

Valores de fracturas por carga en las prótesis parciales fijas (PPF) de cerámica con *cantilever* con diferentes diseños de estructuras

Brigitte Ohlmann, Dr Med Dent¹/Katrin Marienburg¹/Olaf Gabbert, Dr Med Dent¹/Alexander Hassel, PD, Dr Med Dent¹/Herbert Gilde, Prof Dr Rer Nat²/Peter Rammelsberg, Prof Dr Med Dent³

El propósito de este estudio consistió en evaluar los valores de las fracturas por carga (fractura-carga) en las prótesis parciales fijas (PPF) completamente cerámicas con *cantilever*. Se fabricaron 50 PPF utilizando un armazón de circonia para reemplazar un molar. Las PPF se dividieron en 5 grupos, con un diseño distinto de estructura para cada uno de ellos. Se midió la carga necesaria para provocar una fractura una vez aplicado el termociclado y una carga mecánica. Para el análisis estadístico se utilizó la prueba de la *U* de Mann-Whitney. Los valores medios de fractura-carga para los diferentes grupos se situaron entre 346 y 548 N. El refuerzo del hombro llevado a cabo en la cara oral de la pared oclusal arrojó unos valores superiores, mientras que el aumento del grosor de la pared del pilar distal no mejoró la resistencia a la fractura. Los resultados indican que las PPF totalmente de cerámica con *cantilever* deben recomendarse en los casos de sustitución clínica de un molar ausente. *Int J Prosthodont* 2009;22:49-52.

En los pacientes con crestas posteriores edéntulas, las prótesis parciales fijas (PPF) con *cantilever* constituyen una opción de tratamiento para la restauración protésica, aunque existen opiniones contradictorias acerca de su uso. Mientras que algunos autores han demostrado un aumento en el riesgo de fracaso, otros no han podido confirmar estos resultados negativos. Parece ser, no obstante, que las PPF con *cantilever* ofrecen ventajas en términos de bienestar y aceptación por parte del paciente, y el creciente incremento de la demanda de restauraciones exentas de metal ha permitido centrar la atención en este tipo de PPF totalmente cerámicas con *cantilever*. Sin embargo, se dispone de muy pocos datos sobre este tipo de PPF¹⁻³. A pesar de que se han registrado unos primeros resultados prometedores con PPF anteriores³ y posteriores¹ la fractura de la estructura sigue siendo un factor de riesgo, y todavía se cuestiona su utilidad como sustituto de molar ausente.

El objetivo de este estudio fue, por ello, evaluar los valores obtenidos de fractura-carga en los casos de prótesis

parciales fijas (PPF) con *cantilever* fabricadas con una estructura de circonia, y comprobar el efecto de este diseño de estructura sobre los valores de fractura-carga.

Materiales y métodos

Se fabricaron 50 PPF con *cantilever* con un armazón de circonia (Lava; 3M ESPE) y recubierto con la cerámica de recubrimiento apropiada (Lava Ceram). Las PPF se diseñaron como PPF de tres unidades, sustituyéndose un molar inferior con una longitud del tramo reducida de 7 mm y un área para el conector de 12 mm². Para el primero y segundo premolares inferiores del modelo de estudio de Frasaco se realizó una preparación para una corona completa (chámfer con una profundidad de 1,2 mm y un ángulo de convergencia de 6 grados). Para asegurar que la preparación fuera estandarizada, las preparaciones dentarias se llevaron a cabo con diamantes con un ángulo de incidencia de 3 grados con la ayuda de un paralelómetro.

Se procedió a la duplicación de los dientes preparados, y en cada caso, 50 pilares idénticos se colocaron en una aleación de Cr-Co (cromo-cobalto) (Remanium Star, Dentaurum). Para simular la movilidad fisiológica del diente, las piezas dentarias metálicas se recubrieron de un tubito o manguito termorretraible y se sumergieron en resina PMMA utilizando una llave de resina acrílica autopolimerizable preparada con antelación a la operación para asegurar su exacta colocación.

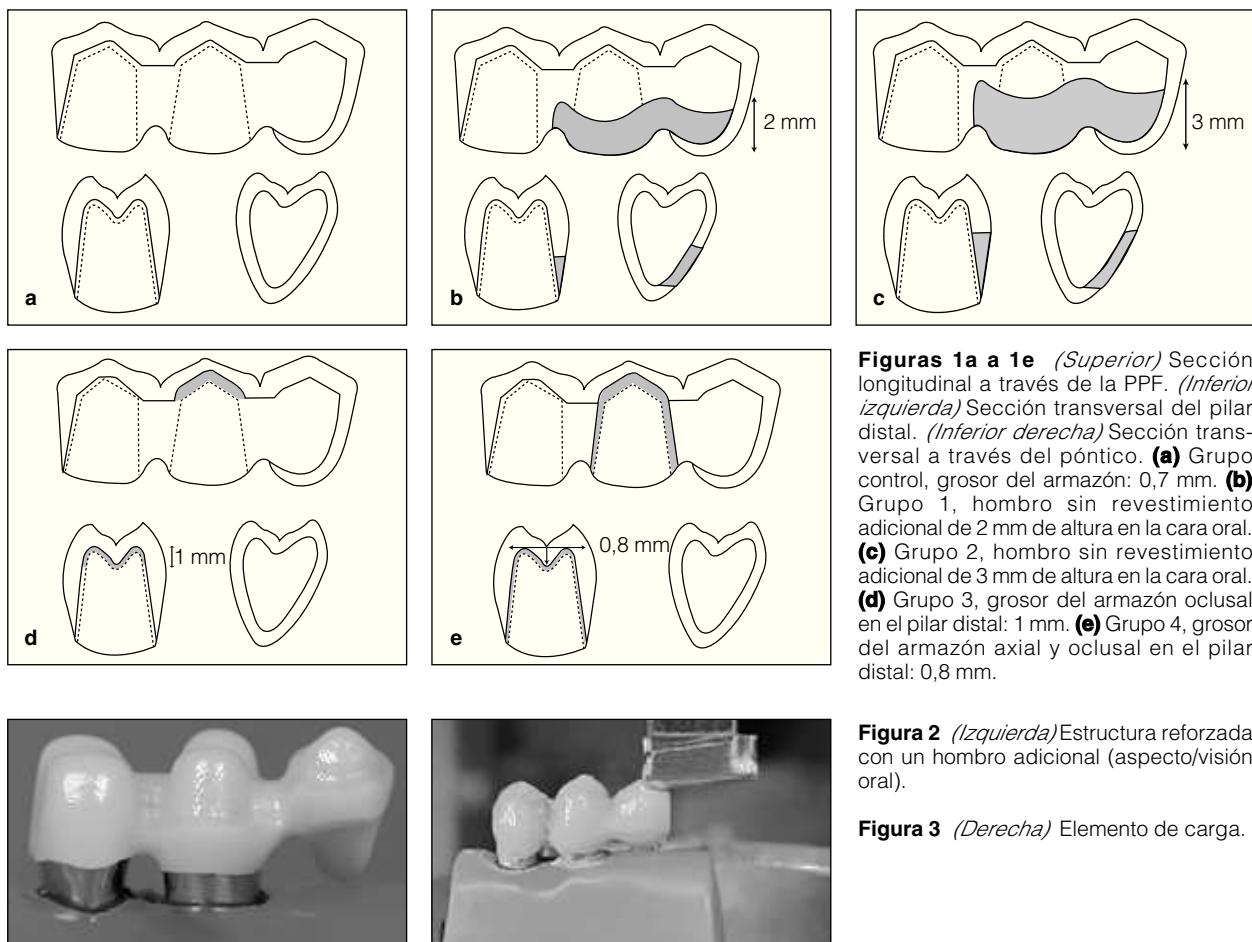
Se llevaron a cabo impresiones individuales con material de impresión de poliéster (Impregum; 3M ESPE). A continuación, se elaboraron 50 modelos con escayola resistente (Fujirock, GC America) para fabricar las PPF.

¹Assistant Professor, Department of Prosthodontics, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany.

²Professor, Section of Dental Material, Department of Prosthodontics, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany.

³Director, Department of Prosthodontics, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany.

Correspondencia: Dr. Brigitte Ohlmann, Department of Prosthodontics, University of Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg, Germany. Fax: 0049-6221-561775. e-mail: Brigitte_Ohlmann@med.uni-heidelberg.de



Figuras 1a a 1e (Superior) Sección longitudinal a través de la PPF. (Inferior izquierda) Sección transversal del pilar distal. (Inferior derecha) Sección transversal a través del póstico. (a) Grupo control, grosor del armazón: 0,7 mm. (b) Grupo 1, hombro sin revestimiento adicional de 2 mm de altura en la cara oral. (c) Grupo 2, hombro sin revestimiento adicional de 3 mm de altura en la cara oral. (d) Grupo 3, grosor del armazón oclusal en el pilar distal: 1 mm. (e) Grupo 4, grosor del armazón axial y oclusal en el pilar distal: 0,8 mm.

Figura 2 (Izquierda) Estructura reforzada con un hombro adicional (aspecto/visión oral).

Figura 3 (Derecha) Elemento de carga.

Los modelos se dividieron en 5 grupos ($n = 10$), atendiendo al diseño de la estructura:

- **Grupo control:** el grosor de la pared axial de los muñones de circonia fue constante (0,7 mm) (figura 1a).
- **Grupo 1:** hombro sin revestimiento de 2 mm de altura y 1 mm de anchura en la cara oral de la PPF (figura 1b).
- **Grupo 2:** hombro sin revestimiento de 3 mm de altura y 1 mm de anchura en la cara oral de la PPF (figura 1c).
- **Grupo 3:** el grosor de la pared oclusal del pilar distal se incrementó 1 mm (figura 1d).
- **Grupo 4:** el grosor total de la pared del pilar distal se incrementó 0,8 mm (figura 1d).

En comparación con el grupo control, la estructura de las PPF en los 4 grupos se había reforzado (figura 2)⁴.

Las estructuras se realizaron sobre los muñones de escaiola a partir de un bloque prefabricado de circonio a base de 3 mol% de circonio estabilizado con itrio, empleando el dispositivo de escaneado óptico del sistema Lava y la máquina de fresado (Lava Scan, Lava Form, 3M ESPE) y se sinterizó a 1.500 °C (Lava term). Las estructuras se revistieron con cerámica feldespática utilizando una llave de silicona prefabricada para asegurar un grosor idéntico de 1 mm.

Una vez completadas las PPF, fueron colocadas sobre los pilares de metal con la ayuda de un cemento híbrido (Rely X Unicem, 3M ESPE) mediante presión digital, siguiendo las instrucciones del fabricante. Las PPF se sometieron a 10.000 termociclos entre 6 y 60 °C (termociclador Willytec) y a 600.000 ciclos de una carga mecánica de 50 N a una frecuencia de 1,8 Hz (simulador masticatorio de eje dual Willytec) en la fosa distal del póstico. Tras la carga mecánica, se evaluaron las PPF bajo el estereomicroscopio, para determinar la existencia de líneas de fractura en la cerámica de recubrimiento. Posteriormente se determinaron los valores fractura-carga mediante una máquina de comprobación universal (1445, Zwick) aplicando una carga hasta que se produjera la fractura. En todos los especímenes se aplicó la misma fuerza sobre la cara distal de los pósticos: 0,5 mm/min¹; umbral de fractura para el corte: 100 N con una lámina de estaño de 3 mm entre el elemento de carga y el póstico, para evitar picos de fuerza local (figura 3). La carga se midió mediante una célula de carga (tipo U2A) que incluía medidores de tensión y después los valores de registraron en un ordenador (Zwick PC software).

Las zonas donde se produjeron las fracturas en el núcleo se evaluaron de forma macroscópica.

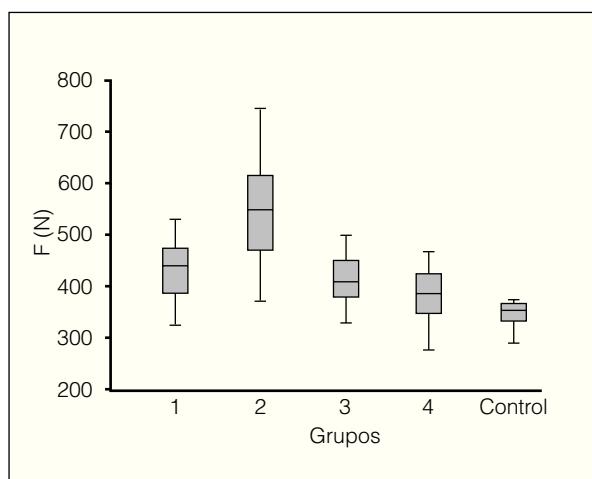


Figura 4 (Izquierda) Efecto del diseño de la estructura en los valores de fractura-carga. Grupo 1, hombro adicional de 2 mm de altura. Grupo 2, hombro adicional de 3 mm de altura. Grupo 3, grosor de la estructura oclusal aumentado en 1 mm. Grupo 4, grosor de la estructura axial y oclusal aumentado en 0,8 mm.

Figura 5 (Abajo) Fractura de la corona del pilar distal.



El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando la prueba de Kruskall-Wallis y la prueba de la U de Mann-Whitney (SPSS, versión 14.01S) con un nivel de significación estadística (α) de 0,05.

Resultados

Ninguna de las PPF se deslaminó tras haberlas sometido a termociclado y a una carga mecánica, y tampoco se observaron líneas de fractura en la cerámica de recubrimiento.

En el grupo control los valores de fractura-carga oscilaron entre 291 y 376 N, con una media de 346 ± 27 N. En el grupo 1 de las PPF (441 ± 65 N), el grupo 2 (548 ± 113 N) y el grupo 3 (417 ± 52 N) los valores de fractura-carga fueron significativamente superiores ($P \leq 0,001$) a los del grupo control (figura 4).

Por otro lado, el valor medio de fractura-carga para el grupo 4 (385 ± 55 N) no fue significativamente superior ($P = 0,063$) al del grupo control.

La mayoría de las líneas de fractura ($n = 43$) se localizaron dentro de la pared distal de la corona del pilar distal (figura 5).

Comentario

Si las PPF totalmente cerámicas con *cantilever* deben ser utilizadas como una opción de tratamiento para sustituir un molar ausente, se supone que deberán poder hacer frente a fuerzas masticatorias posteriores, de unos 700 N aproximadamente.⁵ Aunque los datos existentes sobre PPF convencionales elaboradas con un núcleo de circonia indican que pueden alcanzar valores de hasta 1.200 y 1.400 N, ninguna de las PPF con *cantilever* en este estudio alcanzó tales expectativas. Un motivo para haber obtenido estos resultados podría ser las propias características de que se ha dotado a este experimento, incluido el hecho de haber aplicado una fuerza únicamente sobre el lado distal del pótico, pues se creía que de este modo se conseguiría reproducir una situación de máxima tensión.

En comparación con estudios similares en los que se registraron valores de 291 N², los valores obtenidos en este

estudio fueron superiores. Sin embargo, al margen de haber utilizado materiales distintos y diseños de las preparaciones diferentes, el material del pilar también influyó en los valores obtenidos. Por ello, la aplicación de pilares de metal en este estudio pudo haber conllevado una sobreestimación de los valores de carga⁶.

Si se tiene en cuenta el modo de la fractura, la mayoría de las PPF del estudio de Koutayas y cols.² registraron fracturas en el área del conector, hecho que difiere de los resultados obtenidos en este estudio.

Durante mucho tiempo se ha considerado que el área del conector es la parte más vulnerable de una PPF de cerámica completa. Un análisis de elementos finitos que demuestra que el mayor estrés se produce en el área del conector confirma esta suposición⁷. Por ello, es de suponer que las líneas de fractura se localizarán en el área del conector, entre el pótico y el pilar distal. Contrariamente a estas expectativas, la mayoría de los conectores en este estudio soportan las fuerzas y las líneas de fractura se sitúan en la pared distal del pilar distal, lo que indicaría que el punto débil de las PPF con *cantilever* se sitúa en la pared de la corona del pilar distal. Estas observaciones tienen su explicación sobre la base de un vector de movimiento rotatorio alrededor del centro de las PPF⁸. La carga axial sobre la cara distal del pótico con *cantilever* puede generar fuerzas de reacción distales a la tensión de compresión sobre el pilar terminal, en la parte inferior de la pared distal de la corona, y fuerzas de resistencia en la parte superior.

Conclusión

Los resultados indican que las PPF con *cantilever* elaboradas con circonia no pueden recomendarse sin ciertas reservas, en los casos de sustitución de un diente posterior ausente.

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a 3M ESPE por haber proporcionado los materiales de este estudio y haberlo apoyado.

Bibliografía

1. Olsson KG, Fürst 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.
2. Koutayas SO, Kern M, Ferrarese F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2002;15:223–229.
3. 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.
4. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Biomechanics of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy. *J Prosthodont* 2004;13:90–100.
5. Gibbs CH, Mahan PE, Lundein HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443–449.
6. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22:176–182.
7. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273–278.
8. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibri W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1992;68:243–248.