



[Resumen]

El presente artículo discute la fiabilidad clínica de las restauraciones de dióxido de zirconio. El principal problema parece radicar en la elevada tasa de fracturas de los recubrimientos. La resistencia de las cerámicas de recubrimiento es uno de los factores que determinan la estabilidad de la restauración en su conjunto. En consecuencia, el objetivo del presente estudio fue analizar comparativamente la resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio. Los valores de resistencia fueron determinados aplicando tres métodos de medición distintos, y se compararon con los valores de los materiales de recubrimiento para la metalocerámica.

Palabras clave

Cerámica de recubrimiento. Resistencia a la flexión. Dióxido de zirconio. Metalocerámica.

(Quintessenz Zahntech. 2008;34(9):1138-45)

Resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio

¿Ejerce el método de ensayo alguna influencia sobre los valores?

Jens Fischer, Bogna Stawarczyk y Christoph H. F. Hämmerle

Estudios clínicos de larga duración han demostrado que el dióxido de zirconio estabilizado con itrio ofrece la suficiente resistencia para estructuras de puentes^{9,15}. El eslabón más débil de la cadena es la cerámica de recubrimiento, siendo la causa de fallo más frecuente su desprendimiento de la estructura de dióxido de zirconio^{12,13,16}. Entre otros factores, se atribuye dicho desprendimiento a una deficiente resistencia de la unión^{3,5,7}, a una tensión interna excesiva en el material de recubrimiento debido a coeficientes de expansión térmica mal adaptados^{1,2} o a una carga excesiva a causa de contactos prematuros⁶.

Cuando el material de la estructura y la masa de recubrimiento poseen coeficientes de expansión térmica distintos, durante el enfriamiento se generan tensiones internas en el material de recubrimiento. El coeficiente de expansión térmica debería estar ajustado de

Introducción

tal manera que el material de recubrimiento sea sometido a una ligera presión durante el enfriamiento. Para ello, el coeficiente de expansión térmica de la cerámica debe ser algo más bajo que el de la estructura. De este modo, el material de la estructura se contrae algo más intensamente durante el enfriamiento, el material de recubrimiento no puede acompañar completamente esta contracción y es sometido a presión.

Los materiales cerámicos toleran las cargas de presión mucho mejor que las cargas de tracción. La causa de esta peculiaridad son las microfisuras que se forman en la superficie debido al procesamiento. La carga de presión cierra estas fisuras, pero la carga de tracción las ensancha. En consecuencia, bajo tracción aparecen en el extremo de la fisura picos de tensión que no pueden ser compensados por deformaciones plásticas, como sí ocurre en los metales, sino que a causa del comportamiento quebradizo de la cerámica conducen a la destrucción de los enlaces atómicos y, por consiguiente, al ensanchamiento de la fisura.

En sistemas metalocerámicos, una tensión excesiva todavía puede ser compensada parcialmente por la deformación elástica –y, a temperaturas superiores, también plástica– de la estructura metálica. El dióxido de zirconio es quebradizo, y por lo tanto no cede al estrés en esta medida. Así pues, es concebible que el estrés interno en recubrimiento sobre dióxido de zirconio alcance niveles que no se dan en los sistemas metalocerámicos. La suma del estrés interior y del estrés aplicado desde el exterior conduce entonces a una fractura al superarse la resistencia propia del material de recubrimiento. Por lo tanto, la resistencia propia del material de recubrimiento es un parámetro que se debe tener en cuenta al considerar la estabilidad de los sistemas de cerámica sin metal. Los sistemas metalocerámicos acreditan una fiabilidad clínica comparativamente elevada, con tasas de fracaso del 0,34% para coronas individuales¹⁰ y del 2,9% para puentes¹¹. En consecuencia, debe procurarse que los materiales de recubrimiento para dióxido de zirconio acrediten como mínimo la misma resistencia propia que los materiales de recubrimiento para la metalocerámica.

La resistencia a la flexión de los materiales cerámicos puede medirse mediante el ensayo de flexión en tres puntos o el ensayo de flexión biaxial, ambos conforme a la ISO 6872:1995 (cerámica dental) o mediante el ensayo de flexión en cuatro puntos según la DIN EN 843-1:2007 (Cerámica de alto rendimiento – Propiedades mecánicas de la cerámica monolítica a temperatura ambiental – Parte 1: Determinación de la resistencia a la flexión). En cada uno de estos tres métodos de ensayo se aplica una fuerza estática que se incrementa hasta la fractura. En el ensayo de flexión en tres puntos (fig. 1) se coloca un cuerpo de ensayo en forma de barra con las dimensiones $\geq 20 \text{ mm} \times 4 \pm 0,25 \text{ mm} \times 1,2 \pm 0,2 \text{ mm}$ con el lado plano sobre dos apoyos, los cuales presentan una distancia entre sí de 12 a 16 mm y un radio de 0,8 mm. A continuación se carga simétricamente entre dichos apoyos el cuerpo de ensayo con un punzón, el cual posee así mismo un radio de 0,8 mm. La zona de estrés en el cuerpo de ensayo no es homogénea, sino que presenta un máximo directamente bajo el punzón. En contraste, en el ensayo de flexión en cuatro puntos (fig. 2) se aplica la carga mediante dos punzones. Se utiliza también un cuerpo de ensayo en forma de barra, pero en este caso las dimensiones del cuerpo de ensayo son de $\geq 25 \text{ mm} \times 2,5 \pm 0,2 \text{ mm} \times 2 \pm 0,2 \text{ mm}$. Los radios de los apoyos y de los punzones son de 2,5 mm. Los apoyos están dispuestos en paralelo a una distancia de 20 mm entre sí, mientras que los punzones se hallan a una distancia

INVESTIGACIÓN

CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO

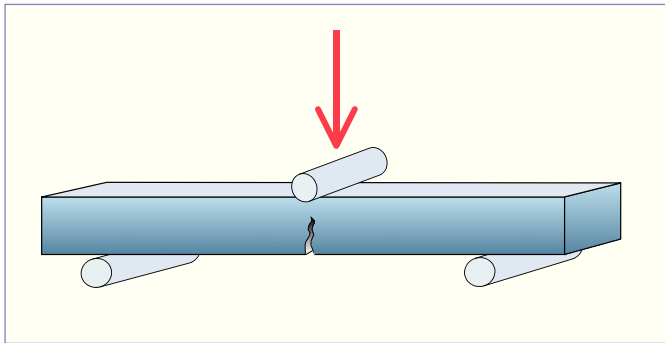


Fig. 1. Representación esquemática del ensayo de flexión en tres puntos.

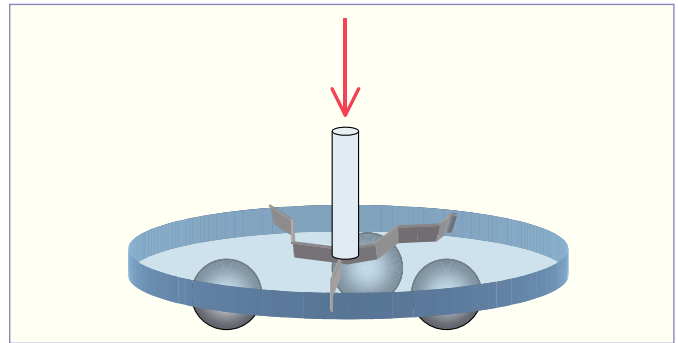


Fig. 2. Representación esquemática del ensayo de flexión en cuatro puntos.

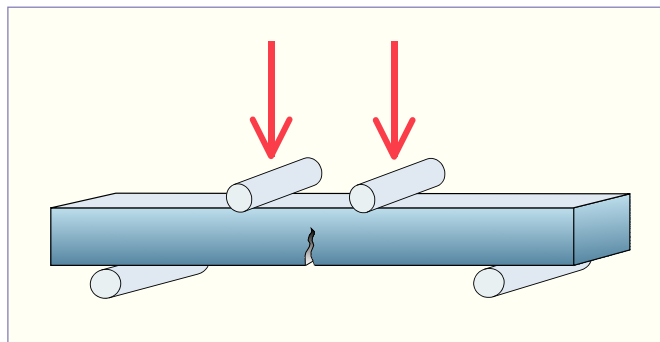


Fig. 3. Representación esquemática del ensayo de flexión biaxial.

de 10 mm y están simétricos a los apoyos. En este caso, la zona de estrés es homogénea entre ambos punzones. En el ensayo de flexión biaxial (fig. 3) se recubre por capas un disco del material a ensayar en un molde con un diámetro de 16 mm. Tras la cocción se talla dicho disco hasta un grosor de $1,2 \pm 0,2$ mm y se coloca sobre tres esferas con un diámetro de 3,2 mm, las cuales están dispuestas en un círculo con un radio de 5 mm y un ángulo de 120° entre sí. Se carga simétricamente el cuerpo de ensayo en el centro con un punzón cilíndrico con un diámetro de 1,2 a 1,6 mm. En este caso, durante la carga vuelve a registrarse un pico de tensión directamente bajo el punzón. Dado que la carga se aplica en el centro, en este diseño de ensayo están prácticamente excluidos los efectos de borde, esto es, fallos en la zona de los bordes que conducen a un crecimiento rápido de las fisuras y, por consiguiente, a un fallo prematuro del cuerpo de ensayo⁴. En las tres disposiciones de ensayo se genera una tensión de presión en el lado orientado al punzón, y una tensión de tracción en el lado opuesto al del punzón, esto es, en el lado inferior de la muestra. Los valores de medición de los distintos métodos de ensayo no son idénticos, pero se correlacionan entre sí⁸. En términos generales, en el ensayo de flexión en cuatro puntos se registran valores inferiores a los obtenidos en el ensayo de flexión en tres puntos, puesto que las probabilidades de existencia de una fisura son mayores en el ensayo de flexión en cuatro puntos, debido a su mayor campo de tensión.

Se determinó la resistencia a la flexión de diez materiales de recubrimiento distintos (tabla 1) para dióxido de zirconio mediante ensayo de flexión en tres puntos, ensayo de

Material y método

INVESTIGACIÓN

CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO

Tabla 1. Lista de las cerámicas de recubrimiento utilizadas. Las cerámicas para la técnica metalocerámica se presentan con fondo gris

Cerámica de recubrimiento	Fabricante
Cerabien ZR	Noritake, Nagoya, Japón
Creation ZI	Metalordental, Oensingen, Suiza
IPS e.max	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Initial ZR	GC, Tokio, Japón
Lava Ceram	3 M Espe, Seefeld, Alemania
Rondo Zirconia	Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia
Triceram	Dentaurum, Ispringen, Alemania
Vintage ZR	Shofu, Kioto, Japón
Vita VM9	Vita, Bad Säckingen, Alemania
Zirox	Wieland, Pforzheim, Alemania
Reflex	Wieland, Pforzheim, Alemania
IPS d.sign	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Vita VM13	Vita, Bad Säckingen, Alemania

Recordatorio: 0,01 mm = 10 µm

Tabla 2. Programas de cocción para las distintas cerámicas. Durante todo el proceso de calentamiento se generó vacío. Las cerámicas para la técnica metalocerámica se presentan con fondo gris

Cerámica de recubrimiento	Presecado		Tasa de calentamiento (°C/min)	Temperatura de cocción (°C)	Tiempo de retención (min)
	Temperatura (°C)	Tiempo (min)			
Cerabien ZR	600	5	45	930	1
Creation ZI	450	6	45	810	1
IPS e.max	400	4	50	750	1
Initial ZR	400	6	45	780	1
LavaCeram	450	6	45	800	1
Rondo Zirconia	575	5	45	925	1
Triceram	500	6	55	760	2
Vintage ZR	650	6	45	920	1
VM9	500	6	55	910	1
Zirox	575	3	45	900	2
Reflex	575	7	75	900	2
IPS d.sign	403	6	60	869	1
VM13	500	6	55	880	1

flexión en cuatro puntos y ensayo de flexión biaxial. Para la comparación se utilizaron tres cerámicas de recubrimiento para metalocerámica.

Los cuerpos de ensayo fueron elaborados conforme a las directrices de la ISO 6872:1995 (ensayo de flexión en tres puntos y ensayo de flexión biaxial), así como de la DIN EN 843-1:2005 (ensayo de flexión en cuatro puntos). Para la estratificación de los cuerpos de ensayo se utilizaron moldes de acero divisibles. Cada polvo cerámico fue mezclado con el líquido correspondiente y vertido en el molde, y se succionó con un papel el líquido sobrante. Para la confección de los cuerpos de ensayo se utilizó exclusivamente masa de dentina. El proceso de cocción tuvo lugar en un horno para cerámica dental (Austromat D4, Dekema, Freilassing, Alemania), conforme a las directrices de los correspondientes fabricantes de la cerámica (tabla 2). Durante la cocción se depositaron las muestras sobre un soporte de cocción recubierto por una capa de arena de cuarzo. Tras

INVESTIGACIÓN

CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO

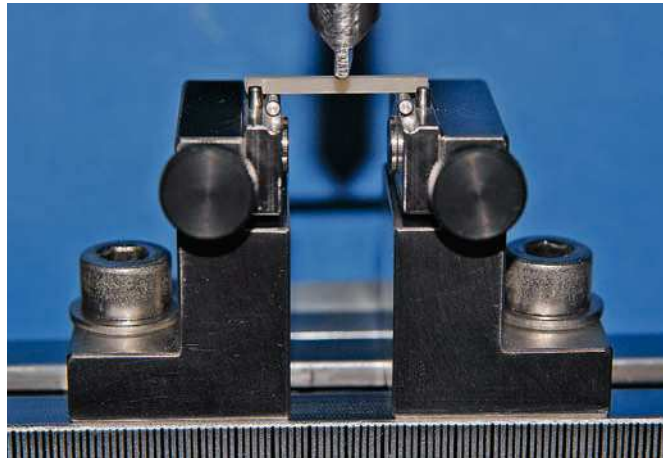
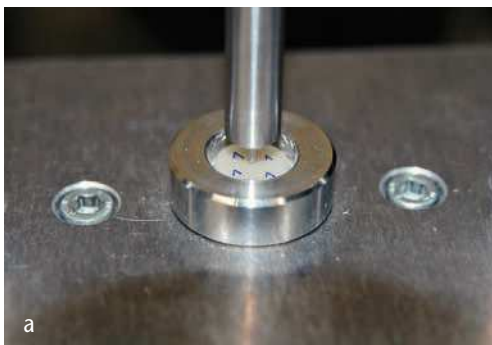


Fig. 4. Diseño del ensayo de flexión en tres puntos.



Figs. 5a y 5b. Diseño del ensayo de flexión biaxial: a) antes de la medición, el cuerpo de ensayo está intacto; b) tras la medición, el cuerpo de ensayo está roto.

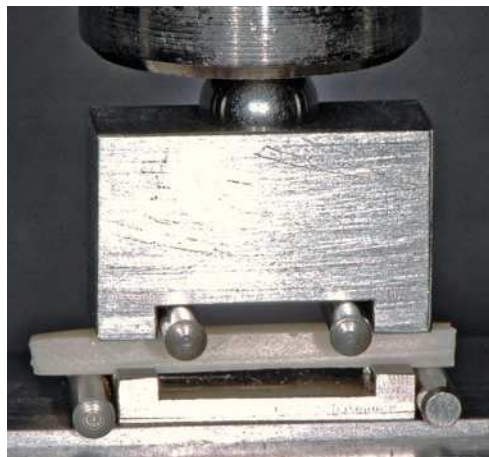


Fig. 6. Diseño del ensayo de flexión en cuatro puntos.

la cocción se tallaron las muestras hasta las dimensiones deseadas, utilizando papel SiC de los granos P220, P500 y P1200. Las superficies opuestas de los cuerpos de ensayo no diferían en más de 0,05 mm en cuanto a paralelismo, tal como prescriben las normas. Para cada serie de mediciones se utilizaron 10 cuerpos de ensayo. Se midieron con una exactitud de 0,01 mm las dimensiones de cada cuerpo de ensayo. La medición de la resistencia a la flexión tuvo lugar en una máquina universal para ensayos (Zwick Z010, Zwick, Ulm, Alemania), con una velocidad de avance de 1 mm/min hasta la rotura (figs. 4 a 6). Se calculó la resistencia a la flexión como promedio de los valores de medición de

INVESTIGACIÓN

CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO

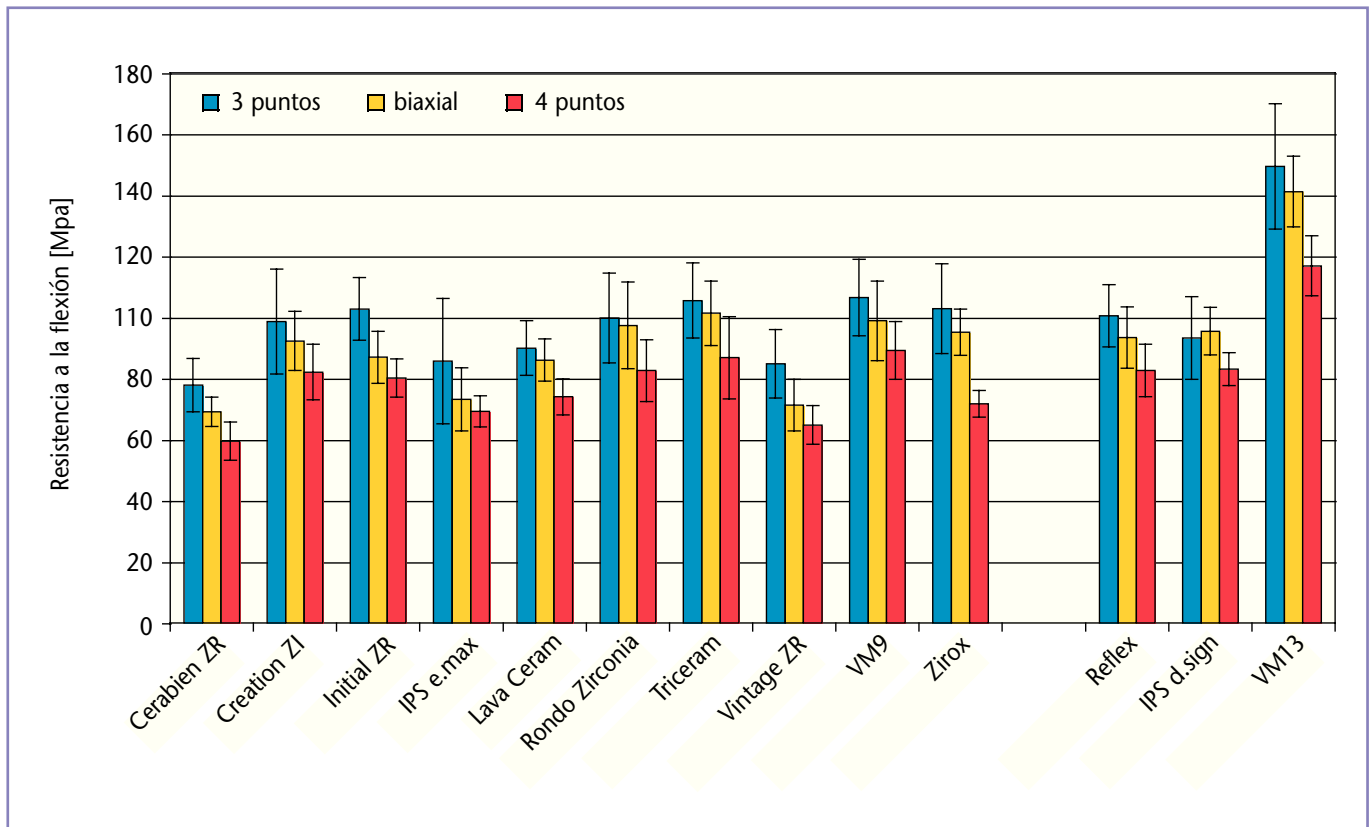


Fig. 7. Las resistencias a la flexión de los materiales de recubrimiento analizados.

diez cuerpos de ensayo en cada caso. Para la resistencia a la flexión en tres puntos se escogió una distancia de 12 mm entre los apoyos. El punzón para el ensayo de flexión biaxial tenía un diámetro de 1,5 mm.

La evaluación estadística entre los distintos métodos de ensayo y entre las distintas cerámicas dentro de un método de ensayo se llevó a cabo mediante el ANOVA de una sola vía y con el test Post Hoc de Scheffe (SPSS Inc. Chicago, Illinois, EE. UU.). El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$.

Resultados

Los resultados de la medición de los tres métodos de ensayo se recogen en la figura 7. En todas las cerámicas, los resultados de medición de las resistencias a la flexión en tres puntos fueron significativamente más elevados que los de las resistencias a la flexión en cuatro puntos. Para Cerabien ZR, Initial ZR y Vintage ZR, las resistencias a la flexión en tres puntos también fueron significativamente mayores que las resistencias a la flexión biaxiales, mientras que para Cerabien ZR, Lava Ceram, Rondo Zirconia, Triceram, Zirot y VM13 las resistencias a la flexión biaxiales fueron significativamente superiores a las resistencias a la flexión en cuatro puntos.

En la comparación entre las cerámicas se puso de manifiesto que VM13 alcanzó en todos los métodos de ensayo unos valores de resistencia significativamente superiores en comparación con todas las demás cerámicas.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO

Mientras que los valores de resistencia en el ensayo de flexión en tres puntos no revelaron diferencias significativas con respecto a los materiales de recubrimiento metalocerámicos IPS d.sign y Reflex, en el ensayo de flexión biaxial los valores de resistencia de Cerabien ZR y Vintage ZR fueron significativamente más bajos que los valores de los materiales de recubrimiento para la metalocerámica. En el ensayo de flexión en cuatro puntos, los valores de Cerabien ZR, Initial ZR, IPS e.max, Lava Ceram, Vintage ZR y Zirox fueron significativamente más bajos que los valores de la metalocerámica.

Los valores de medición demuestran que las resistencias de los materiales de recubrimiento para dióxido de zirconio se sitúan al nivel de los materiales de recubrimiento para la metalocerámica o –dependiendo del método de medición– como mucho ligeramente por debajo de éstos. Dado que las diferencias en la resistencia entre las distintas cerámicas son relativamente pequeñas, no es posible derivar de los resultados ninguna recomendación en favor de una cerámica de recubrimiento concreta. De hecho, además de la resistencia existen otros parámetros igualmente importantes para una reconstrucción clínicamente exitosa, tales como la configuración de la estructura, la interacción entre los coeficientes de expansión térmica del material de recubrimiento y del material de la estructura, la solubilidad de la cerámica en el medio oral y el potencial estético de la cerámica. Finalmente, es muy determinante la habilidad del protésico a la hora de manipular los distintos materiales.

Los tres métodos de ensayo arrojan fundamentalmente la misma alienación de los resultados, pero el ensayo de flexión en cuatro puntos permite la mejor diferenciación entre las resistencias de las cerámicas. Así pues, para determinar la resistencia a la flexión basta en principio con implementar el ensayo de flexión en tres puntos, a no ser que se pretenda medir diferencias sutiles entre las distintas cerámicas. En este caso es recomendable el ensayo de flexión en cuatro puntos. Las correspondencias relativas entre los tres métodos de ensayo se cubren con resultados tomados de la bibliografía^{8,14}.

Las diferencias en los resultados de la medición de los tres métodos de ensayo pueden explicarse de la siguiente manera: las mayores probabilidades de encontrar una fisura en la zona de tensión principal que desencadena la fractura se dan en el ensayo de flexión en cuatro puntos, toda vez que la tensión se genera entre los dos punzones. Tanto en el ensayo de flexión biaxial como en el ensayo de flexión en tres puntos se genera más bien una tensión local bajo el punzón. En consecuencia, las probabilidades de existencia de una fisura en la zona de tensión son menores que en el ensayo de flexión en cuatro puntos.

Los resultados aquí presentados demuestran que la tasa de fracaso incrementada descrita en la bibliografía en restauraciones de dióxido de zirconio debido a desprendimientos del material de recubrimiento no puede explicarse por una escasa resistencia de los materiales de recubrimiento, dado que sus valores de resistencia se sitúan en el mismo orden de magnitud que los materiales de recubrimiento para la metalocerámica. Como explicación cabe pensar más bien en un problema a la hora de adaptar los coeficientes de expansión térmica, tal como sospechan también otros autores^{1,2}.

Los diferentes métodos de ensayo arrojan valores de resistencia distintos, de ahí que al comparar los datos deba tenerse siempre en cuenta también el método de ensayo.

Discusión

Bibliografía

1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-991.
2. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2007;23:952-959.
3. al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable ceramic. *J Prosthet Dent* 1996;76:23-28.
4. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res* 2007;18:218-231.
5. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2005;21:242-251.
6. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16:226-233.
7. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexure strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003;90:465-473.
8. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J* 2004;23:490-496.
9. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schuhmacher M, Gauckler LJ, Hämmerle CHF. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930-937.
10. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implant Res* 2007;18:73-85.
11. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:86-96.
12. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, CHF Hämmerle. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388.
13. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, CHF Hämmerle. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
14. Shetty DK, Rosenfield AR, Duckworth WH, Held PR. A Biaxial-flexure test for evaluating ceramic strengths. *J Amer Ceram Soc* 1983;66:36-42.
15. Sturzenegger B, Fehér A, Lüthy H, Schärer 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.
16. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehab* 2005;32:180-187.

Correspondencia

PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Jens Fischer.
Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk.
Prof. Dr. med. dent. Christoph H. F. Hämmerle.
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Suiza.
Correo electrónico: jens.fischer@zzmk.uzh.ch