Z-Look3			CeraRoot					whiteSKY		zit-z	
	bivalent millenium	polyvalent						11	21	12	14	16				
Material	HIP ZrO ₂ /TZP				HIP ZrO ₂ /TZP			HIP ZrO ₂ /TZP					HIP ZrO ₂ /TZP		HIP ZrO ₂ /TZP	
Color	blanquecino				blanquecino			blanquecino					blanquecino		blanquecino	
Tipo	dos piezas	una pieza			una pieza			una pieza					una pieza		una pieza	
Superficie (micro/macro)	3,4, 3,7, 4,28	3,4	3,7	4,28	3,5, 4,0, 5,0			4,8/6,0/6,5	4,1/4,8/6,0	4,1	3,5/4,8/5,8	4,8/6,5/8,0	3,5, 4,0, 4,5			
Diámetro (mm)	11,6, 14,4	14,5, 16,7, 18,5	13,7, 16,5	14,0, 16,8	10,0, 11,5, 13,0			10,0, 12,0, 14,0	10,0, 12,0, 14,0	10,0, 12,0, 14,0	10,0, 12,0, 14,0	10,0, 12,0, 14,0	10,0, 12,0, 14,0			
Longitud (mm)	altura transgingival: 1,52 mm	altura de pilar 2,98–3,28 mm altura transgingival: 0,93 mm			narrow neck D3,6N reduced shoulder D4,0R pilar de bola D 4,0/Ø 2,9			forma radicular, hombro festoneado							altura transgingival: 1,5, 2,5 mm	



óxido de zirconio de una sola pieza parecen ser una opción clínicamente aplicable¹⁶³. Asimismo, se ilustró que el tallado de un implante de zirconia de una sola pieza para la colocación de una corona tenía una influencia negativa estadísticamente significativa en la resistencia del implante a la fractura¹⁶³.

Hasta la fecha, hay cinco sistemas de implantes de óxido de zirconio disponibles en el mercado (enumerados en la tabla 4). Sólo uno de los sistemas (Sigma, Incermed, Lausanne, Suiza) ofrece diseños de una o dos piezas, estando todos los demás (CeraRoot, CeraRoot Dental Implants, Barcelona, España; ZLook3, Z-Systems, Constanza, Alemania; whiteSKY, Bredent Medical, Senden, Alemania, y zit-z, Ziterion, Uffenheim, Alemania) disponibles con un diseño en una sola pieza.

Asimismo, un estudio clínico realizado recientemente describió un tipo de implante de zirconia individualizado, con forma análoga a la raíz y una superficie de implante micro y macrorretentiva, aunque en él no se especificaba el material de zirconia ni el dispositivo utilizado para su fresado¹⁶⁴.

A pesar de algunos resultados clínicos preliminares prometedores, no existen datos clínicos a largo plazo sobre los implantes de óxido de zirconio. Las tasas de supervivencia a un año publicadas ascienden a 93 % (189 implantes de una pieza, Z-Systems)¹⁶⁵, 98 % (66 implantes de una pieza, Z-Systems)¹³⁷, y 100 % (implantes de una pieza, CeraRoot)¹⁶⁶.

Asimismo, una revisión publicada recientemente observó que en un estudio clínico que se está ejecutando en la actualidad los implantes experimentales de TZP-A ($ZrO_2/Y_2O_3/Al_2O_3$) ($n = 119$) con una superficie rugosa especial presenta-

ron una tasa de supervivencia de 96,6 % después de un período de observación de un año¹⁴⁷. Por último, la única revisión sistemática que exploró la osteointegración y el éxito clínico de los implantes dentales de zirconia confirmó que los implantes de Y-TZP pueden alcanzar la misma osteointegración que los de titanio. Aún así, los datos clínicos y de laboratorio eran demasiado escasos para poder recomendar de forma segura una aplicación clínica generalizada de los implantes de Y-TZP¹⁶⁷.

Pilares de zirconia para implantes

En la implantología dental moderna, se puede contar con la obtención de tasas de supervivencia elevadas con los implantes y las coronas unitarias implantosoportadas¹⁶⁸. Con respecto al resultado estético, los pilares convencionales metálicos (de titanio) se transparentan, especialmente a través de coronas totalmente cerámicas con una mayor semitranslucidez, y, como consecuencia de ello, a través de la mucosa periimplantaria fina, confiriendo un aspecto grisáceo a toda la restauración¹⁶⁹. Los biotipos periodontales finos no pueden enmascarar este efecto negativo ni garantizar una estabilidad a largo plazo de la arquitectura de los tejidos periimplantarios¹⁷⁰⁻¹⁷². Estos problemas estéticos o la posible exposición del pilar metálico subyacente, que puede llegar a ser percibido visualmente, pueden ser evitados mediante la aplicación clínica de pilares totalmente cerámicos^{147,173}.

Los primeros pilares para implantes introducidos como alternativa estética a los pilares de titanio fueron los pilares to-

Tabla 5 Resumen de los pilares de Y-TZP prefabricados e individualizados para implantes.

										
Fabricante	Dentsply Friadent	Dentsply Friadent	Nobel Biocare		Straumann	Biomet 3i		Bego	Astra Tech	Astra Tech
Página web	http://www.friadent.de	http://www.friadent.de	http://www.nobelbiocare.com		http://www.straumann.com	http://www.biomet3i.com		http://www.bego.com	http://www.astratechdental.com	http://www.atlantiscomp.com
Nombre	Cercon® balance	Friadent Cercon®	Procera™ abutment zirconia	Procera™ abutment zirconia para otros implantes	narrow neck D3,6	external hex ZiReal® post	Certain® ZiReal post	BeCe® sub-tec ceramic	ZirDesign™	Atlantis™
Material	Y-TZP	Y-TZP	Y-TZP	Y-TZP base de titanio	Y-TZP base de titanio	Y-TZP base de titanio		Y-TZP	Y-TZP	Y-TZP
Color	blanquecino	blanquecino, dentina	blanquecino	blanquecino	blanquecino	blanquecino		blanquecino	blanquecino	blanquecino
Conexión	cono interno tornillo de Ti	hexágono interno tornillo de Ti	hexágono externo tornillo de Ti	hexágono interno tornillo de Ti	hexágono interno (synOcta® 1,5) tornillo de Ti	hexágono externo tornillo de Au	hexágono interno tornillo de Au	cono interno + hexágono + tornillo de Ti	cono interno + hexágono + tornillo de Ti	hexágono interno o hexágono externo + tornillo de sistema
Diámetro de implante (mm)	Ankylos® 5,5, 7,0	XiVE 3,8, 4,5	todos los Brånemark NP/RP/WP (*)	NobelReplace™ NP/RP/WP Straumann RN 4,8, camlog 3,3-6,0	Straumann RN 4,8	NanoTite™ Osseotite NT®, pw, xp 4,1, 5,0	NanoTite™ Osseotite Certain® 4,1, 5,0	Bego S 3,25-5,5 Bego RI 3,75-5,5	OsseoSpeed™ 3,5/4,0, 4,5/5,0	implante de hexágono interno (**) implante de hexágono externo (***)
Altura gingival	1,5, 3,0 festoneado	1,0, 2,0	individualizada		individualizada	4,0			1,5, 3,0 festoneado	individualizada
Inclinación	recto (0°), angulado (15°)	recto (0°), angulado (15°)	individualizada		individualizada	recto (0°) angulado (17°)		recto (0°)	recto (0°), angulado (20°)	individualizada
Tipo	prefabricado	prefabricado	individualizado (Procera™ 3-D CAD)		individualizado (Sirona inlab)	prefabricado		prefabricado	prefabricado	individualizado (Atlantis™ VAD)

(*) Lifecore Biomed: Restore 3,75, Zimmer Dental: Taperlock 4,0, Sterngold: Implamed 3,75, Biomet 3i: 3,75

(**) Astra Tech: OsseoSpeed™ 3,5/4,0, 4,5/5,0 – BioHorizons: Internal 3,5, 4,5, 5,7 – Biomet 3i: Certain™ MicroMiniplant™ 3,25/3,4, Certain™ 3,75/4,0, 5,0, 6,0, XP 4/5, XP 5/6 – Nobel

Biocare: NobelReplace™ NP (3,5), RP (4,3), WP (5,0, 6,0) – Straumann: Standard/Standard Plus Implant RN (Regular Neck) 4,8 – Zimmer Dental: Tapered Screw-Vent™ 3,5, 4,5, 5,7, Screw-Vent™ 3,5, 4,5, SwissPlus™ 4,8.

(***) BioHorizons: External 3,5, 4,0, 5,0 – Biomet 3i: MicroMiniplant™ 3,25/3,4, Miniplant™ 4,1/3,25, Standard 3,75, 4,0, Wide 5,0, 6,0, XP 3/4, 4/5, 5/6 – Sybron Implant Solutions: Innova

Endopore 3,5, 4,1, 5,0, Innova Entegra 3,5, 4,1, 5,0 – Lifecore Biomed: Small 3,3, 3,4, Regular 3,75, 4,0, Wide 5,0, 5,5, 6,0 – Nobel Biocare: Brånemark System™ NP (3,3), RP (3,75, 4,0), WP (5,0, 5,5), Nobel Biocare: SteriOss Replace™ 3,1, 3,5, 4,3, 5,0, 6,0, SteriOss HL™ 3,25, 3,8, 4,5, 5,0, 6,0.





talmente cerámicos, hechos de cerámica de óxido de aluminio (alúmina con infiltración vítrea o densamente sinterizada), a mediados de los años noventa del siglo pasado¹⁷⁴⁻¹⁷⁶. Los pilares de alúmina presentaban propiedades ópticas atractivas¹⁷⁷, una resistencia a la fractura adecuada para la región anterior¹⁷⁸, y un pronóstico excelente a los cinco años¹⁷⁹. No obstante, los fabricantes de implantes orientaron su proceso de producción hacia los implantes de zirconia (figura 7)¹⁶⁹. Aparte de las consideraciones referentes a la resistencia, los pilares de implante de Y-TZP ofrecen una mayor biocompatibilidad¹, una radioopacidad similar a la del metal para una mejor evaluación radiográfica¹⁸⁰ y, por último, una menor adhesión bacteriana¹⁸¹, menor tendencia al acúmulo de placa bacteriana¹⁸² y menor riesgo de inflamación¹⁸³.

Además, los pilares de Y-TZP pueden favorecer la integración en los tejidos blandos¹⁸⁴, pudiéndose conseguir clínicamente unos tejidos blandos periimplantarios favorables adyacentes a pilares de zirconia¹⁸⁵ o alúmina-zirconia¹⁸⁶ y pilares de cicatrización de zirconia¹⁸⁷. Una revisión sistemática reveló que los pilares de zirconia pueden mantener un nivel óseo equivalente al de los pilares de titanio, oro y óxido de aluminio¹⁸⁸. La evaluación *in vitro* de la inserción celular, la extensión y proliferación de fibroblastos gingivales humanos sobre superficies cerámicas fresadas y pulidas no recubiertas mostró diferencias significativas asociadas a las diferentes modificaciones de la superficie, requiriendo estudios y documentación adicionales para poder ser extrapolados clínicamente¹⁸⁹.

Los pilares de Y-TZP están disponibles en dos versiones: prefabricados y hechos a la medida. Los pilares de zirconia prefabricados son una solución fiable y prác-

tica, pero la tecnología CAD/CAM también aporta ventajas a la hora de diseñar unos pilares de zirconia totalmente individualizados para conseguir una integración en los tejidos blandos y una estética ideal. Los dos tipos de pilar permiten una individualización adicional, mediante tallado extra o intraoral, con fresas diamantadas especiales, recomendadas por el fabricante, bajo refrigeración con agua.

La tabla 5 muestra los pilares de Y-TZP prefabricados e individualizados más representativos. Según la información de la que disponen los autores, hay otros pilares de implante de Y-TZP disponibles en el mercado ofrecidos por las siguientes casas comerciales: Thommen Medical (pilar SPI® ART), Camlog (pilar cerámico Esthomic), Zimmer Dental (pilar cerámico Contour), Dentaurum Tiolox Implants (Tiolox® Premium), Wieland Dental Implants (pilar cerámico wi.tal), Sybron Implant Solutions (poste con base CAD/CAM), Cad.esthetics (poste de implante Denzir).

Con respecto a la individualización mediante tallado del pilar, se han estudiado la eficiencia de corte y el acabado de diferentes tipos de instrumentos diamantados y se han especificado los efectos obtenidos para ciertos tipos de pilar, indicando que para obtener las mejores líneas de terminación y superficies puede ser necesario utilizar instrumentos de corte y protocolos específicos¹⁴⁴. La mayoría de los fabricantes recomiendan bien un *chamfer* aplanado o una preparación en hombro con líneas ángulo internas redondeadas. Además, no se deberían sobreextender los márgenes subgingivales hasta un punto en el que la retirada de los restos de cemento presente dificultades y, en



general, el perfil de emergencia deberá ser más bien cóncavo y cumplir las pautas diagnósticas conocidas¹⁷³.

Recientemente, se demostró que las coronas implantosoportadas unitarias anteriores cementadas con técnicas adhesivas sobre pilares de zirconia con una preparación circunferencial en *chamfer* de 0,5 mm- 0,9 mm de profundidad poseen el potencial de funcionar con éxito durante más de cinco años en condiciones de fatiga simulada¹⁹⁰. La adaptación marginal de los pilares de zirconia puede ser conseguida bien con el propio pilar o con una interfaz de titanio integrada y un tornillo oclusal¹⁹¹.

La evaluación *in vitro* del ajuste de los pilares individualizados CAD/CAM con hexágono interno o externo mostró que cumplían los requisitos clínicos¹⁹² y que las conexiones con hexágono externo presentaban menos de tres grados de libertad rotacional¹⁹³.

Hay que evitar los diseños de prótesis atornillada, tal y como se demostró en estudios previos^{194,195} o los aflojamientos debidos a un ajuste deficiente en la interfase implante/pilar instaurando un protocolo apropiado en el laboratorio¹⁹⁶. En términos generales, los pilares de Y-TZP para implantes mostraron una resistencia a la fractura tres veces mayor que los pilares de cerámica de óxido de aluminio¹⁹⁷. Las evaluaciones *in vitro* de las coronas unitarias implantosoportadas procesadas mediante técnica CAD/CAM sobre pilares Y-TZP prefabricados^{178,198,199} o individualizados⁸¹ mostraron que son capaces de resistir fuerzas incisivas fisiológicas. Por último, los resultados de los estudios de laboratorio realizados con simuladores de la masticación^{178,198,199} fueron confirmados por estudios clínicos que

comunicaron tasas de supervivencia acumulada del 100 % después de 6 años de función clínica. Sin embargo, debido al número limitado y el corto período de observación de los estudios clínicos existentes, es necesaria una evaluación adicional a más largo plazo^{167,188}.

Componentes dentales auxiliares de óxido de zirconio

Brackets ortodóncicos

Los brackets cerámicos disponibles en la actualidad de óxido de zirconio policristalino ofrecen una serie de ventajas frente a los tradicionales. Los brackets ortodóncicos de Y-TZP ofrecen una mayor resistencia, mejor resistencia a la deformación y el desgaste, menor adhesión de placa bacteriana y una estética mejorada. Asimismo, presentan buenas propiedades de deslizamiento frente a los arcos tanto de acero inoxidable como de níquel-titanio y las mismas características friccionales que los brackets de alúmina policristalina^{200,201}.

Clínicamente, presentan fuerzas de unión adhesiva aceptables al usar adhesivos fotopolimerizables, aunque los fracasos adhesivos se localizan en la interfase bracket/adhesivo^{202,203}. También se ha observado que las fuerzas de resistencia al cizallamiento se encuentran dentro de los rangos clínicamente aceptables y son significativamente más elevadas que las de los brackets metálicos²⁰⁴. Sin embargo, los brackets ortodóncicos de Y-TZP pueden presentar una menor eficiencia que los metálicos con respecto al movimiento dentario^{205,206}, producir daños en el esmalte debido a su elevado



porcentaje de descementado²⁰⁷, producir un desgaste grave del esmalte de los dientes antagonistas²⁰⁸, y tener un color blanco hueso, altamente opaco²⁰².

Ataches de precisión

La aplicación clínica de los ataches de zirconia prefabricados está basada en las propiedades de desgaste y resistencia del material. No obstante, no hay literatura disponible sobre su rendimiento clínico o su efectividad. En la actualidad, hay dos tipos de ataches de Y-TZP en el mercado: un atache de bola para sobredentaduras como parte de un poste de zirconia (Biosnap, Incermed), disponible en tres diámetros asociados a tres niveles de retención (tabla 3), y un atache extracoronal cilíndrico o de bola para prótesis parciales removibles (Proxisnap, Incermed).

Instrumentos de corte y quirúrgicos

Los recientemente desarrollados instrumentos de corte de zirconia (fresas) pueden ser usados en implantología, cirugía maxilofacial, operatoria dental y recortado de los tejidos blandos (por ejemplo, Cera-Drill™, CeraBur™, K1SM CeraBur™, Ceratip, todas de Gebr. Brasseler).

Estos instrumentos ofrecen una eficiencia de corte óptima, con un funcionamiento suave y menor vibración; además, su resistencia demostrada a la corrosión química promete un rendimiento duradero a largo plazo.

Por último, los instrumentos quirúrgicos, como, por ejemplo, bisturíes, pinzas, despegadores periósticos y calibradores de profundidad, pueden ser fabricados en zirconia reforzada con alúmina (ATZ) mediante técnica de moldeo por inyección (Z-Look 3 Instruments, Z-Systems).

Discusión

Los avances tecnológicos tienen muchos orígenes, entre los que se incluye una combinación de inspiración, eventos fortuitos e investigación básica. Tras el descubrimiento del potencial de refuerzo por transformación del óxido de zirconio a mediados de los años setenta del siglo pasado²⁰⁹ se ha producido un importante progreso en relación con los materiales cerámicos en el campo de las ciencias odontológicas. En la actualidad, la tecnología del óxido de zirconio se ha convertido en el centro de atención de la investigación y los esfuerzos clínicos de un número creciente de científicos en el campo odontológico.

El desarrollo industrial de más de 20 sistemas de CAD/CAM diferentes (tabla 1) centrados en la manufacturación de la zirconia es indicador de la presencia de un interés clínico creciente y alienta la firme convicción de que el óxido de zirconio puede convertirse en la estrella de las restauraciones dentales^{210,211}. Según las investigaciones de los fabricantes, el abanico clínico de las restauraciones con base de zirconia es impresionante y abarca prácticamente cualquier aspecto restaurador, incluyendo carillas, coronas, puentes, postes radiculares, pilares de implantes e incluso implantes.

En 2006, más de 100 toneladas métricas de ZrO₂ bruto de uso médico fueron procesadas a nivel mundial, pronosticando llegar a 250 toneladas en 2008²¹². Este consumo creciente y llamativo de zirconia para aplicaciones dentales significa que las restauraciones con base de zirconia asistidas por sistemas computerizados tendrán una importancia máxima en la profesión dental en los próximos años.



Los estudios de investigación actuales realizados *in vitro*, enfocados a entender la naturaleza de esta tecnología, incluyen estudios celulares, de fatiga térmica, colorimétricos, de ajuste marginal, de resistencia a la fractura y de adhesión. Los resultados *in vitro* son prometedores, especialmente en todos los campos anteriormente mencionados, pero, dado que la investigación clínica se centra en cómo afecta la tecnología a humanos y otros organismos vivos, antes de aplicar clínicamente la tecnología del óxido de zirconio de manera generalizada, se debería esperar a obtener una confirmación a través de estudios clínicos longitudinales de cohortes.

A pesar de la conocida elevada biocompatibilidad de la zirconia en los tejidos tanto duros como blandos, las restauraciones dentales de zirconia son transferidas lentamente de los modelos experimentales controlados al entorno clínico, pudiéndose encontrar algunos estudios clínicos con hasta cinco años de seguimiento en la literatura. Los estudios existentes han evaluado parámetros clínicos (por ejemplo, ajuste, comportamiento cromático, tasas de supervivencia) y determinado la frecuencia de los incidentes adversos (por ejemplo, desprendimientos de porcelana de recubrimiento, fracturas, descementado), principalmente en relación con la aplicación clínica de FPD y postes de FPD^{213,214}.

La transformación de fase específica de este material, especialmente desde la fase cristalina tetragonal a la monoclinica, inhibe la propagación de las grietas y conduce al rendimiento mecánico superior del óxido de zirconio. Por ello, las subestructuras de zirconia tienen propiedades físicas excelentes, como una gran

resistencia y tenacidad frente a la fractura²⁰⁹. Por otra parte, durante el envejecimiento en un entorno oral acuoso, las transformaciones de fase espontáneas de la zirconia tetragonal a la fase monoclinica, conocida como degradación a bajas temperaturas (LTD), puede conducir a la formación de microgrietas y, como consecuencia de ello, a una reducción de su resistencia^{215,216}. Este problema principalmente afecta a subestructuras o partes de las mismas que no estén recubiertas con porcelana y a implantes y pilares de zirconia que queden expuestos al entorno oral. Se deben evitar las subestructuras de zirconia no recubiertas y durante el diseño de la subestructura es recomendable asegurar la presencia de un espacio suficiente para recubrir todas las superficies de zirconia con una capa fina de porcelana.

Las innovadoras biocerámicas no sometidas a degradación, comunicadas recientemente, como la zirconia estabilizada con magnesia (Mg-PSZ con un recubrimiento de vidrio bioactivo)²¹³ y los compuestos de alúmina (esto es, 80 % de TZP con una composición de 90 mol % ZrO_2 + 6 mol % Y_2O_3 + 4 mol % Nb_2O_5 y 20 % de Al_2O_3 ²¹⁷ o 70 % de TZP estabilizado con 10 mol % CeO_2 + 30 vol % Al_2O_3 + 0.05 mol % TiO_2)²¹⁸ puede ser una futura solución a los fenómenos de envejecimiento por LTD²¹⁹.

Los estudios sobre estos materiales son limitados y sus resultados, especialmente en el nanocompuesto Ce-TZP/ Al_2O_3 , de especial interés en el campo dental, son contradictorios. Aunque ambos materiales presentan una energía de activación similar (90 kJ/mol), en comparación con el Y-TZP, el nanocompuesto Ce-TZP/ Al_2O_3 presenta una



transformación significativamente más lenta de la fase tetragonal a la monoclinica, que es controlada por la reacción química entre el agua y la unión Zr-O-Zr²¹⁰. La inestabilidad de la fase tetragonal posiblemente se produzca por la reacción de Y₂O₃ con el entorno acuoso, produciendo hidróxido de itrio (Y[OH]₃H₂O)²²⁰. En consecuencia, junto con una durabilidad satisfactoria en términos de envejecimiento por LTD, el Ce-TZP/Al₂O₃ puede ofrecer una mayor resistencia a la flexión biaxial que el Y-TZP, incrementada aún más después del chorreado^{211,221}. Sin embargo, aparte de su mejor rendimiento biomecánico, la adhesión de Ce-TZP/Al₂O₃ a las cerámicas de recubrimiento es baja, y conduce a una mayor susceptibilidad al despegamiento de las mismas y las fracturas dentro de la porcelana²²².

Las complicaciones técnicas de las FPD identificadas en la mayoría de los estudios clínicos con un período de observación mínimo de tres años fueron, predominantemente, las fracturas dentro de la propia cerámica de recubrimiento (*chipping*) y, en segundo lugar, las fracturas de la subestructura y el descementado de la restauración.

Los estudios clínicos actuales revelaron una tasa incrementada de fracturas del recubrimiento, que oscilaba entre el 6-15 % en un plazo de tres a cinco años (tabla 2), mientras que en las restauraciones ceramometálicas la incidencia de estas fracturas de la porcelana oscila entre un 4-10 % después de 10 años²²³.

La fractura de las subestructuras de zirconia es altamente posible pero no probable, y los fracasos pueden ser atribuidos principalmente a razones biológicas y técnicas. Sin embargo, tras un correcto

diseño y una correcta selección del material, se calcula que las previsiones de supervivencia de las FPD posteriores de Y-TZP superan los 20 años²²⁴. Según los datos disponibles en la actualidad, las FPD de Y-TZP pueden ser comparables a las FPD ceramometálicas y, por ello, son capaces de resistir con éxito las fuerzas de carga funcionales fisiológicas⁸².

El origen de las fracturas en la porcelana de recubrimiento es desconocido e hipotéticamente puede ser asociado al fracaso cohesivo entre el material de recubrimiento y la subestructura de zirconia⁶². La resistencia de la adhesión en la interfase específica subestructura/recubrimiento depende principalmente de las tensiones previas, debido a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica²²⁵, pobre humectación de la subestructura y aplicación de materiales de recubrimiento tipo «liner»²²⁶, la contracción durante la cocción de la porcelana^{227,228}, transformación de fase por factores térmicos²²⁹, tensiones de carga, formación inherente de defectos durante el procesado¹⁶ y la adición de pigmentos colorantes²³⁰.

Los coeficientes de expansión térmica de las porcelanas de recubrimiento, especialmente las cerámicas para zirconia (8,8-100 x 10⁻⁶ por °C), presentan una discrepancia ligera –y compatible– con los de la zirconia (10,0-10,5 x 10⁻⁶ por °C)²³¹. Dado que es improbable que una simple discrepancia de coeficiente de expansión térmica entre dos volúmenes de material induzca tensiones de tracción que conduzcan a fracturas de la porcelana de recubrimiento, se supuso que en este fenómeno podían estar implicados cambios en las propiedades de la superficie²¹³.

Asimismo, el análisis de la interfase mediante microscopio electrónico de ba-



rido (SEM) de la composición elemental y la distribución no logró explicar la presencia de una unión química al no poder detectar zona de transición y/o presentaciones iónicas definidas²³². Otras pruebas realizadas *in vitro* mostraron que las fracturas se producían adyacentes a la interfase, pero no hacia el interior de la masa de cerámica de recubrimiento. Una fina capa de cerámica permanecía sobre la superficie de zirconia, indicando que la fuerza de unión adhesiva era mayor que la resistencia cohesiva de la propia cerámica de recubrimiento. Por esta razón, se supuso que la unión entre la cerámica de recubrimiento y el óxido de zirconio podía estar basada en uniones químicas²²⁸. Hasta la fecha, no existe evidencia científica de una unión química entre la zirconia y las porcelanas de recubrimiento. Los dos materiales parecen «unirse» mediante un engranaje mecánico y a través de la formación de fuerzas compresivas resultantes de la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado²¹¹.

Otra causa de las fracturas del recubrimiento cerámico puede ser la falta de un apoyo uniforme de la cerámica de recubrimiento debido al diseño de la subestructura^{28,233}. El diseño de la subestructura cerámica depende principalmente de la profundidad de preparación, la altura de los dientes pilares, el espacio interdentario y la longitud del tramo edéntulo. Con respecto a las FPD totalmente cerámicas, la forma de la interfase entre pónico y conector parece influir en las características de las fracturas, la distribución de las tensiones y su concentración dentro de la subestructura, lo que puede inducir fracturas en el material de recubrimiento²³⁴. Los diseños de subestructura para restauraciones implantosoportadas posterior-

res curvados en dirección oclusal pueden ser capaces de resistir mejor las cargas funcionales, aunque el diseño de la subestructura no tuvo una influencia significativa en la fractura inicial de la cerámica de recubrimiento²³⁵. Con el fin de crear una subestructura que cumpla todos los requisitos fisiológicos, estéticos y de resistencia, los sistemas actuales de CAD/CAM ofrecen funciones sofisticadas para detectar márgenes de preparación, guiar el posicionamiento de los conectores y pónicos y permitir una planificación, esencial, de tanto la forma como el soporte. La mayoría de los fabricantes recomiendan un grosor mínimo de la subestructura de 0,4 mm, un tamaño mínimo del conector de 9,0 mm² y que la subestructura ofrezca soporte adecuado a la porcelana de recubrimiento, sin incluir más de 2,0 mm de material de recubrimiento sin soporte^{223,234,236}.

Las fracturas en la porcelana de recubrimiento o de la subestructura también pueden ser el resultado de las diferencias en los módulos de elasticidad en el complejo formado por el diente o implante, la subestructura y el material de recubrimiento. Las diferencias en las propiedades elásticas en estas interfases pueden conducir a tensiones elevadas en la interfase y, en último término, al fracaso⁶⁶. En general, se ha defendido el uso de materiales de subestructura más resistentes, como el óxido de zirconio, para superar esta limitación y por ello mejorar el rendimiento clínico²³⁷. Se observó que las subestructuras de zirconia eran menos susceptibles a la fractura que las de alúmina y que las diferencias en las cargas críticas para fracturar el recubrimiento no eran significativas, aunque las fracturas en el material de recubrimiento dependían



del grosor del adhesivo²³⁸. Por esta razón, se debería buscar un espacio para el cemento de grosor estandarizado en todos los procedimientos clínicos (esto es, realizando una correcta preparación dentaria)²³⁹ y de laboratorio (determinación del espacio de cemento con ayuda del ordenador)³³. Las fracturas observadas en prótesis de múltiples unidades (≥ 4) afectan principalmente a los conectores de los segundos molares como diente pilar. Asimismo, se observó que en la región molar las coronas de zirconia ofrecían resultados como mínimo igual de buenos que las que tienen base de alúmina⁴.

Por último, la relación coste-beneficio de las aplicaciones de zirconia con técnicas CAD/CAM es un asunto abierto al debate, debido a la necesidad de realizar una inversión inicial en equipamiento (escáneres, ordenadores, maquinaria) y el mayor coste final por unidad.

Una vez que la tecnología del óxido de zirconio pase a formar parte del ejercicio clínico rutinario, los dentistas y protésicos dentales deberían adoptar conjuntamente nuevos materiales y métodos para mejorar su rendimiento sobre la base de los datos existentes basados en la evidencia y las recomendaciones de los fabricantes.

Dado que la tecnología del óxido de zirconio es un campo relativamente nuevo dentro de la odontología, es posible que sufra cambios evolutivos en un futuro cercano, por lo que los usuarios y el personal técnico también deberían someterse a una formación y un entrenamiento continuo significativo.

Al concluir la presente revisión, es fundamental subrayar que la tecnología del óxido de zirconio es el más reciente de los asombrosos avances en la industria CAD/CAM. Las tecnologías de apoyo re-

lacionadas con la digitalización, los ordenadores y los aparatos de láser seguirán revolucionando la odontología de manera que incluso «laboratorios virtuales» puedan sustituir la tecnología dental tradicional. Los resultados clínicos actuales pueden dejar entrever la orientación que tomará la investigación y subrayar tendencias futuras. La zirconia ya tiene un pasado y un ambicioso presente, pero para el cumplimiento de un «sueño» es necesario superar todas las complicaciones observadas o futuras a través de la investigación básica y la evaluación clínica a largo plazo.

Conclusiones

- Las aplicaciones del óxido de zirconio parecen consolidar una posición firmemente establecida en la odontología clínica, gracias a las mejoras en la tecnología CAD/CAM y a las excepcionales propiedades físicas de este material.
- Los estudios clínicos existentes han mostrado un potencial de supervivencia prometedor en las restauraciones dentosoportadas, pero también han revelado una elevada incidencia de fracturas tempranas del material de recubrimiento o de la subestructura. Los estudios longitudinales ayudarán a determinar el grado de sus ventajas clínicas o la gravedad de las complicaciones.
- Los pilares de zirconia suponen un añadido bioestético positivo a la implantología dental. No obstante, es necesaria una valoración clínica a largo plazo para evaluar a fondo las restauraciones de zirconia implantosoportadas



y, en particular, los implantes de zirconia.

- Es necesario llevar a cabo investigación básica en los campos del envejecimiento, el recubrimiento, el diseño de la subestructura, la adhesión, la

modificación de la superficie y el resultado estético para arrojar más luz sobre las complicaciones observadas y ofrecer soluciones que aceleren la obtención de los resultados clínicos deseados.

Bibliografía

1. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
2. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-298.
3. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry. Part 1: Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:130-151.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
5. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
6. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
7. Griffin J. The Origin of Dreams: How and why we evolved to dream, vol 4. *Worthing: The Therapist Ltd*, 1997.
8. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:565-571.
9. Tinschert J, Natt G, Hasenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
10. Witkowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence J Dent Technol* 2005;28:1-16.
11. Oetzel C, Clasen R. Preparation of zirconia dental crowns via electrophoretic deposition. *J Mater Sci* 2006;41:8130-8137.
12. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
13. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:469-476.
14. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
15. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-662.
16. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633-638.
17. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2005;219:233-243.
18. Gurel G. The science and art of porcelain laminate veneers. London: Quintessence Publishing Co Ltd, 2003.
19. Hager B, Oden A, Andersson B, Andersson L. Procera All-Ceram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2001;85:231-232.
20. Miyasaki M. Aesthetic rehabilitation of the severely discolored anterior dentition: restorative considerations using all-ceramic veneers. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16:277-281.
21. Chu FC, Andersson B, Deng FL, Chow TW. Making porcelain veneers with the Procera AllCeram system: case studies. *Dent Update* 2003;30:454-458,460.
22. Okamura M, Chen KK, Kaki-gawa H, Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater J* 2004;23:180-183.
23. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent* 2000;84:425-431.
24. Charisis D, Koutayas SO, Kamposiora P, Doukoudakis A. Spectrophotometric evaluation of the influence of different backgrounds on the color of glass-infiltrated ceramic veneers. *Eur J Esthet Dent* 2006;1:142-156.
25. Koutayas SO, Charisis D. Influence of the core material and the glass infiltration mode on the color of glass-infiltrated ceramic veneers over discolored backgrounds. A spectrophotometric evaluation. *Eur J Esthet Dent* 2008;2:160-173.



26. 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.
27. 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.
28. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139(Suppl):14S-18S.
29. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:213-219.
30. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* 2008;27:362-367.
31. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent* 2008;99:369-376.
32. 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.
33. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 2008;66:214-218.
34. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. *In vitro* retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551-558.
35. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006;96:104-114.
36. Blatz MB. Adhesive cementation of high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:238-239.
37. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-433.
38. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2:139-147.
39. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007;38:745-753.
40. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dent Mater J* 2008;27:159-171.
41. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
42. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-274.
43. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23:45-50.
44. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95:430-436.
45. Xible AA, de Jesus Tavares RR, de Araujo Cdos R, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 2006;95:224-229.
46. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.
47. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21:1158-1162.
48. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002;15:267-272.
49. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R, et al. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;81:283-290.
50. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater* 2007;23:506-512.
51. Carracho JF, Razzoog ME. Removable partial denture abutments restored with all-ceramic surveyed crowns. *Quintessence Int* 2006;37:283-288.
52. Pellicchia R, Kang KH, Hirayama H. Fixed partial denture supported by all-ceramic copings: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;92:220-223.
53. Rosch R, Mericske-Stern R. [Zirconia and removable partial dentures]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2008;118:959-974.
54. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
55. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA,



- Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-131.
56. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:106-114.
 57. Fritzsche J. Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *Int J Comput Dent* 2003;6:193-201.
 58. Burke FJ, Ali A, Palin WM. Zirconia-based all-ceramic crowns and bridges: three case reports. *Dent Update* 2006;33:401,402,405,406,409, 410.
 59. Keough BE, Kay HB, Sager RD. A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006;18:37-43.
 60. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930-937.
 61. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
 62. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:115-123.
 63. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27:701-706.
 64. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82:238-242.
 65. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536-542.
 66. 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.
 67. Proos K, Steven G, Swain M, Ironside J. Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2000;4:77-92.
 68. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994;10:52-58.
 69. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998;11:183-189.
 70. 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.
 71. Vult von Steyern P, Carlsson 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.
 72. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007;34:282-290.
 73. Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2007;65:14-21.
 74. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An *in-vitro* study. *J Oral Rehabil* 2007;34:702-709.
 75. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113:174-179.
 76. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 2005;63:361-366.
 77. Costello RV, Thompson J, Sadan A, Burgess JO, Blatz MB. Light transmission of high-strength ceramics with four curing lights. *J Dent Res* 2004;83(special issue A):IADR Abstract No.1813.
 78. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71:381-386.
 79. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21:476-482.
 80. 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.
 81. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778-784.
 82. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388.



83. Sturzenegger B, Feher A, Luthy H, Schumacher M, Loeffel O, Filser F, et al. [Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2000; 110:131-139.
84. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21:217-222.
85. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-227.
86. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
87. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237-244.
88. Pospiech PR, Rountree PR, Nothdurft FP. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two-year results. *J Dent Res* 2003; 82(Special Issue B):114, IADR Abstract No.817.
89. Bornemann G, Rinke S, Huels A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures - 18-month results. *J Dent Res* 2003;82(special issue B):117, IADR Abstract No. 842.
90. Edelhoff D, Beuer F, Weber V, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures. Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-471.
91. Roediger M, Rinke S, Huels A. Prospective clinical evaluation of Cercon™ premolar and molar FPDs. *J Dent Res* 2009;88(special issue B): IADR Abstract No. 2347.
92. Taskanak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24:1077-1082.
93. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30:45-53.
94. Komine F, Tomic M. A single-retainer zirconium dioxide ceramic resin-bonded fixed partial denture for single tooth replacement: a clinical report. *J Oral Sci* 2005;47:139-142.
95. Hirata R, Viotti R, Reis AF, de Andrade OS. All-ceramic inlay-retained fixed partial bridge using a CAD-CAM produced Y-TZP framework and fluoroapatite veneering ceramic: a clinical report. *Gen Dent* 2007;55:657-662.
96. Koutayas SO, Kern M, Ferraroso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an *in vitro* study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000;83:540-547.
97. Kern M, Strub JR. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. *J Dent* 1998;26:245-249.
98. Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2005;36:141-147.
99. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukmesmen HC, Uludag BC. *In vitro* fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92:365-370.
100. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2005;63:335-342.
101. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007;23:1513-1520.
102. Takeda T, Ishigami K, Shimada A, Ohki K. A study of discoloration of the gingiva by artificial crowns. *Int J Prosthodont* 1996;9:197-202.
103. Frejlich S, Goodacre CJ. Eliminating coronal discoloration when cementing all-ceramic restorations over metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1992;67:576-577.
104. Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont* 1989;2:51-55.
105. Kern M, Knode H. Posts and cores fabricated out of In-Ceram—direct and indirect methods. *Quintessenz Zahn- tech* 1991;17:917-925.
106. Sandhaus S, Pasche K. Tenon radicaire en zircone pour la réalisation d'inlays-cores tout céramique. *Tribune Dent* 1994;2:17-24.
107. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7:73-80.
108. Simon M, Paffrath J. Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz* 1995;46:1085-1101.
109. Ahmad I. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:454-465.
110. Fradeani M, Aquilano A, Barducci G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:761-768.



111. Schultze-Mosgau S, Rekersbrink M, Neukam FW. Clinical and roentgenologic outcome evaluation after apicoectomy with zirconium oxide ceramic pins—a prospective study of 112 apicoectomy teeth. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1995;40:144-147.
112. Pontius O, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *J Endod* 2002;28:710-715.
113. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an *in-vitro* study. *J Dent* 2001;29:427-433.
114. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999;30:383-392.
115. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont* 2001;14:58-64.
116. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2001;28:120-124.
117. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2002;87:380-386.
118. Friedel W, Kern M. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence Int* 2006;37:289-295.
119. Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:25-30.
120. Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int* 2003;34:349-353.
121. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwend A, Scharer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and *in vitro* results. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:586-593.
122. Schneider U. Die Versorgung avitaler Zähne mit Wurzelsäften aus Zirkondioxidkeramik - Eine Langzeitstudie beim Menschen [thesis]. University of Freiburg, Germany, 1999.
123. Paul SJ, Werder P. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004;17:524-528.
124. Schmitter M, Mussotter K, Ohlmann B, Gilde H, Rammeisberg P. Dependence of *in vitro* fracture strength of adhesive core buildup and crown complexes on preparation design and cementation technique. *J Adhes Dent* 2008;10:145-150.
125. Caputo AA, Standlee JP. Restoration of endodontically involved teeth. In: *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1987:185-203.
126. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-437.
127. Dietschi D, Ardu S, Rossier-Gerber A, Krejci I. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after *in vitro* occlusal loading: evaluation of post material influence. *J Adhes Dent* 2006;8:409-419.
128. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 2007;38:733-743.
129. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and *in vivo* studies). *Quintessence Int* 2008;39:117-129.
130. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994;23:450-452.
131. Bianco PD, Ducheyne P, Cuckler JM. Systemic titanium levels in rabbits with a titanium implant in the absence of wear. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:525-529.
132. Lalor PA, Revell PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:25-28.
133. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal—a review. *Quintessence Int* 2005;36:523-530.
134. Kawahara H, Hirabayashi M, Shikita T. Single crystal alumina for dental implants and bone screws. *J Biomed Mater Res* 1980;14:597-605.
135. Schepers E, De Clercq M, Ducheyne P. Fiber-reinforced bioactive glass: a possible dental implant material. *Bio-med Tech (Berl)* 1987;32:309-312.
136. Simunek A, Kopecka D, Cierny M, Krulichova I. A six-year study of hydroxyapatite-coated root-form dental



- implants. *West Indian Med J* 2005;54:393-397.
137. Volz U, Blaschke C. Metal-free reconstruction with zirconia implants and zirconia crowns. *Quintessence J Dent Technol* 2004;2:324-330.
138. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:147-153.
139. Polack MA. Restoration of maxillary incisors with a zirconia all-ceramic system: a case report. *Quintessence Int* 2006;37:375-380.
140. Filiaggi MJ, Pilliar RM, Yakubovich R, Shapiro G. Evaluating sol-gel ceramic thin films for metal implant applications. I. Processing and structure of zirconia films on Ti-6Al-4V. *J Biomed Mater Res* 1996;33:225-238.
141. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi CA, Massari L, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration *in vivo*. *Dent Mater* 2008;24:357-361.
142. Heuer D, Harrison A, Gupta H, Hunter G. Chemically textured and oxidized zirconium surfaces for implant fixation. *Key Eng Mater* 2003;240-242:789-792.
143. Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* 2005;18:57-60.
144. Park SW, Driscoll CF, Romberg EE, Siegel S, Thompson G. Ceramic implant abutments: Cutting efficiency and resultant surface finish by diamond rotary cutting instruments. *J Prosthet Dent* 2006;95:444-449.
145. 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.
146. Hayashi K, Inadome T, Tsumura H, Mashima T, Sugioka Y. Bone-implant interface mechanics of *in vivo* bio-inert ceramics. *Biomaterials* 1993;14:1173-1179.
147. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol* 2000 2008;47:224-243.
148. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. *In vitro* reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.
149. Bachle M, Butz F, Hubner U, Bakaliniis E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:53-59.
150. Hao L, Lawrence J, Chian KS. Effects of CO₂ laser irradiation on the surface properties of magnesia-partially stabilised zirconia (MgO-PSZ) bioceramic and the subsequent improvements in human osteoblast cell adhesion. *J Biomater Appl* 2004;19:81-105.
151. Hao L, Lawrence J, Chian KS. Osteoblast cell adhesion on a laser modified zirconia based bioceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16:719-726.
152. Carinci F, Pezzetti F, Volinia S, Francioso F, Arcelli D, Farina E, et al. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. *Biomaterials* 2004;25:215-228.
153. Sollazzo V, Palmieri A, Pezzetti F, Bignozzi CA, Argazzi R, Massari L et al. Genetic effect of zirconium oxide coating on osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;84:550-558.
154. Palmieri A, Pezzetti F, Brunelli G, Zollino I, Lo Muzio L, Martinelli M et al. Zirconium oxide regulates RNA interfering of osteoblast-like cells. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:2471-2476.
155. Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:271-277.
156. Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel-Troger M, Neukam FW. Osseointegration of endodontic endosseous cones: zirconium oxide vs titanium. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:91-98.
157. 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.
158. 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.
159. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:662-668.
160. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993;69:599-604.
161. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:189-194.



162. Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an *in vitro* pilot study. Clin Implant Dent Relat Res 2008;[Epub ahead of print].
163. Andreietelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. Clin Implant Dent Relat Res 2008;[Epub ahead of print].
164. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implant in single tooth replacement. Int J Oral Maxillofac Surg 2008;37:293-295.
165. Mellinghoff J. First clinical results of dental screw implants made of zirconium oxide. Zahnärztl Impl 2006;22:288-293.
166. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:430-435.
167. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. Int J Prosthodont 2008; 21:27-36.
168. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res 2008;19:119-130.
169. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. Compend Contin Educ Dent 2008;29:238-240,242.
170. Hurzeler MB, Quinones CR, Strub JR. Advanced surgical and prosthetic management of the anterior single tooth osseointegrated implant: a case presentation. Pract Periodontics Aesthet Dent 1994;6:13-21.
171. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19(suppl):30-42.
172. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. J Oral Maxillofac Surg 2005;63:89-96.
173. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:81-91.
174. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. J Esthet Dent 1993;5:29-36.
175. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. J Esthet Dent 1993;5:63-68.
176. Andersson B. Implants for single-tooth replacement. A clinical and experimental study on the Brånemark CeraOne System. Swed Dent J Suppl 1995;108:1-41.
177. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. J Esthet Dent 1996;8:255-262.
178. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. J Oral Rehabil 2005;32:838-843.
179. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. Int J Prosthodont 2003;16:640-646.
180. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L, Paolantonio M, Rossi G, Berardi D, Perfetti G. Biological considerations on the use of zirconia for dental devices. Int J Immunopathol Pharmacol 2007;20:9-12.
181. 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.
182. 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.
183. Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. Biomaterials 2003;24:3655-3661.
184. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. Clin Oral Implants Res 2008;19:635-641.
185. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2004;17:285-290.
186. Bae KH, Han JS, Seol YJ, Butz F, Caton J, Rhyu IC. The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital subtraction radiographic evaluation. Int J Periodontics Restorative Dent 2008;28:137-143.
187. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. J Periodontol 2006;77:73-80.



188. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:449-456.
189. Mustafa K, Wennerberg A, Arvidson K, Messelt EB, Haag P, Karlsson S. Influence of modifying and veneering the surface of ceramic abutments on cellular attachment and proliferation. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1178-1187.
190. Mitsias M, Koutayas SO, Wolfart S, Lehmann F, Kern M. Fracture strength of implant crowns after different zirconia abutment preparations. IADR 86th General Session & Exhibition, Toronto, 2008; IADR Abstract No. 1211.
191. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:10-23, discussion 24.
192. Lang LA, Sierraalta M, Hofensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:652-658.
193. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An *in vitro* evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575-580.
194. Tripodakis AP, Strub JR, Kapert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8:265-272.
195. Papavasiliou G, Tripodakis AP, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont* 1996;9:254-260.
196. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An *in vitro* evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:108-114.
197. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-331.
198. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33:380-386.
199. Gehrke P, Dhorm G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37:19-26.
200. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod* 2002;72:501-512.
201. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:605-614.
202. Springate SD, Winchester LJ. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod* 1991;18:203-209.
203. Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an *in vitro* study. *Eur J Orthod* 1991;13:293-305.
204. Kittipibul P, Godfrey K. *In vitro* shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:308-315.
205. Matsubara S, Tanne K, Shibaguchi T, Sakuda M, Takahashi J, Kimura H. [Changes in efficiency of orthodontic tooth movement resulting from differences in bracket materials]. *Osaka Daigaku Shigaku Zasshi* 1990;35:355-364.
206. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:76-87.
207. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an *in vitro* study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:263-273.
208. Douglass JB. Enamel wear caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:96-98.
209. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? *Nature* 1975;258:703-704.
210. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68:356-359.
211. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:492-498.
212. Rieger W. KS, Weber W. Processing and properties of zirconia ceramics for dental applications. *Spectrum Dialoge* 2008;7:2-11.
213. Rahaman MN, Li Y, Bal BS, Huang W. Functionally graded bioactive glass coating on magnesia partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) for enhanced biocompatibility. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:2325-2333.
214. Kim HW, Knowles JC, Li LH, Kim HE. Mechanical performance and osteoblast-like cell responses of fluorine-substituted hydroxyapatite and zirconia dense composite. *J Biomed Mater Res A* 2005;72:258-268.
215. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26:6706-6714.
216. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. *In vitro* evaluation of low-tem-



- perature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96:154-164.
217. Kim DJ, Lee MH, Lee DY, Han JS. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al(2)O(3) composite abutments for dental implant. *J Biomed Mater Res* 2000;53:438-443.
 218. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review* 2008;44:3-21.
 219. Heness G, Ben-Nissan B. Innovative bioceramics. *Materials Forum* 2004;27:104-114.
 220. Lin JD Duh JG, Lo CL. Mechanical properties and resistance to hydrothermal aging of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002;87:808-818.
 221. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sand-blasting and heat treatment. *Dent Mater J* 2008;27:408-414.
 222. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont* 2008;17:538-544.
 223. Anderson RJ, Janes GR, Sabella LR, Morris HF. Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies project 147. *J Prosthet Dent* 1993;69:1-8.
 224. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. *In vitro* lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials* 2007;28:2695-2705.
 225. Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:139-145.
 226. 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;22:857-863.
 227. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hammerle CH. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on *in vitro* fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26:766-772.
 228. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008;27:448-454.
 229. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007;34:841-847.
 230. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:401-408.
 231. Ban S, Sato H, Yamashita D. Microstructure and mechanical properties of recent dental porcelains. *Arch Bioceram Res* 2006;6:58-61.
 232. Weigl P, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res* 2000;53:337-347.
 233. Hermann I, Bhowmick S, Lawn BR. Role of core support material in veneer failure of brittle layer structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;82:115-121.
 234. Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont* 2008;17:274-285.
 235. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Vult von Steyern P, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007;34:503-507.
 236. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:637-641,644,646.
 237. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006;22:234-242.
 238. Lee JJ, Kwon JY, Bhowmick S, Lloyd IK, Rekow ED, Lawn BR. Veneer vs. core failure in adhesively bonded all-ceramic crown layers. *J Dent Res* 2008;87:363-366.
 239. De Jager N PP, 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.