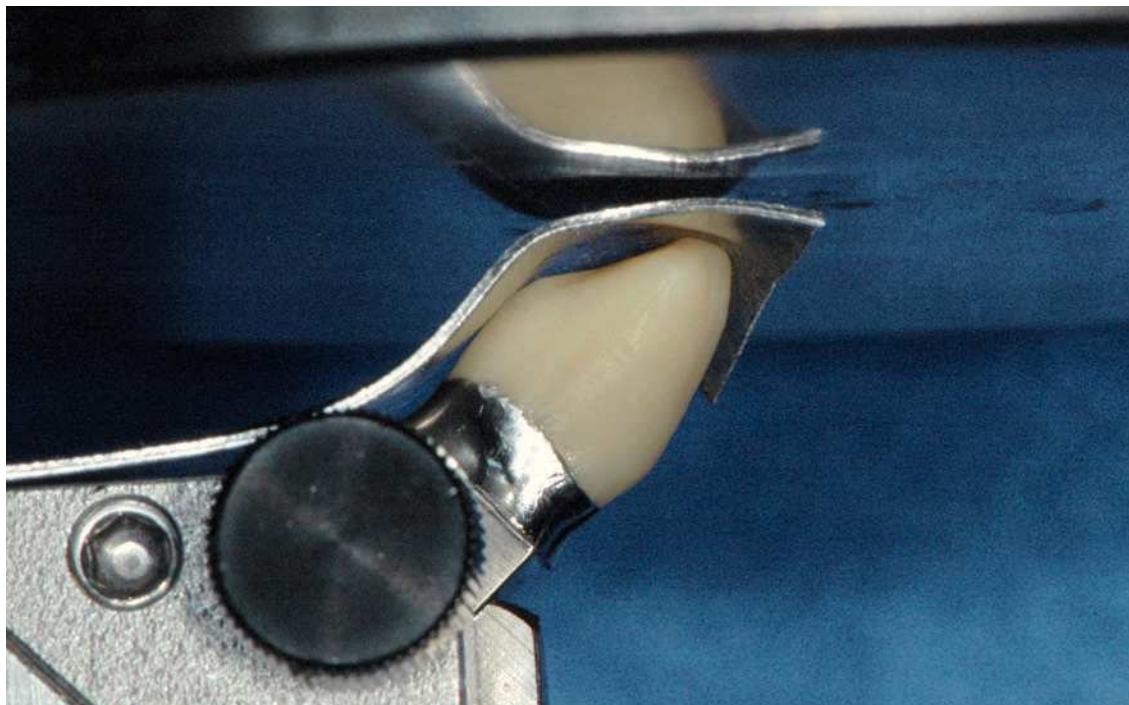


[Resumen]

En el presente estudio se han examinado y comparado las cargas de rotura de coronas con diferentes combinaciones de armazones y recubrimientos. Para ello se han fabricado armazones de titanio y dióxido de zirconio con forma idéntica y se han recubierto con cerámicas de recubrimiento adecuadas. Como grupo de control sirvieron las coronas del sistema convencional Degudent U/VM13. Las coronas recubiertas se cementaron sobre un muñón de metal y se comprobó la carga de rotura en el aparato de comprobación correspondiente con un ángulo de 45°.

Palabras clave

Cerámica sin metal. Titánio. Metalocerámica. Carga de rotura. Cerámica. Cerámica de recubrimiento.



Cerámica sin metal, titanio o metalocerámica convencional

¿Qué cargas de rotura soportan las reconstrucciones in vitro?

Bogna Stawarczyk y Jens Fischer

Introducción

Las restauraciones de cerámica sin metal tienen una importancia que va en aumento debido a la estética y a la biocompatibilidad⁸. Los pacientes se deciden cada vez más por restauraciones sin metal. El dióxido de zirconio (ZrO_2), al contrario que el material para armazones, tiene un color parecido al de los dientes, pero gracias a la ausencia de translucidez es opaco y blanco. El tono básico opaco se puede atenuar aplicando color a los armazones. Algunas empresas ofrecen piezas brutas coloreadas de fábrica. Debido al buen índice de refracción de luz muchos protésicos dentales acortan el hombro cervical del armazón y sobrecomprimen a continuación con cerámica de vidrio para superar la desventaja de la opacidad. De esta manera la restauración encaja muy bien en la hilera de los dientes y presenta una estética excelente.

Pero no sólo la estética y la biocompatibilidad son criterios de selección determinantes para este material para armazones, sino también la alta resistencia^{2,3} que facilita el uso en puentes de dientes laterales.

CIENCIA CORONAS Y PUENTES

Por su excelente biocompatibilidad, su resistencia a la corrosión y sus buenas propiedades físicas, sobre todo aplicado como material implantario, en odontología no se puede prescindir del titanio.

El colado de titanio supone algunas dificultades debido a su gran propensión a la oxidación. Se han desarrollado procesos especiales para el colado de titanio que actualmente ofrecen resultados aceptables.

Otra manera de fabricar restauraciones de titanio sin las carencias propias de la elaboración con la técnica de colado la ofrece la fabricación CAD/CAM a través de la elaboración industrial de piezas preconfeccionadas de alta calidad. De este modo se puede garantizar la calidad de las propiedades de la pieza bruta en el producto final.

También se fabrican piezas brutas de ZrO_2 procesadas a través de máquinas CAD/CAM. Se puede trabajar tanto en estado suave y cretáceo (estado blanco) o en un estado ya sinterizado (mediante prensado isostático en caliente, HIP). El ZrO_2 fresado en estado blanco se debe sinterizar a continuación durante varias horas en el horno con el fin de conseguir la dureza y la resistencia finales.

Debido a las propiedades específicas del titanio y del dióxido de zirconio se han desarrollado cerámicas de recubrimiento especiales. Para que la tensión, generada durante el proceso de enfriamiento una vez cocida la masa de recubrimiento y como resultado de la contracción térmica, no sea muy fuerte entre el material del armazón y la cerámica de recubrimiento, los coeficientes de expansión térmica (WAK) de los dos materiales deben ajustarse recíprocamente. La cerámica tolera bien las tensiones de compresión, pero es muy sensible a la tensión por tracción, por eso el coeficiente de expansión térmica de la masa de recubrimiento debería ser inferior al del material del armazón. Durante el enfriamiento en ningún caso se debe someter la cerámica bajo tensiones por tracción, pues de esta manera las microfisuras originadas en la superficie por el procedimiento podrían avanzar hacia el interior de la cerámica y provocar una fractura posterior.

El coeficiente de expansión térmica de las aleaciones que contienen oro es de aproximadamente $14 \mu\text{m}/\text{m} \cdot \text{K}$, de modo que el coeficiente de expansión térmica de las cerámicas de recubrimiento adecuadas debe ajustarse a aproximadamente $13 \mu\text{m}/\text{m} \cdot \text{K}$. El coeficiente de expansión térmica del dióxido de zirconio es de aproximadamente $10,5 \mu\text{m}/\text{m} \cdot \text{K}$, mientras que el del titanio es de apenas $10 \mu\text{m}/\text{m} \cdot \text{K}$. Como los valores WAK de los dos materiales de armazones son tan parecidos se ha desarrollado una cerámica universal de recubrimiento (Triceram, Dentaurum, Pforzheim) que según las indicaciones del fabricante se puede emplear para ambos materiales de armazones.

A menudo se presenta la hipótesis de que el tratamiento convencional muestra mejores propiedades mecánicas que la cerámica sin metal. El objetivo de este estudio fue comprobar *in vitro* esta afirmación en coronas individuales. Además, se estableció un objetivo adicional: comprobar la idoneidad de la cerámica universal de recubrimiento Triceram para armazones de titanio y de dióxido de zirconio.

[Planteamiento
del problema](#)

Se fabricaron 11 series de armazones con forma idéntica y 10 piezas de prueba cada una. Era importante que todos los armazones mostraran una geometría idéntica. Las

[Método](#)



Fig. 1. Las fundas Lava.



Fig. 2. Las coronas de cera por inyección.



Fig. 3. Las fundas de titanio.

fundas de dióxido de zirconio (fig. 1) (Lava Frame, 3M ESPE, Seefeld) se construyeron y tallaron con el sistema CAD/CAM Lava (Lava Form, 3M ESPE). Para la construcción se prestó atención al diseño anatómico del armazón. Y para los armazones de metal se duplicó esta forma con silicona (Dublislil, Dreve, Unna) y, a continuación, empleando el proceso de colado por inyección se fabricaron las formas correspondientes en cera (AquaGreen Injection wax, Kerr Dental, Rastatt), (fig. 2). Las formas de cera se recubrieron con la correspondiente masa de recubrimiento de titanio (Trinell, Dentaurum, Ispringen) y se colaron en la máquina de colada Autocast universal 230 (Dentaurum). La figura 3 muestra las fundas de titanio acabadas (Tritan Reintitan Grl, Dentaurum). La fabricación de armazones de metales preciosos (Degudent U, DeguDent, Hanau) del grupo de control se efectuó de la manera tradicional empleando masa de recubrimiento ligada con fosfato (Ceramicor, CM, Biel, Suiza) mediante el proceso de colado centrifugado (Multicast compact, DeguDent).

A continuación se recubrieron los armazones. La superficie de dióxido de zirconio permaneció sin tratar. Los armazones de metal, titanio y Degudent U se arenaron con Al_2O_3 ($50 \mu\text{m}$, Benzer Dental AG, Zúrich, Suiza). Para que los recubrimientos tuvieran el mismo grosor y forma se confeccionó un patrón de silicona con la ayuda de una corona de muestra.

CIENCIA

CORONAS Y PUENTES

Material del armazón	Cerámica de recubrimiento	Empresa
Dióxido de zirconio (Lava Frame, 3M ESPE, Seefeld, Alemania)	Lava Ceram	3M ESPE, Seefeld, Alemania
	Rondo Zirconia	NobelBiocare, Gotemburgo, Suecia
	Zirox	Wieland, Pforzheim, Alemania
	Cerabien ZR	Noritake, Nagoya, Japón
	IPS e.max	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	VM9	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania
	Triceram	Dentaurum, Ispringen, Alemania
Titanio (Tritan, Dentaurum, Ispringen, Alemania)	Triceram	Dentaurum, Ispringen, Alemania
	Initial Ti	GC, Tokio, Japón
	Vita TI	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania
Aleación de oro (DeguDent U, DeguDent, Hanau, Alemania)	VM13	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania

Tabla 1. Combinaciones de principios activos de las coronas estudiadas

Los armazones de dióxido de zirconio se recubrieron con siete masas de recubrimiento de diferentes fabricantes. La cerámica universal de recubrimiento Triceram (Dentaurum) se coció sobre dióxido de zirconio y sobre armazones de titanio. Junto a Triceram se emplearon dos cerámicas de recubrimiento más para las coronas de titanio. Las coronas Degudent U se recubrieron con VM13 (Vita, Bad Säckingen). La tabla 1 muestra las correspondientes combinaciones de recubrimiento y de armazones.

Los armazones se limpiaron en agua destilada y luego se limpiaron con ultrasonidos y se secaron. Para empezar se aplicó el liner o el adhesivo según las indicaciones del fabricante y posteriormente se coció. Una vez enfriadas las pruebas, a temperatura ambiente se comenzó a aplicar la masa de dentina con ayuda de un patrón de silicona. Se cocieron las fundas de dos en dos. Las temperaturas de cocción se encuentran en la tabla 2. Se renunció a aplicar masa incisal y para glasear. Se efectuó una segunda cocción de la dentina para corregir la forma y a continuación una cocción final.

Antes de la prueba de rotura se limpian las coronas en un baño de ultrasonidos con agua destilada durante 10 min. Para la prueba las piezas se cementaron en un muñón de acero (KetacCem, 3M ESPE). Las cápsulas se activaron 2 s (Maxicap-Aktivator, 3M ESPE) y a continuación se mezclaron durante 8 s en un mezclador de rotación (Rotomix, 3M ESPE). Se produjo una masa homogénea fácil de aplicar en el interior de la corona. Después se colocó la corona sobre el muñón de metal haciendo un poco de presión. Se retiró el material sobrante. Después de los 10 min del tiempo de fraguado del cemento la corona fijada en el muñón de prueba se colocó en el soporte especial de la máquina universal para ensayos (Zwick Z010, Zwick, Ulm), (fig. 4). Se efectuó la inclinación del eje del diente a 45°, propuesta por Voss⁹, en dirección a la aplicación de la fuerza. De esta manera se sometió la parte oral del recubrimiento a la tensión por tracción y la parte labial a la tensión de compresión. Entre el transductor de fuerza y la corona se colocó una hoja de estaño de 0,5 mm de grosor (Dentaurum) para evitar la carga sobre un punto. La velocidad de avance fue de 1 mm/min y se registró la carga cuando se produjo la rotura.

La valoración estadística sobre las diferencias significativas ($p < 0,05$) se realizó con ONE WAY ANOVA, efectuándose a continuación un test de Scheffe post-hoc (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EE. UU.).

Tabla 2. Temperaturas de cocción de las cerámicas de recubrimiento

Material del armazón	Cerámica de recubrimiento	Precalentamiento Temperatura (°C)	Tiempo (min)	Tasa de calentamiento (°C/min)	Temperatura final (°C)	Tiempo retención (min)
Cocción de liner/opáquer (con vacío)						
Dióxido de zirconio	Lava Ceram	Sin liner				
	Rondo Zirconia	575	2	45	945	1
	Zirox	575	3	45	930	1
	Cerabien ZR	600	2	50	1.000	1
	IPS e.max	400	4	60	960	1
	VM9	500	6	55	930	1
	Triceram	500	4	65	800	1
Titanio	Triceram	500	4	65	795	1
	Initial Ti	450	4	55	810	1
	Vita Ti	400	2	98	790	1
Aleación de oro	VM13	500	6	55	890	1
Cocción de la dentina (con vacío)						
Dióxido de zirconio	Lava Ceram	450	6	45	810	1
	Rondo Zirconia	575	5	45	925	1
	Zirox	575	3	45	900	2
	Cerabien ZR	600	5	45	930	1
	IPS e.max	400	4	50	750	1
	VM9	500	6	55	910	1
	Triceram	500	6	55	760	2
Titanio	Triceram	500	6	55	755	1
	Initial Ti	400	6	45	780	1
	Vita Ti	400	6	53	770	1
Aleación de oro	VM13	500	6	55	880	1
Cocción final (sin vacío)						
Dióxido de zirconio	Lava Ceram	480	2	45	820	1
	Rondo Zirconia	575	1	55	945	1
	Zirox	575	2	45	880	1
	Cerabien ZR	600	5	50	930	4
	IPS e.max	400	6	60	725	1
	VM9	500	0	80	900	1
	Triceram	500	2	55	760	1
Titanio	Triceram	500	2	55	755	1
	Initial Ti	450	2	45	785	1
	Vita Ti	400	0	93	770	1
Aleación de oro	VM13	500	0	80	880	2

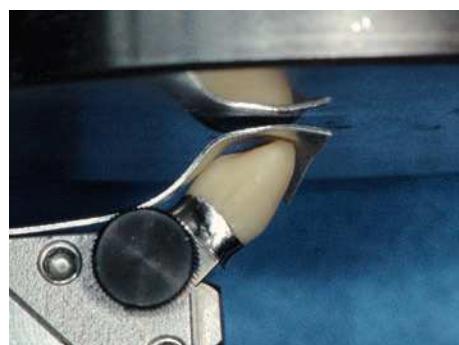


Fig. 4. La colocación del examen según Voss para determinar la carga de rotura.

CIENCIA CORONAS Y PUENTES

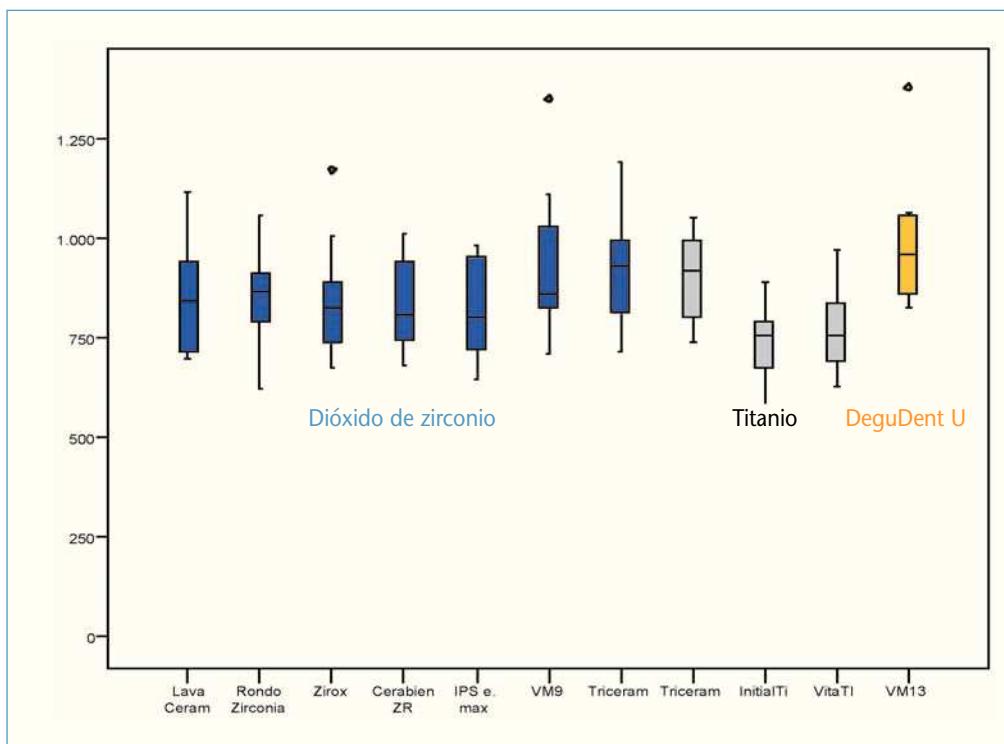


Fig. 5. Diagrama de caja de las cargas de rotura.

En el diagrama de caja (fig. 5) se representan las medianas y la distribución de los valores de medición. Triceram sobre ZrO_2 y titanio, así como el tratamiento convencional metalocerámico, muestran las medianas más altas. Los resultados individuales se encuentran en la tabla 3. Respecto al grupo de los armazones de dióxido de zirconio con Zirox y VM9, así como al grupo de control, se encontraron valores extraños en el área superior de resistencia (pequeños círculos en la representación) que sobrepasaron claramente los valores de carga de rotura.

Desde el punto de vista estadístico todas las series probadas se situaron en un rango de valores. Sólo se constató una diferencia significativa entre las coronas de titanio con Initial Ti y el grupo de control (Degudent U/VM13), ($p = 0,049$).

El tipo de fractura dependió del material de los armazones. Todos los grupos de dióxido de zirconio mostraron el mismo modelo de deterioro tras la realización del test de ro-

Resultados

Tabla 3. Valores medios y mediana de la carga de rotura

		Valor medio (N)	Mediana (N)
Dióxido de zirconio	Lava Ceram	$852,3 \pm 131,9$	840,8
	Rondo Zirconia	$849,9 \pm 119,2$	866,4
	Zirox	$855,2 \pm 145,8$	827,6
	Cerabien ZR	$836,0 \pm 117,3$	806,6
	IPS e.max	$818,0 \pm 127,2$	802,0
	VM9	$935,2 \pm 186,3$	859,2
	Triceram	$930,5 \pm 145,8$	931,8
Titanio	Triceram	$898,6 \pm 105,7$	917,7
	Initial Ti	$725,4 \pm 108,7$	757,8
	Vita Ti	$762,9 \pm 105,6$	757,7
Aleación de oro	VM13	$989,5 \pm 161,3$	958,4



Fig. 6. Las coronas de dióxido de zirconio fracturadas.



Fig. 7. Las coronas de titanio fracturadas.

tura. La rotura se originó siempre en el material del armazón y en la cerámica de recubrimiento. Primero se desprendió un poco de cerámica de recubrimiento hasta que la fisura llegó al material del armazón y lo rompió (fig. 6).

En todos los armazones de titanio se observó un desprendimiento de la carilla labial entre la capa de óxido y el armazón (fig. 7). El mismo tipo de rotura se encontró en el grupo de control. En él la rotura fue mixta, observándose tanto en la capa de óxido como en la masa de recubrimiento.

Discusión

No es posible realizar una valoración con los valores límite especificados respecto a la carga de rotura, pues para este ensayo no se dispone de ninguna norma ISO. Las comparaciones con otras investigaciones sólo son posibles con ciertas reservas, pues las coronas están influidas por la dimensión del recubrimiento. Tanto un borde cortante como un reducido espesor en la zona del ecuador del diente disminuyen la resistencia de una restauración cerámica¹. El ensayo seleccionado aquí y realizado según Voss es un test muy próximo a la práctica, pues se prueba una forma real⁷.

La fuerza masticatoria de la región molar se especifica normalmente con 400 N⁶. El fracaso de las coronas en el presente estudio ocurrió en todas las combinaciones con fuerzas claramente superiores a las fuerzas masticatorias promedio.

Las restauraciones de titanio con masa de recubrimiento Vita Ti e Initial Ti muestran de manera tendencial, por no decir significativa, valores de carga de rotura más bajos que los de las combinaciones habituales de materiales.

Las coronas recubiertas con Triceram muestran en este estudio muy buenos valores de carga de rotura. Los valores medio medidas de 931 ± 146 N en dióxido de zirconio y 899 ± 106 N en titanio son incluso más altos que los de todas las construcciones de cerámica sin metal medidas en este estudio. Los valores de carga de rotura de Triceram en titanio y en dióxido de zirconio eran prácticamente idénticos. Esto permite afirmar que Triceram es apta para armazones de dióxido de zirconio y titanio en tratamientos de coronas individuales.

CIENCIA

CORONAS Y PUENTES

La gran dispersión de los valores de medición en el margen de aproximadamente 15% de todas las series se originó debido a las coronas unitarias.

En el orden del ensayo según Voss las coronas se cargaron con su estado de tensión colocando fuerzas externas hasta que se produjo la rotura. La carga de rotura de las coronas se puede tomar como medida para el estado de tensión tras la cocción y para la resistencia de la cerámica de recubrimiento.

Las tensiones internas, es decir, aquellas que surgen de la diferencia del coeficiente de expansión térmica del material del armazón y de la cerámica de recubrimiento^{4,5}, del diseño geométrico de la corona, así como del recubrimiento y de la temperatura de transición del cristal, se superponen debido a las tensiones inducidas exteriormente en el test de Voss. Cuando la suma de las tensiones de compresión internas y de las tensiones impuestas exteriormente superan la resistencia de la cerámica de recubrimiento, se produce la rotura.

La tensión que una corona soporta de manera individual depende por tanto del estado de tensión interior tras la cocción y de la resistencia de cada cerámica de recubrimiento. Así pues, la combinación favorable es la que se da entre alta resistencia de la cerámica de recubrimiento y las escasas tensiones de compresión.

Las combinaciones de material estudiadas se pueden recomendar en restauraciones individuales por su resistencia a la carga estática, pues los resultados con dichas combinaciones son comparables con una combinación convencional (a excepción del titanio con Initial Ti). Los tests in vitro sobre la resistencia en reconstrucciones individuales recomiendan la cerámica universal Triceram para el uso en armazones de titanio y dióxido de zirconio.

Conclusión

Los autores agradecen al laboratorio Geiger Dentaltechnik GmbH, Schwäbisch Gmünd, Alemania, por la fabricación de los armazones Lava. La financiación de estos armazones fue asumida amablemente por la empresa 3M ESPE. Los materiales de recubrimiento fueron amablemente puestos a disposición por cada una de las empresas. La empresa Dentaurum merece un agradecimiento especial por la fabricación de piezas brutas de cera y por los armazones de titanio.

Agradecimientos

1. Coca I. Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen, Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:539-541.
2. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comp Dent 2001;4:89-106.
3. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. Dental Materials 2007;23:1500-1505.
4. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmeler CHF. Effect of Thermal Misfit between Different Veneering Ceramics and Zirconia Frameworks on in vitro Fracture Load of Single Crowns. Dent Mat J 2007;26:766-772.
5. Fischer J, Stawarczyk B. Zirkoniumdioxid und Titan: zwei Werkstoffe – eine Verblendkeramik, Gerüstherstellung mit CAD/CAM einfache Qualitätssicherung. DZW Zahntech 2006;12:20-22.
6. Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. Acta Odont Scand 1976;35:297-303.

Bibliografía

7. Kappert HF. Drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 1985;40:1179-1186.
8. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
9. Voss R. Festigkeit metallkeramischer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1969;24:726-731.

Correspondencia

Bogna Stawarczyk, Dipl.-Ing. (FH), y Jens Fischer, PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat.
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich.
Plattenstrasse 11, 8032 Zúrich, Suiza.