



Estudios comparativos de carga de rotura en puentes de tres piezas

¿Qué fuerzas resisten nuestros materiales?

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

Las mejoras en el ámbito de la biocompatibilidad, de la estética, de las propiedades mecánicas y del procesamiento constituyen el motor del perfeccionamiento de los materiales odontológicos. Así, se han consolidado tres grupos principales para los materiales de estructura: metales, cerámicas y resinas. Los tres grupos presentan propiedades mecánicas muy distintas, y cada una de las tres clases de materiales requiere su propia tecnología de procesamiento. El procesamiento manual de los materiales, como el colado de las aleaciones o el fraguado (polimerización) de las resinas por parte del protésico dental, ejerce una considerable influencia sobre la calidad del material y sus propiedades mecánicas.

La tecnología CAD/CAM permite integrar estándares verificables en el proceso de elaboración dental, y se utiliza con creciente frecuencia cuando se trata de optimizar procesos. Actualmente, la cuestión ya no es la aceptación de esta tecnología todavía joven, sino cada vez más su optimización y la elección del material adecuado en cada caso. Una ventaja esencial en la confección mecánica es el procesamiento de materiales fabricados en condiciones industriales estandarizadas. Las propiedades de estos materiales

[Resumen]

Mediante la optimización de posibilidades de confección acreditadas y la introducción de otras nuevas, tales como la técnica CAD/CAM o la técnica de inyección, se abren al protésico dental posibilidades totalmente nuevas para trabajar materiales a fin de confeccionar reconstrucciones de última generación. Estas tecnologías permiten sustituir los métodos convencionales, tales como el colado y la estratificación. Esto ha impulsado un cambio de la gama de materiales, y ha sido posible optimizar las propiedades de los materiales. En el presente estudio se confeccionaron, utilizando las tecnologías de trabajo adecuadas, puentes de tres piezas idénticos de resina, cerámica y una aleación metálica, y se sometieron a ensayo para determinar su carga de rotura.

Palabras clave

Resinas CAD/CAM. Puentes de PMMA. Dióxido de zirconio. Cerámica vítrea. Aleaciones. Carga de rotura.

(Quintessenz Zahntech. 2009;35(1):78-86)

Introducción

están mejor definidas por el proceso de elaboración y controladas por las medidas de aseguramiento de la calidad¹⁴. Además, la tecnología CAD/CAM permite trabajar materiales que no admitirían, o lo harían con dificultad, el procesamiento mediante métodos convencionales.

Pero no sólo la tecnología CAD/CAM con las piezas brutas estandarizadas desempeña un papel determinante, sino más bien el perfeccionamiento de los materiales.

La selección de materiales es amplia, y además de la restauración metálica convencional y acreditada pueden ofrecerse soluciones sin metal. Entre éstas se cuentan el dióxido de zirconio, el cual en virtud de sus propiedades mecánicas está indicado para sustituir a los materiales metálicos sin renunciar a las ventajas de las cerámicas, concretamente el color similar al del diente y la biocompatibilidad^{4,9,13}. Debido a sus propiedades materiales, este material sólo puede trabajarse mecánicamente. Una reconstrucción puede tallarse durante varias horas a partir de una pieza bruta dura obtenida mediante prensado isostático o bien en poco tiempo a partir de una pieza bruta blanda parcialmente sinterizada, la cual a continuación se sinteriza a la máxima densidad en el horno durante varias horas. Siguiendo la tendencia actual, se ha impuesto el procesamiento en estado blanco, debido a las ventajas económicas.

Como posibilidad adicional para una restauración sin metal, biocompatible y estética está disponible la cerámica vítrea. Debido a sus menores valores de resistencia, el ámbito de indicación para esta cerámica está limitado a restauraciones individuales^{10,11}. Existen dos posibilidades para confeccionar una restauración de cerámica vítrea. Por un lado, puede utilizarse para ello un equipo CAD/CAM. En este caso, se talla mecánicamente una corona a partir de una pieza bruta prefabricada industrialmente. Por otro lado, el protésico dental modela convencionalmente en cera sobre el modelo maestro la corona que falta, la pone en recubrimiento y la prensa en un horno de prensado. Para ello, se calienta la cerámica hasta que pasa a un estado viscoplástico y se empuja a presión al interior de la mufla. Tras el acabado, en las tecnologías mencionadas se puede individualizar la corona utilizando las cerámicas de recubrimiento pertinentes, y puede retocarse cromáticamente mediante colores de maquillaje. Otra de las indicaciones se ubica en el ámbito de la técnica de sobrecompresión. En el pasado se sobrecomprimían únicamente estructuras metálicas, pero actualmente esta técnica ha sido adaptada también a la sobrecompresión de estructuras de dióxido de zirconio.

Las resinas, que antaño se contaban entre los materiales más inestables, se están convirtiendo con creciente frecuencia en resinas de alto rendimiento con nuevas indicaciones. En virtud de su proceso de fabricación optimizado, las modernas resinas CAD/CAM polimerizadas industrialmente presentan únicamente un contenido de monómero residual muy reducido, y en cuanto a los valores de carga de rotura se sitúan casi en el ámbito de las fuerzas masticatorias promedio de 400 N^{5,12}. Por lo tanto, las resinas están indicadas para su uso como prótesis provisionales de larga duración. Así pues, el protésico dental tiene la posibilidad de escoger de entre una gama muy amplia de materiales para sus reconstrucciones. En este contexto, se pueden establecer los criterios prioritarios individualmente en función del paciente concreto, con el fin de confeccionar reconstrucciones odontológicas lo suficientemente estables y con todas las ventajas en cuanto a estética y biocompatibilidad.

No todos los materiales están indicados para todos los tipos de restauración, dado que sus propiedades mecánicas varían en gran medida. Una elevada carga de rotura es un requisito importante para la durabilidad, especialmente de los puentes. El objetivo del presente estudio es una comparación de las cargas de rotura de puentes de tres piezas confeccionados con distintos materiales y tecnologías.

Planteamiento
del problema

Para la confección de los cuerpos de ensayo se utilizó un modelo de puente realizado en una aleación de cobalto-cromo con muñones de 6° preparados cónicamente y un hombro circular de 1 mm de anchura (fig. 1) de un diente 5 y de un diente 7. Los muñones del modelo eran de simetría rotativa y presentaban un diámetro a la altura del hombro de 7 mm (diente 5) y 8 mm (diente 7). Los muñones dentales estaban provistos de extremos de montaje esféricos. La altura de los muñones era de 5 mm. Sus raíces estaban colocadas en un bloque de aluminio, de modo que los ejes de rotación de ambos muñones presentaran una distancia de 16,5 mm. El alojamiento en el bloque se llevó a cabo con un retén de goma de 0,75 mm de grosor, para simular la movilidad propia de los dientes naturales en el periodonto³.

Método

El puente maestro estaba diseñado como una estructura de puente de tres miembros para la reposición de un premolar. Ambos anclajes del puente se construyeron con un grosor de pared circular de 1 mm. Las zonas oclusales de los anclajes de la estructura y del pónico se configuraron de forma plana. Los conectores estaban contruidos ovalmente, siendo su altura de 3,2 mm y su anchura de 2,3 mm, lo cual arrojaba un área transversal aproximada de 7,4 mm² (fig. 2).

Para confeccionar las estructuras CAD/CAM se utilizó el sistema ZENO Tec (Wieland Dental, Pforzheim, Alemania). Para ello, sobre una placa de fijación con masa de modelar se escaneó en primer lugar el modelo maestro con puente maestro, a continuación el puente maestro sobre un portaobjetos, utilizando para ello un escáner láser (3Shape D 250, Wieland) (figs. 3a y 3b). El escáner 3Shape funciona según el método de corte láser en combinación con dos cámaras. Mediante el movimiento del objeto en las tres

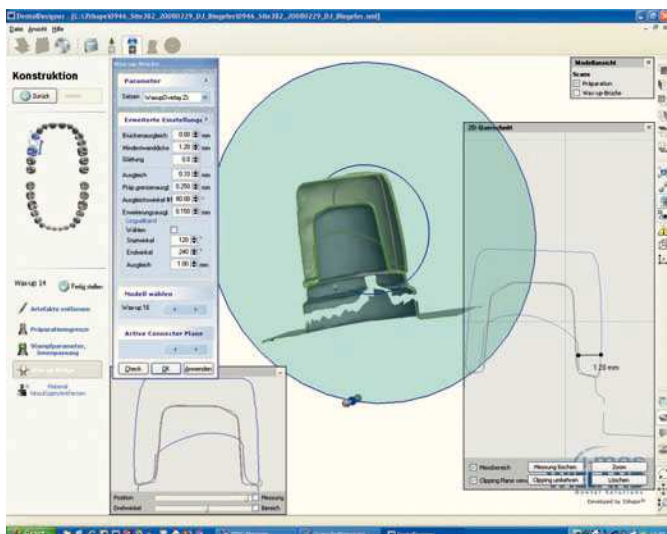


Fig. 1. Sección transversal del puente diseñado con modelo.

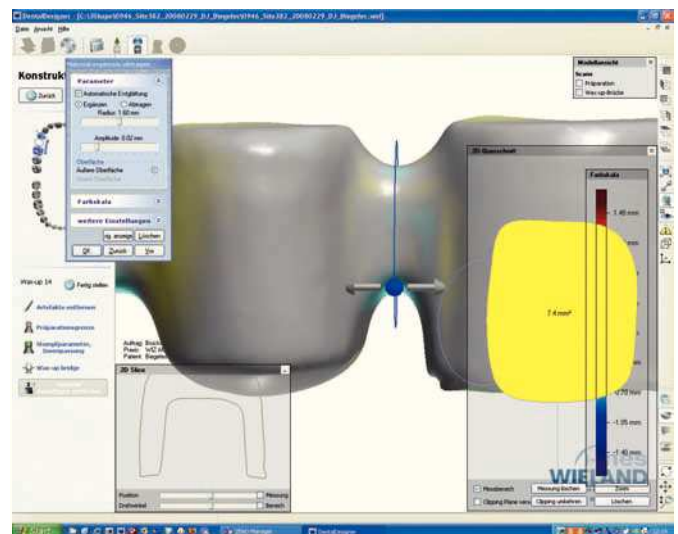
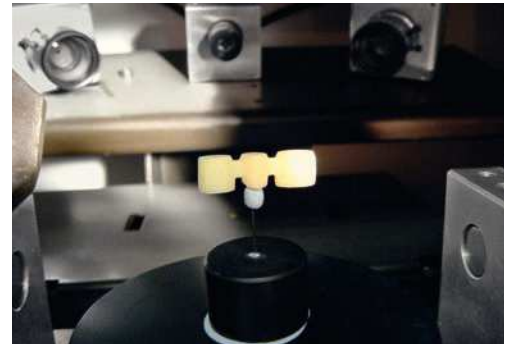
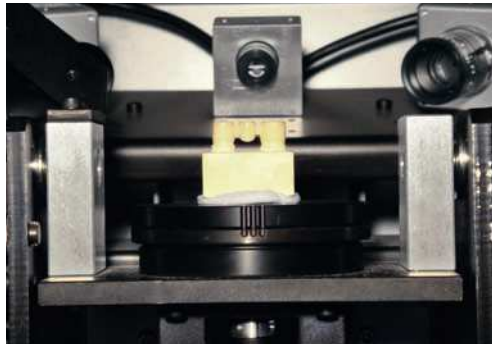


Fig. 2. Medición del grosor del conector.



Figs. 3a y 3b. Escaneo del puente y del modelo.



Fig. 4. El puente diseñado.

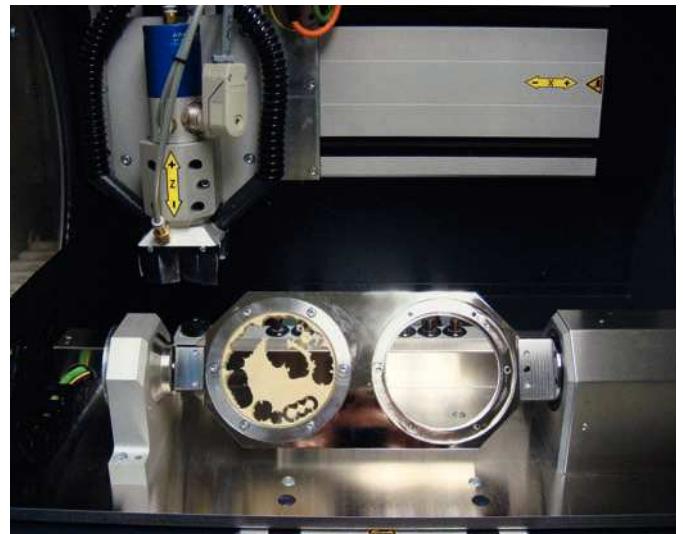


Fig. 5. Una pieza bruta tallada en la fresadora ZENO.



Fig. 6. El puente ZENO PMMA A3 fresado.



Fig. 7. Puentes de dióxido de zirconio, a la izquierda en estado blanco, a la derecha sinterizados a la máxima densidad.

direcciones espaciales (rotación, traslación e inclinación) se registraron los puntos superficiales de toda la superficie exterior e interior del puente maestro. A partir de los datos de escaneo se generó en el DentalDesigner (Wieland) mediante la aplicación «Wax Up» una pieza de trabajo de forma idéntica (fig. 4), y a continuación se fresó en la fresadora (ZENO 4030 MI, Wieland) a partir del material correspondiente (fig. 5). Las series de resina (fig. 6) y de dióxido de zirconio fueron convertidas inmediatamente en el material de estructura necesario. A partir de una pieza bruta ZENO ZR pueden fresarse aproximadamente ocho puentes, y a partir de una pieza bruta ZENO PMMA aproximadamente 12 puentes. Acto seguido se sinterizaron a la máxima densidad las estructuras de dióxido de zirconio en el horno de sinterización ZENO Fire (Wieland). Con el perfil de temperatura pro-



Fig. 8. La mufla durante el proceso de calcinación en el horno.

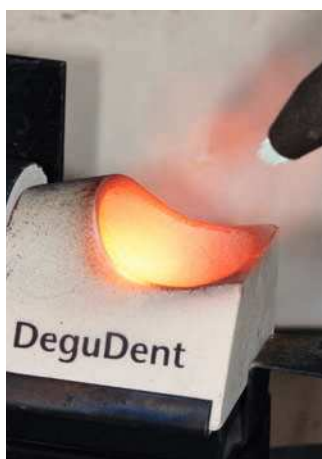


Fig. 9. El colado a llama.



Fig. 10. El punzón de inyección y pellet de inyección preparados.



Fig. 11. Antes del proceso de inyección, la mufla con el punzón insertado.

gramado en el horno se sinterizaron puentes de forma idéntica a partir de las estructuras de poros abiertos (fig. 7).

Además se fresaron 24 puentes de forma idéntica a partir de una resina calcinable sin dejar residuos (ZENO PMMAcast, Wieland). Doce de ellos fueron puestos en recubrimiento utilizando una masa de recubrimiento ligada por fosfatos (Wilavest Universal, Wieland). Tras el tiempo de fraguado de 20 minutos se introdujo la mufla durante 60 min en el horno de precalentamiento precalentado a la temperatura final de 850 °C (P6, Mihm & Vogt, Karlsruhe, Alemania), a fin de calcinar la resina (fig. 8). A continuación se colaron los puentes empleando un método de colado a llama (fig. 9) (Motorcast compact, Degussa, Hanau, Alemania) con la aleación de cocción de oro-platino PortaGeo Ti (Wieland).

La serie de cerámica vítrea se confeccionó aplicando la tecnología de inyección. De forma análoga a la aleación de oro, los puentes de resina calcinables sin residuos fueron puestos en recubrimiento utilizando una masa de recubrimiento ligada por fosfatos (IMAGINE PressX, Wieland). Durante la calcinación de la resina se prepararon para la inyección un punzón de inyección y los pellets (IMAGINE PressX) (fig. 10). A continuación se retiró del horno de precalentamiento la mufla precalentada y se introdujo con la cerámica en el horno de inyección (IPS Empress EP600, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (fig. 11). Tras el proceso de inyección se dejó enfriar la mufla durante una hora a temperatura ambiente y a continuación se desmufló cuidadosamente el puente.

Las estructuras de puente se colocaron sin cementar sobre los muñones de pilar y, mediante un punzón ($d = 5$ mm) aplicado plano sobre la superficie oclusal del pónico, fueron sometidas a esfuerzo en una máquina universal para ensayos (Z010, Zwick, Ulm, Alemania) con una velocidad de avance de 1 mm/min hasta la rotura (ensayo de flexión de 3 puntos). Se colocó una doble capa de teflón doblada (0,2 mm) entre el punzón de carga y el pónico para procurar una distribución homogénea de la carga sobre el pónico (fig. 12).

En total se ensayaron y se compararon entre sí cinco materiales, cada uno de ellos con 12 cuerpos de ensayo. Los materiales ensayados y sus tecnologías de confección se recogen en la tabla 1.

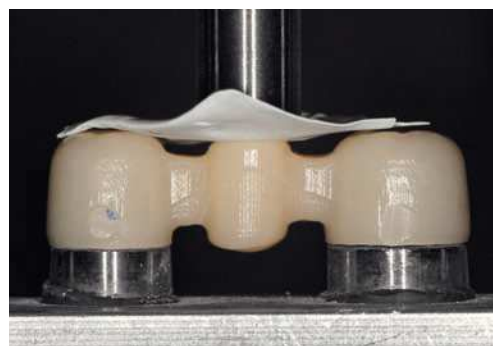


Fig. 12. El puente en el aparato para ensayos.

Tabla 1. Técnica de procedimiento y materiales de las prótesis provisionales estudiadas

Técnica de procedimiento	Materiales	Fabricante
CAD/CAM Zeno	ZENO CAO Temp PMMA	Merz Dental, Lütjenburg
CAD/CAM Zeno	ZENO PMMA A3	Wieland, Pforzheim
Técnica de inyección IPS Empress EP600	IMAGINE PressX	Wieland, Pforzheim
CAD/CAM Zeno	ZENO ZR	Wieland, Pforzheim
Colado a llama	Porta Geo Ti	Wieland, Pforzheim

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.). Para comprobar la fiabilidad de los materiales se llevó a cabo una estadística de Weibull.

Resultados Los puentes de cerámica vítrea inyectados arrojaron los valores de carga de rotura significativamente más bajos ($159,9 \pm 25$ N). Ambos grupos de resina ZENO CAO Temp PMMA ($482,2 \pm 61,4$ N) y ZENO PMMA A3 ($734,1 \pm 121,0$ N) se situaron con sus valores de carga de rotura en el rango de valores inmediatamente superior ($p = 0,110$). El dióxido de zirconio, con la carga de rotura de $1.558,3 \pm 133,8$ N, se situó significativamente por encima de la cerámica vítrea y de las resinas, pero significativamente por debajo de la aleación Porta Geo Ti ($6.408,3 \pm 433,2$ N). La aleación con elevado contenido en oro Porta Geo Ti alcanzó en este estudio los valores de carga de rotura significativamente más elevados.

En el diagrama de caja (fig. 13) se representan las medianas y la distribución de los valores de medición. Las medianas se indican también en la tabla 2. En el grupo de la

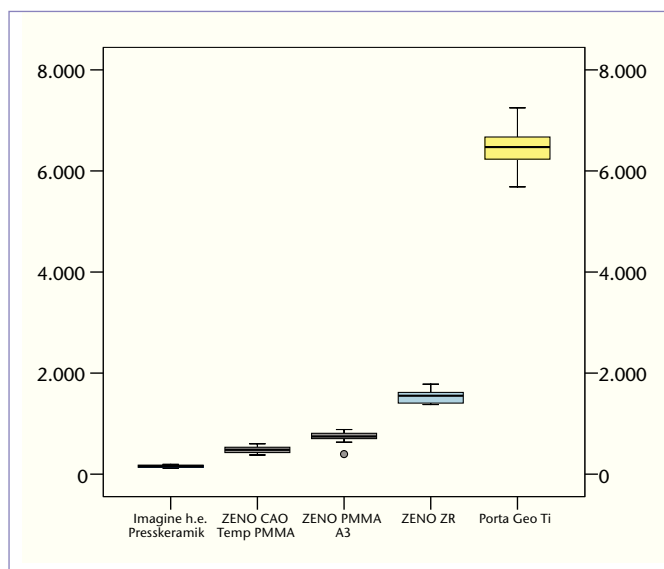


Fig. 13. Diagrama de caja de las cargas de rotura.

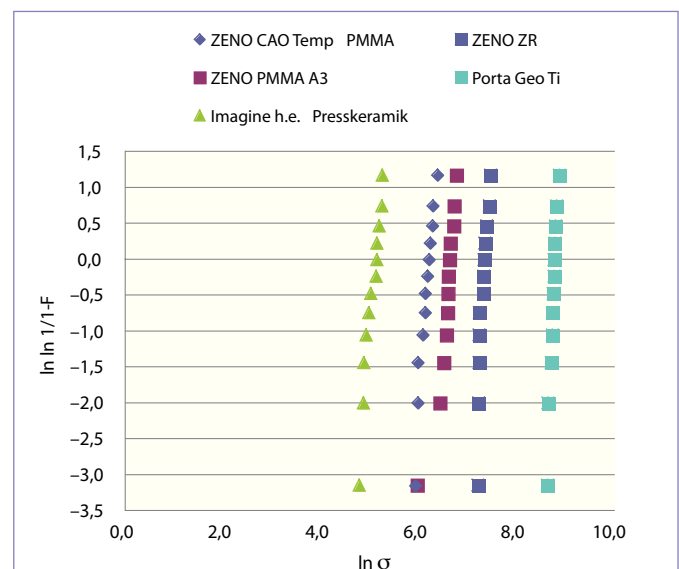


Fig. 14. La estadística de Weibull de las cargas de rotura.

Materiales	Valor promedio	Mediana	Módulo de Weibull
ZENO CAO Temp PMMA	482,2 ± 61,4 N	481,7 N	8,6
ZENO PMMA A3	734,1 ± 121,0 N	746,1 N	5,4
IMAGINE PressX	159,9 ± 25,0 N	162,2 N	7,5
ZENO ZR	1.558,3 ± 133,8 N	1.551,7 N	12,5
Porta Geo Ti	6.408,3 ± 433,2 N	6.472,5 N	17,3

Tabla 2. Valores promedio con dispersión y módulo de Weibull



Fig. 15a. ZENO CAO Temp PMMA.

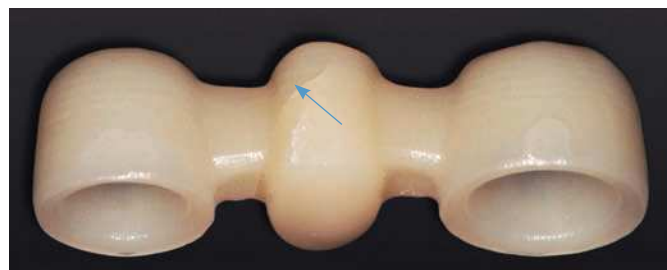


Fig. 15b. ZENO PMMA A3.



Fig. 15c. IMAGINE PressX.



Fig. 15d. ZENO ZR.

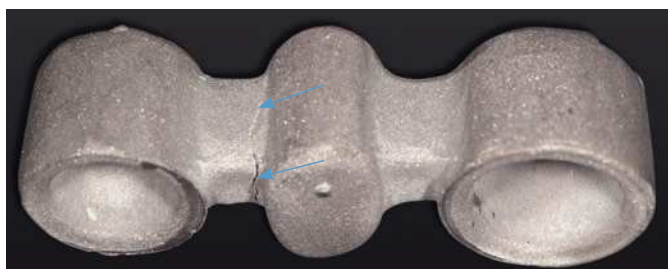


Fig. 15e. Porta Geo Ti.

Figs. 15a a 15e. Los patrones de rotura de los puentes medidos.

resina PMMA ZENO PMMA A3 se encontró un valor extraño situado en el área inferior de resistencia (pequeño círculo en la representación) que se sitúa claramente por debajo de los valores de carga de rotura. Llama la atención la escasa dispersión de los valores de medición, la cual se refleja en la estadística de Weibull (fig. 14). La pendiente de los valores de Weibull proporciona información sobre la fiabilidad del material. Cuanto más inclinada esté la curva, más fiable es el material. Dado que todos los puentes aquí medidos arrojaron una dispersión muy reducida, no pudieron determinarse grandes diferencias en cuanto a la pendiente de las curvas. Los valores de Weibull individuales se

recogen en la tabla 2. Las resinas, así como la cerámica vítrea, se mueven aproximadamente en el mismo rango, mientras que el dióxido de zirconio y sobre todo la aleación presentan un módulo de Weibull algo más elevado. En el caso de ZENO PMMA A3, debido al valor extraño, la pendiente arroja el valor más bajo de $m = 5,4$.

En todos los grupos se observó durante la medición la formación de una fisura en el pónico hacia el conector (fig. 15). Mientras que en todos los grupos sólo apareció una fisura durante la medición, los cuerpos de ensayo de cerámica vítrea y de dióxido de zirconio se rompieron por completo en la zona del conector.

Discusión Los análisis clínicos e in vitro de puentes fracturados demuestran que el punto de partida para la fractura de la reconstrucción casi siempre se sitúa en la zona de tracción en el lado inferior de la zona del conector, dado que es allí donde aparecen las mayores tensiones de tracción^{1,6-8}. Este comportamiento se observó también en todas las series aquí ensayadas. Tanto en las resinas como en la aleación de oro únicamente se formó una fisura, mientras que en los puentes de cerámica (dióxido de zirconio y cerámica vítrea) se formó una rotura a partir de la fisura.

Las fuerzas masticatorias en la región molar se establecen con un promedio de 400 N⁵. Todas las fuerzas máximas medidas en el presente estudio, excepto para la cerámica vítrea, se situaron por encima de las fuerzas masticatorias promedio. No obstante, en este punto conviene enfatizar que el uso de la cerámica vítrea para puentes está vetado ya por el propio fabricante.

En este estudio, los valores de carga de rotura de ambas resinas se situaron por encima de las fuerzas masticatorias promedio en la región molar. Así, según los resultados obtenidos puede decirse que las resinas CAD/CAM polimerizadas industrialmente pueden utilizarse como prótesis provisionales de larga duración para puentes de tres piezas.

En este estudio, los resultados más elevados correspondieron a las estructuras de oro. No sólo las excelentes cargas de rotura mecánicas, sino también los datos clínicos, corroboran la fiabilidad de las reconstrucciones metálicas. Si bien este material para estructuras se ha acreditado durante los últimos 40 años, esta técnica también presenta puntos débiles, como la biocompatibilidad limitada de las aleaciones o las posibilidades estéticas restringidas. La cerámica de alto rendimiento dióxido de zirconio elude estos inconvenientes. El dióxido de zirconio es claramente superior a todas las demás cerámicas en cuanto a resistencia a la flexión y tenacidad a la rotura². Nuestros resultados también confirmaron esta afirmación.

Conclusión Las estructuras de una aleación de oro arrojan los valores de carga de rotura más elevados con diferencia. La cerámica vítrea no es recomendable para un puente de tres piezas. Las resinas todavía poseen un gran potencial y ya hoy en día pueden utilizarse como prótesis provisionales de larga duración en vista de los valores de carga de rotura determinados por el presente estudio. El dióxido de zirconio ha alcanzado unos valores de carga de rotura muy elevados en este estudio in vitro estático. También varios estudios en vivo arrojan tasas de supervivencia elevadas.

Según este estudio, puede concluirse que el potencial de la gama de materiales resina, aleación de oro y dióxido de zirconio ofrece al protésico dental un espectro de materiales óptimo.

Los autores desean expresar su agradecimiento a la empresa Wieland Dental (Pforzheim, Alemania) por la puesta a disposición de los materiales y al protésico dental jefe Xavier Zahno de la Clínica de Prótesis de Coronas y Puentes, Prótesis Parcial y Ciencia de los Materiales de la Universidad de Zúrich por las fotografías de prótesis dental.

Agradecimiento

1. Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I: Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. Clin Oral Invest 1998;2:36.
2. Filser F, Eglin M, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. FEA study of DCM machined Zirconia vs Vita-Celay In-Ceram bridges. J Dent Res 1999;78:204, Abstr. No. 792.
3. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. Int J Computer Dent 2001;4:89-106.
4. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. Dental Mat 2007;23:1500-1505.
5. Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. Acta Odont Scand 1976;35:297-303.
6. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int 1996;27:701.
7. 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.
8. Lüthy H, Filser F, Gauckler L, Schärer P. Reliability of DCM machined Zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. J Dent Res 1999;78:205, Abstr. No. 793.
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 CH. 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 Implants 2008;19:326-328.
11. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. 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 dental prostheses. Clin Oral Implants 2008;19:326-328.
12. Stawarczyk B, Trottmann A, Fischer J. Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien. Quintessenz Zahntechnik 2008;34:412-421.
13. 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 Comp Dent 2001;4:89-106.
14. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comp Dent 2004;7:25-45.

Bibliografía

MSc Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk.

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich.

Plattenstrasse 11, 8032 Zúrich, Suiza.

Correo electrónico: Bogna.Stawarczyk@zzmk.uzh.ch

Correspondencia

MSc Dirk Jahn, nt-trading.

Ziegelgasse 6, 67433 Neustadt an der Weinstrasse, Alemania.

PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Jens Fischer, Prof. Dr. med. dent., y Christoph Hans Franz Hämmerle.

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich.

Plattenstrasse 11, 8032 Zúrich, Suiza.