

Cerámica de óxido de zirconio en prótesis de coronas y puentes

Martin Rosentritt, Dipl.-Ing. (FH), Michael Behr, Priv.-Doz. Dr. med. dent., Sven Rinke, Dr. med. dent., Stefan Ries, Dr. med. dent., y Gerhard Handel, Prof. Dr. med. dent.

Los puentes y coronas fijos fabricados con programas asistidos por ordenador sobre la base de cerámicas de óxidos de alta resistencia representan, debido a sus buenas propiedades mecánicas y estéticas, una alternativa interesante a las prótesis con estructura metálica convencionales. Este artículo de revisión aborda diferentes aspectos de las prótesis fijas fabricadas con óxido de zirconio.

(*Quintessenz*. 2006;57(7):723-9)

Introducción

Los sistemas cerámicos sin metal fabricados con cerámica vítrea representan una alternativa estética a las prótesis fijas con estructura metálica. Su idoneidad para la fabricación de coronas y puentes en los dientes anteriores así como de coronas unitarias en el sector posterior ha quedado demostrada en numerosos estudios clínicos^{22,38}. Los sistemas cerámicos sin metal de óxido de zirconio amplían el abanico de aplicaciones mencionadas. Poseen un amplio espectro de indicaciones que abarca desde estructuras con pernos hasta puentes de varias piezas en el sector posterior, pasando por coronas en los sectores anterior y posterior¹³. El óxido de zirconio, que lleva empleándose muchos años con una composición similar para las prótesis de la articulación de la cadera, es un material de gran resistencia, muy estable y, además, biocompatible^{2,34}.

Consideraciones generales

Breve descripción de las propiedades del material

La cerámica de óxido de zirconio se estabiliza a temperatura ambiente mediante la agregación de una pequeña parte de óxido de itrio, adquiriendo una resistencia más elevada que las cerámicas convencionales (de 800 a 1.200 MPa) y buenas propiedades mecánicas de rotura (de 6 a 15 MPa $m^{1/2}$) sin perder calidad (módulo de Weibull m = de 10 a 20). Los materiales de los distintos fabricantes difieren mínimamente (tabla 1). Estabilizando la fase tetragonal a temperatura ambiente, el denominado zirconio estabilizado con Y_2O_3 posee cierto efecto de curación: la aplicación de tensiones tangenciales durante el proceso de rotura causa una transformación de fase, pasando de tetragonal a monoclinica, acompañada de un aumento volumétrico de un 5%. Este proceso genera una presión local que frena la propagación de las grietas.

La variante empleada en odontología es la de óxido de zirconio policristalino tetragonal estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) con pequeñas partículas nanométricas. El material se procesa con rapidez con un bajo desgaste de los instrumentos en su estado previo al sinterizado (fig. 1) y, a continuación, se somete a un proceso de sinterización de varias horas (como Lava, 3M Espe, Seefeld; Cercon, DeguDent, Hanau). En dicho proceso tiene lugar una contracción del volumen de aproximadamente el 25%, tras la que las piezas alcanzan sus dimensiones definitivas (fig. 1). En la mayoría de los casos, el fabricante dota a los bloques de códigos de barras en función de su comportamiento a la contracción, de modo que los datos del material introducidos de antemano permitan lograr una dimensión y calidad óptimas tras el fresado y la sinterización. Otra posibilidad es que las variantes de alta resistencia con prensado isostático

Policlínica de Prostodoncia (Director: Prof. Dr. G. Handel). Clínica de la Universidad de Regensburg, Alemania.

Correspondencia: 93042 Regensburg, Alemania.

Correo electrónico: martin.rosentritt@klinik.uni-regensburg.de

Tabla 1. Propiedades de diversos materiales de óxido de zirconio (siempre que el fabricante no indique otros datos)

	Procera	Lava Frame	Cercon Base	DCS Circon	Vita YZ Cubes	Digizon	Kavo Everest
Tamaño de partícula [μm]	0,6	0,5	0,3		0,5		
HV	1.200	1.250	1.200	1.200	1.200	1.200	
Resistencia a la flexión de 4 puntos [MPa]	900	965-1.200 ¹³	1.050	1.200	> 900	> 800	> 900
K1C [MPa·m ^{1/2}]	7	9,6 ¹³ -13,6 ²⁸	10-10,7 ²⁸		5,9-10,9 ²⁸	8-16 ²⁸	
m	8,5	10,5	9,2				
CDT [ppm]	10,5	10 ¹³	10 ¹³ -10,5	10	10,5	10	



Figura 1. Puente de Cercon Base antes y después del proceso de sinterización.

en caliente (Digizon, Amann-Girrbach, Pforzheim, Alemania) se tallan directamente y adquieren de ese modo su forma estructural definitiva tras el fresado. En este caso el proceso de fresado dura considerablemente más que en el caso de materiales no sinterizados por la elevada dureza del óxido de zirconio e implica un mayor desgaste y una instrumentación más compleja. El prensado isostático en caliente industrial de los bloques les confiere una resistencia más elevada y una calidad homogénea, dado que el tamaño de las partículas no varía. No obstante, estos materiales son más sensibles a las grietas microscópicas que pueden producirse en el tratamiento abrasivo.

Confección del modelo y de la estructura

La cerámica de óxido de zirconio se suele diseñar utilizando encerados o procedimientos asistidos por ordenador (Computer Aided Design = CAD) y, a continuación, se somete a un proceso de fresado (Computer Aided Manufacturing = CAM). La digitalización se realiza en los diferentes sistemas mediante escaneado mecánico, triangulación activa o escaneado por láser de modelos de escayola o de cera prefabricados. Un ejemplo es la cámara óptica que utiliza Cerec (Sirona, Bensheim, Alemania), idónea para la consulta. Si la preparación es insuficiente, es probable que tras la digitalización óptica de los modelos existan problemas de ajuste de la restauración por la presencia de zonas retentivas o por un tallado demasiado abrupto. Dependiendo del sistema, tanto la digitalización como el fresado de los bloques se pueden realizar en el laboratorio, en la consulta o en un centro de fresado. El diseño oclusal se puede efectuar con una cofia sencilla a la que se le da una forma dentaria reducida o una forma anatómica. Incluso si se utiliza óxido de zirconio de alta resistencia es recomendable dotar al conector de un tamaño suficiente en el diseño de puentes. Los requisitos relativos a la sección de los conectores varían en función del fabricante y del material, y oscilan entre los 9 mm² (DeguDent) y los 16 mm² (DCS Dental, Allschwil, Suiza).

En el procesamiento de la cerámica de óxido de zirconio pueden producirse daños locales como descascarillamiento, inducción de fisuras o sobrecalentamiento de la superficie tanto durante el fresado como durante el ajuste^{18,19}. Por este motivo, las fresas deberían renovarse periódicamente según las indicaciones del fabricante y,

para el ajuste, deberían utilizarse instrumentos nuevos con refrigeración por agua y aplicando una mínima presión. Las variantes presinterizadas se pueden procesar muy fácilmente en estado gredoso y con ello se alcanza una duración prolongada de las herramientas de hasta 100 unidades. Las piezas poseen un volumen un 25% mayor antes del sinterizado. El proceso de sinterización, que dura unas 6 horas a temperaturas de 1.350 a 1.500 °C, dota a la estructura de la resistencia y la dimensión definitivas. La estructura se deposita en el horno sobre un lecho de sinterizado para que pueda contraerse libremente en todas direcciones. Si la contracción no se puede producir libremente por una colocación inadecuada en el horno, la estructura podría sufrir una deformación, un deterioro prematuro o bien perder la precisión de ajuste. Los avances técnicos producidos desde las primeras restauraciones de óxido de zirconio han permitido conseguir un grado de ajuste de las piezas actuales que cumple con los requisitos clínicos^{3,6}.

Recubrimiento de la estructura

El recubrimiento de las estructuras de óxido de zirconio puede realizarse con la técnica convencional por capas, o bien emplearse un procedimiento con cerámica a presión. Para optimizar la estética y el ajuste de la corona, se puede recortar la cofia en la zona marginal para reconstruirla después añadiendo cerámica a presión o mediante estratificación. También es posible combinar la técnica de aplicación de cerámica a presión con la estratificación (por ej. Cercon Ceram Express; IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Además, existen estructuras de óxido de zirconio coloreadas de diversos tipos (Lava, Cercon) que minimizan la translucidez de la estructura opaca. Las versiones coloreadas poseen además propiedades mecánicas idénticas o incluso mejores que los bloques blancos⁷.

En el recubrimiento de la estructura es necesario asegurarse de que existe una buena compatibilidad entre la cerámica de recubrimiento y el material de la estructura, además de adaptar y procesar correctamente el recubrimiento. Las impurezas o las manchas cristalizadas provocan, como sucede con cualquier sistema cerámico sin metal, defectos que a largo plazo pueden suponer el fracaso de la prótesis. No todas las cerámicas son aptas para recubrir las estructuras de óxido de zirconio. Es necesario que, por ejemplo, el coeficiente de dilatación térmica y la temperatura de cocción de la cerámica de recubrimiento sean compatibles con el material de la estructura en cuestión. Diversos estudios sobre estructuras de cerámica combinadas con cerámicas a presión y

de capas autorizadas por los fabricantes y compatibles arrojaron buenos resultados de unión²¹. En general, no es recomendable utilizar un solo material para recubrir estructuras de diferentes materiales como la cerámica o el titanio.

Los recubrimientos cerámicos aplicados sobre distintas estructuras de cerámica o metal muestran valores de unión similares. Un recubrimiento óptimo puede redundar en un aumento de la resistencia de la prótesis³³. El espesor de las capas de recubrimiento influye en la resistencia³⁶. Un espesor de capa uniforme favorece la calidad de toda la rehabilitación¹⁴. Algunos fabricantes estiman conveniente realizar un tratamiento previo de la estructura con un chorreado superficial con partículas de óxido de aluminio de 110 µm (DeguDent), o bien con un tratamiento triboquímico de la superficie (3M Espe). Otros fabricantes no consideran necesario un tratamiento previo al recubrimiento (Vita, Bad Säckingen). No obstante, la estructura debería estar libre de grasa y polvo.

Cementado

Para la mayoría de sistemas de cerámica sin metal se han autorizado tanto el cementado adhesivo como el convencional. Es de esperar que, dada la alta resistencia de las coronas y puentes, no se produzcan mermas de estabilidad de la rehabilitación con un cementado convencional siempre que la preparación sea correcta. Aunque diversos ensayos de laboratorio comparativos con diferentes cementos mostraron unos valores de unión elevados de cuerpos de ensayo en el cementado adhesivo^{20,23,37}, otros ensayos in vitro apenas mostraron diferencias entre los diferentes tipos de cementado en la calidad marginal³⁰ ni en las resistencias de rotura de coronas y puentes tras simular la masticación²⁶. El cementado adhesivo ofrece ventajas en especial cuando no es posible realizar una preparación que cumpla con los requisitos necesarios, es decir, cuando el ángulo de la preparación es reducido o cuando la altura de los muñones es demasiado baja. En estos casos, con el cementado adhesivo se logra una unión duradera. Puesto que no siempre se puede garantizar una exposición suficiente de la superficie de unión debido a la estructura opaca, debería darse prioridad a los cementos de polimerización química o dual, como Panavia F^{26,37} (Kuraray Europe, Düsseldorf). La tabla 2 recoge los requisitos de algunos sistemas relativos a la preparación.

El tratamiento previo de las estructuras de óxido de zirconio es muy importante en comparación con la cerámica vítrea grabable al ácido. Puesto que el óxido de

Tabla 2. Requisitos de preparación de los diferentes sistemas CAD

	Cercon	Lava	Kavo Everest	Digident	DCS	Cerec inLab	Procera
Tipo de preparación	Chamfer u hombro con un borde redondeado (1 mm); redondear zonas de transición; ángulo de abertura cara oclusal 120-140°	Chamfer u hombro circular en el ángulo \cong 5°; ángulo interior de los hombros; redondear	Chamfer u hombro con ángulo interior redondeado	Chamfer de al menos 0,8 mm u hombro circular con ángulo interior redondeado	Chamfer u hombro redondeado interiormente	Chamfer u hombro redondeado interiormente	Chamfer
Ángulo de preparación	$2 \times 3^\circ$	$\cong 4^\circ$	3-5°	Sin datos	Sin datos	Sin datos	Sin datos
Pérdida de sustancia oclusal/incisal	Mínimo 1,5 mm/2 mm	1-2 mm	Sin datos	1,5-2,0 mm	1-2 mm	1-1,5 mm	0,8-2 mm

zirconio es inerte y no contiene partículas de vidrio, no se puede grabar al ácido. El chorreado de Al_2O_3 limpia la superficie del material y la dota de una estructura rugosa. Se puede producir un aumento de la resistencia local que, al parecer, no mantiene su efecto a largo plazo^{12,18}. Si se emplea una presión demasiado elevada (> 3 bar) y/o un tamaño de partícula excesivo (> 150 μm), se podría dañar la superficie del material o se podrían producir grietas. Como alternativas para el acondicionamiento de la superficie se emplean procesos de silanización y silicatización⁴ (Rocatec, 3M Espe).

Discusión

Propiedades de los materiales

Diversos estudios^{8,26} han demostrado que la resistencia de las cerámicas disminuye entre un 10% y un 50% (!) después de someterse a una carga mecánica continua y/o por la acción hidrolítica. No obstante, la resistencia inicial del óxido de zirconio es tan elevada que su resistencia a la fatiga sigue siendo superior a los valores iniciales de otras cerámicas, como la de óxido de aluminio infiltrada, incluso después de haber disminuido¹⁰. Los ensayos de material certifican que el óxido de zirconio posee buenas propiedades para la aplicación clínica^{9,11}. Las pruebas in vitro realizadas en simuladores de masticación arrojaron en coronas aplicadas clínicamente en el sector posterior cargas de rotura de más de 2.000 N en algunos casos. En este punto se cuestiona la necesidad clínica de unos valores tan elevados, teniendo en cuenta que las cerámicas vítreas o las cerámicas de óxido de aluminio convencionales muestran una resistencia suficiente para dicha aplicación. A diferencia de los materiales convencionales, el óxido de zirconio se puede aplicar en restauraciones estéticas de dientes anteriores (figs. 2 a 4), puesto que la estructura opaca cubre ópticamente posibles tinciones o pernos radiculares metálicos.

La carga de rotura de los puentes de tres piezas es tres veces mayor que la de los materiales de aplicación clínica como el disilicato de litio o la cerámica de óxido de aluminio^{13,32}, por lo que se considera más que suficiente. En los puentes de tres piezas de óxido de zirconio habituales, con cementado adhesivo o convencional, los valores oscilan entre 1.227/1.525 N (Cercon), 992/1.062 N (Lava) y 843/1.332 N^{26,31} (Digizon). Las prótesis ensayadas demostraron ser aptas para la aplicación clínica después de la simulación de la masticación, si se comparan los valores anteriores con los 500 N exigidos para el uso clínico en el sector pos-



Figura 2a. Puente adhesivo con una aleta (material: Cercon Base/Cercon Ceram S).



Figura 2b. Vista del modelo.



Figura 2c. Situación clínica.



Figura 3a. Restauración de los dientes 12 a 22 con coronas unitarias de metal cerámica (márgenes no satisfactorios en los dientes 12 y 11 que causan una estética deficiente).



Figura 3b. Coronas unitarias de cerámica sin metal en los dientes 12 a 22 de Cercon Base/Cercon Cerams S (ZT C. Fischer, Hamburgo).



Figura 4a. Diente 11 endodonciado fracturado a nivel gingival.



Figura 4b. Perno-muñón cerámico y reconstrucción con material plástico; tallado circunferencial en chamfer.



Figura 4c. Corona unitaria de cerámica sin metal cementada con vidrio ionómero en el diente 11 (ZTM J. Braunwarth, Stuttgart).



Figura 5a. Preparación.



Figura 5b. Prueba en boca de la estructura de un puente de Cercon Base de cuatro piezas, del diente 34 al diente 37.



Figura 5c. Puente de cuatro piezas de óxido de zirconio in situ (ZTM E. Voss, Hochheim).

terior¹⁷. Esto significa también que, dada la elevada resistencia, el cementado no necesariamente tiene que ser adhesivo. Además, la cerámica de óxido de zirconio posee suficiente resistencia para indicaciones alternativas, como son los puentes águila, que presentan una resistencia comparable a las alternativas de metal cerámica¹⁶. Las cerámicas de óxido de zirconio ofrecen, a diferencia de los sistemas habituales de cerámica sin metal, resistencias que permiten configurar la estructura con una pared fina y fabricar puentes de grandes dimensiones sin deformación (figs. 5a a 5c).

No obstante, las propiedades físicas de la cerámica pueden verse notablemente perjudicadas en el procesamiento por la utilización de fresas sucias, preparaciones con zonas retentivas, paredes paralelas o divergentes o un margen de la corona demasiado fino. También puede producirse un deterioro prematuro de la cerámica por unos elementos de retención mal ajustados o si el proceso de sinterización no se efectúa correctamente. Si no se elimina el polvo y las impurezas antes de la sinterización o se producen grietas en el ajuste, las consecuencias podrían tardar meses en aparecer, y lo harían en forma de fracaso de la prótesis clínica.

Tabla 3. Resumen de los resultados clínicos con puentes

Autores	Tipo de restauración	Período de observación	Fallo	Material
Sailer et al ²⁷	58 puentes de tres a cinco piezas	3 años	Descascarillamiento < 11%	Mecanizado directo
Von Steyern et al ³⁵	23 puentes de tres piezas	2 años	Descascarillamiento de 15%	Recubrimiento experimental
Pospiech y Nothdurft ²⁴	38 puentes de tres piezas	3 años	Un descascarillamiento	Lava
Bornemann et al ⁵	59 puentes de tres piezas	1,5 años	Descascarillamiento < 4%	Cercon

Situaciones clínicas

Los resultados clínicos existentes arrojados por los puentes de óxido de zirconio (tabla 3) apuntan hacia el éxito de la restauración. Los estudios hablan de índices de supervivencia de entre el 96% y el 100% tras un período máximo de seguimiento de 3 años. Los materiales de la estructura, de alta resistencia, no mostraron por lo general ningún tipo de rotura o daño. Los informes demostraron así mismo que las restauraciones de óxido de zirconio presentaron en la fase inicial descascarillamiento en la cerámica de recubrimiento. Sailer et al²⁷ hallaron en 58 puentes de cerámica de tres a cinco piezas confeccionados con mecanizado directo hasta un 11% de descascarillamientos a los 3 años y Von Steyern et al³⁵ constataron un 15% de pequeños desperfectos del mismo tipo en 23 puentes de tres piezas tras dos años en la cerámica de recubrimiento experimental. Esto pone de relieve la enorme importancia de una adaptación y procesamiento óptimos de las cerámicas de recubrimiento para ser utilizadas con las estructuras de cerámica sin metal. Pospiech y Nothdurft²⁴ estudiaron 38 puentes de tres piezas de Lava y después de 3 años sólo pudieron identificar un desperfecto por descascarillamiento de la cerámica de recubrimiento. Los ensayos realizados con 59 puentes Cercon de tres piezas revelaron un índice de supervivencia del 96% al 100% con una pequeña proporción de desperfectos de la cerámica de recubrimiento de primera generación perfeccionada⁵. Así mismo, los resultados clínicos arrojados por restauraciones de mayores dimensiones (figs. 5a a 5c) o por puentes a extensión fueron muy prometedores²⁵. Además de en las indicaciones habituales, se registraron resultados positivos de puentes adhesivos de dos e incluso de una aleta en el sector anterior¹⁵.

Conclusión

En resumen se puede afirmar que las coronas y puentes de óxido de zirconio representan una alternativa estética interesante a las prótesis de estructura metálica habituales.

Bibliografía

1. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-355.
2. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
3. Ariko K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2003;70:114-123.
4. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-362.
5. Bornemann G, Rinke S, Hüls A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures – 18-month results. *IADR/CED* 2003 #842.
6. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005;18:60-65.
7. Erdelt K, Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech* 2004;30:942-954.
8. Everts JE, Meng J, Gratton DG. Flexural strength of zirconia frameworks fatigued under simulated oral conditions. *IADR* 2005 #425.
9. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. High load bearing, high reliability all-ceramic dental bridges by the direct ceramic machining process. *Eur Cell Mater* 2001;1:7-8.
10. Geis-Gerstorfer J, Fässler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und InCeram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:692-694.
11. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-448.
12. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21:454-463.
13. Kappert H, Krah M. Keramiken – eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 2001;27:668-704.
14. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81: 652-661.
15. Kern M. Klinische Langzeitbewährung von zwei- und einflügeligen Adhäsivbrücken aus Vollkeramik. *Quintessenz* 2005;56:231-239.
16. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen 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.
17. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983;16:55-60.
18. 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.
19. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-664.
20. Lüthy H, Loeffel O, Hämmerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195-200.
21. Nishimura M, Miura H, Suzuki M, Morikawa O, Yoshida K, Matsumura M. Bond strength of porcelain to yttria-stabilized tetragonal zirconia framework. *IADR* 2004 #1829.
22. Olsson KG, Fürts B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:150-156.
23. Piowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005;30:382-388.
24. Pospiech PR, Nothdurft FP. Long-term behaviour of zirconia-based bridges: three years results. *IADR* 2004 #230.
25. Rinke S, Janatschke RA. Temporary cementation of zirconia-based single crowns and fixed partial dentures – results from a clinical trial. *IADR/CED* 2003 #818.
26. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture strength of zirconia posterior fixed partial dentures. *IADR/CED* 2004 #110.

27. Sailer I, Lüthy H, Feher A, Schumacher M, Schärer P, Hämmerle CH. 3 year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by direct ceramic machining (DCM). IADR/CED 2003 #74.
28. Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Bruchmechanische Eigenschaften dentaler Keramiken. DGZPW 2004 #53.
29. Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass ionomer cement. J Am Dent Assoc 2003;134:609-612.
30. Taubenhansl P, Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal adaptation of all-ceramic crowns with adhesive bonding. IADR/AADR/CADR 2004 #3191.
31. Thaller C, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of zirconia-ceramic, laser-sintered and cast alloy molar crowns. IADR/AADR/CADR 2005 #556.
32. Tinschert J, Natt G, Dooze B, Fischer H, Marx R. Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 1999;54:545-550.
33. 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.
34. Uo M, Sjoren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent Mater 2003;19:487-492.
35. Von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32:180-187.
36. 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.
37. 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 (im Druck, online über PubMed verfügbar).
38. Zimmer D, Gerds T, Strub JR. Überlebensrate von IPS-Empress 2-Vollkeramikronen und -brücken. Drei-Jahres-Ergebnisse. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2004;114: 115-119.