

Prótesis parciales fijas de zirconio cementadas con resina adhesiva sobre el maxilar anterior

Martin Rosentritt, MS^a, Carola Kolbeck, DDS^b, Stefan Ries, DDS^c, Marlen Gross^d, Michael Behr, DDS, PhD^e, y Gerhard Handel, DDS, PhD^e

Objetivo: Determinar la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas cementadas con resina adhesiva (PPFRA) examinando la influencia del diseño de la estructura y la movilidad de los pilares.

Método y materiales: Las estructuras para las PPFRA se realizaron en zirconio (Cercon Base, Degudent) o en una aleación no preciosa (referencia; Dentitan, Elephant Dental) y se recubrieron con cerámica (Cercon Ceram S, Degudent). El diseño de la estructura de zirconio varió entre una PPFRA con 2 retenedores y 3 diferentes niveles de movilidad dental (grupos 1 a 3) y un cantilever con un retenedor y 2 diferentes grados de movilidad dental (grupos 4 y 5). Para conseguir diferentes grados de movilidad (rígidos, movilidad media, móviles), se cubrieron las raíces de los dientes con un material de poliéster de diferentes grosores. Todas las PPFRA se cementaron adhesivamente sobre dientes humanos preparados (Panavia 21 Ex, Kuraray). Los especímenes se sometieron a ciclos mecánicos ($1,2 \times 10^6$; 25 N) y térmicos ($6.000 \times 5^{\circ}\text{C}/55^{\circ}\text{C}$; 2 min por ciclo) y finalmente a carga hasta el fallo (máquina de pruebas universal 1445, Zwick) a una velocidad de 1 mm/min.

Resultados: La fuerza de fractura de la PPFRA de referencia (541 N) fue significativamente más elevada que

las de las dos PPFRA cantilever (grupo 4 = 271 N, grupo 5 = 104 N) y la de uno de los grupos con dos retenedores (el de pilares rígidos) (grupo 3 = 150 N). Con dos pilares móviles, la fuerza de fractura aumentó hasta 261 N (grupo 1) y con mezcla de dientes móviles y rígidos a 324 N (grupo 2). Las PPFRA de zirconio mostraron mejor supervivencia con movilidades dentarias mayores, pero el diseño de la estructura sólo demostró una influencia menor en la tasa de pérdida y en la resistencia a la fractura.

Conclusiones: Asumiendo que las fuerzas de masticación en las áreas anteriores se sitúan entre 200 y 300 N, las PPFRA de zirconio con 1 y 2 retenedores se pueden recomendar como adecuadas para este sector y como alternativas mínimamente invasivas a las PPFRA metal soportadas.

(Quintessence Int. 2008;39(4):313-9)

Las prótesis parciales fijas cementadas con resina adhesiva (PPFRA) con estructura de metal representan un método mínimamente invasivo y bien consolidado para el tratamiento de pérdida de dientes, sobre todo en pacientes jóvenes y en denticiones libres de caries o resistentes a la caries. A diferencia de las prótesis convencionales elimina muy poca sustancia dura sana de los dientes pilares. Las tasas de supervivencia de estas restauraciones a los 10 años varían entre un 60%¹ y un 95%², a los 13 años un 83% y hasta un 66% después de 20 años^{3,4}. La causa principal de fallo en las PPFRA soportadas con metal es el fracaso de la adhesión^{2,3}. Cuando esto ocurre sobre un solo pilar retentivo y no es advertido por el paciente, conduce a caries secundaria sobre los dientes pilares. El despegamiento se puede minimizar empleando formas de preparación retentivas con rieleras y cajas².

^aIngeniero. Departamento de Prótesis. Centro Médico de la Universidad de Regensburg, Regensburg, Alemania.

^bProfesor. Departamento de Prótesis. Centro Médico de la Universidad de Regensburg, Regensburg, Alemania.

^cPráctica Privada, Wertheim, Alemania.

^dPráctica Privada, Coburg, Alemania.

^eProfesor y Director. Departamento de Prótesis. Centro Médico de la Universidad de Regensburg, Regensburg, Alemania.

Correspondencia: Martin Rosentritt.

Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Centre, D-93042 Regensburg, Alemania.

Correo electrónico: Martin.Rosentritt@klinik.uni-regensburg.de

Las estructuras metálicas poco adecuadas pueden conducir a efectos insatisfactorios, como transparencia de los retenedores, cambios de color grisáceos y pérdida de translucencia de los dientes pilares. Estos problemas se pueden evitar empleando materiales para estructuras sin metal, como los materiales totalmente cerámicos. Sin embargo, la cerámica, a diferencia de las aleaciones, no resulta plástica sino quebradiza. Debido a la elevada resistencia flexural ($RF \approx 900$ MPa) y elevado módulo de elasticidad de Young ($E \approx 210$ GPa) de la cerámica, resultan más adecuados los muñones de zirconio que la vitrocerámica reforzada (Empress 2 [Vivadent]; $RF \approx 400$ MPa; $E \approx 100$ GPa) o la cerámica de óxido de aluminio (In-Ceram [Vita Zahnfabrik]; $RF \approx 400$ MPa; $E \approx 100$ GPa). La adhesión y ajuste de la fina y rígida PPFRA entre los dientes pilares produce tensiones elevadas sobre la unión adhesiva y sobre las áreas conectoras. Los niveles de movilidad diferentes de los dientes pueden originar fuerzas de torque adicionales sobre la PPFRA.

Las PPFRA cantilever, que superan a las PPFRA estándar que obligan a preparar dos dientes, permiten una ventaja adicional al preservar estructura dentaria sana. Estudios preliminares sobre esta materia muestran resultados prometedores^{5,7}, pero en las PPFRA cantilever, la tensión de curvatura puede conducir a despegamiento, fractura del conector, o incluso a la más grave fractura o pérdida de los mismos pilares. Por otro lado, las PPFRA cantilever que se

cementan de forma adhesiva sobre un solo diente pilar demuestran mejores propiedades de absorción de fuerzas que las PPFRA estándar. Koutayas et al informaron sobre tasas de fractura elevadas en PPFRA totalmente cerámicas con dos retenedores en comparación con versiones cantilever similares, subrayando la influencia que ejerce la dirección de la carga aplicada⁸. Un trabajo clínico sobre una PPFRA con un solo retenedor mostró resultados prometedores^{9,10}, y Kern⁶ demostró una tasa de supervivencia a los 5 años de aproximadamente un 74% en PPFRA de cerámica alúmina y 2 retenedores y de un 92% en PPFAs con un solo retenedor.

El propósito de este estudio fue evaluar la utilidad de PPFRA sin metal realizadas con muñones de zirconio empleando dos diseños diferentes sobre dientes con diferentes movilidades. Se investigaron la influencia del diseño y la movilidad de los dientes pilares sobre el comportamiento a la fractura en termociclos con carga mecánica, así como la resistencia a la fractura y el patrón de envejecimiento. La hipótesis de este estudio fue que la movilidad de los dientes pilares tendría una influencia significativa sobre la supervivencia y la resistencia a la fractura de PPFRA de zirconio.

Método y materiales

Ochenta dientes anterosuperiores humanos extraídos libres de caries (48 incisivos y 32 caninos) fueron limpia-

Tabla 1. Materiales, diseño y movilidad de los pilares, resistencia a la fractura, y tipo de fractura de PPFRA

| Grupo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|---|--------------------|--------------------|--------------------|------------------|-----------------|--------------------|
| Material | Zirconio | Zirconio | Zirconio | Zirconio | Zirconio | Aleación |
| Tipo | PPFRA ^a | PPFRA ^a | PPFRA ^a | Cantilever | Cantilever | PPFRA ^a |
| Movilidad dentaria ^b | 3-3 | 1-3 | 1-1 | 3 | 1 | 1-3 |
| Fallo durante TCCM (%) | 62,5 | 12,5 | 37,5 | 0 | 37,5 | 0 |
| Modo de fallo durante la prueba de fractura (%) | | | | | | |
| Fractura dentaria | 0 | 0 | 0 | 25,0 | 0 | 0 |
| Fractura de la estructura | 25,0 | 62,5 | 0 | 25,0 | 0 | 12,5 |
| Despegamiento | 12,5 | 0 | 62,5 | 12,5 | 62,5 | 25,0 |
| Astillamiento del recubrimiento | 0 | 25,0 | 0 | 25,0 | 0 | 62,5 |
| Resistencia media a la fractura media (N) | 261 (253/337) | 324 (252/377) | 150 (120/255) | 271 (206/334) | 104 (82/183) | 541 (291/914) |
| (25%/75%) | | | | | | |

TCCM: termociclaje y carga mecánica simultáneos.

^aPPFRA: diseño con dos retenedores. Obsérvese que había 8 PPFAs por grupo; en todos se prepararon 80 dientes: 4 grupos de PPFRA estándar y 2 grupos de cantilever.

^b1 = menos de 1 mm; 3 = más de 1 mm.

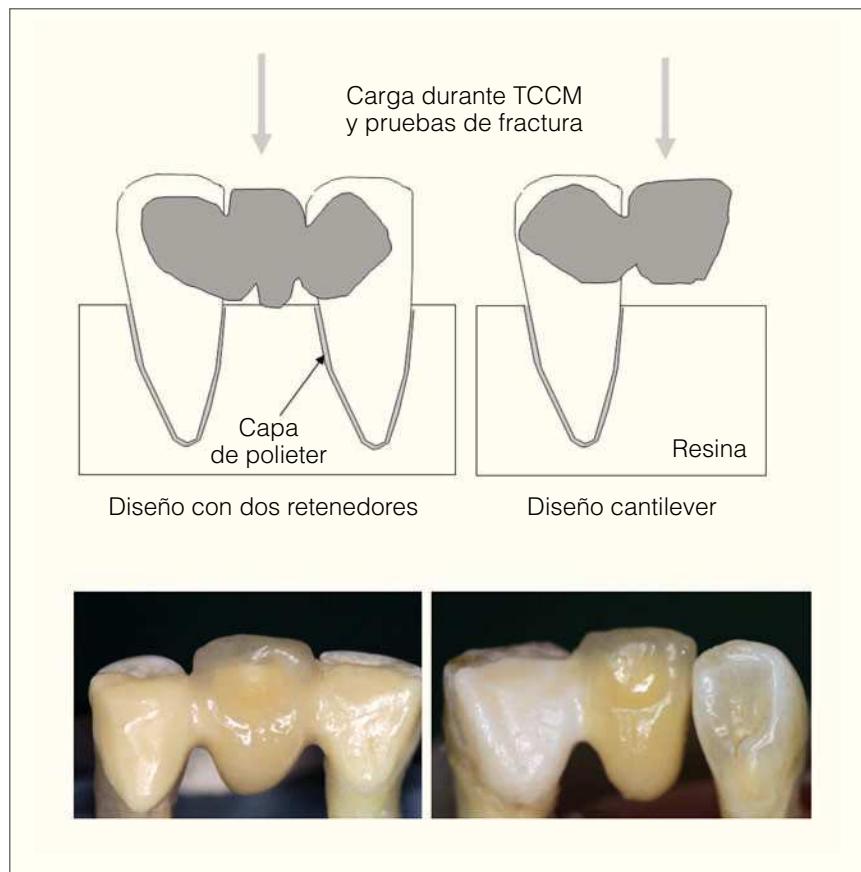


Figura 1. Diferentes diseños de PPFRA (con una capa de poliéster que simula el periodonto artificial; carga vertical durante TCCM y prueba de fractura). TCCM: termociclaje y carga mecánica simultáneos.

dos y almacenados en solución de cloramina (0,1%). Las raíces se cubrieron con una capa de poliéster (Impregum, 3M ESPE) para imitar el ligamento periodontal. Para conseguir simular diferentes grados de movilidad, se establecieron dos grosores diferentes de la capa de Impregum (0,7 mm para simular movilidades dentarias por debajo de 1 mm, y 1,0 mm para movilidades superiores a 1 mm). A continuación, todos los dientes se embebieron en bloques de resina (Technovit 4000, Heraeus Kulzer) con un ángulo de 135 grados entre el borde incisal y el plano horizontal. Los dientes se alojaron en 6 grupos que diferían en diseño, movilidad, material de restauración, y número de dientes pilares (tabla 1, fig. 1).

Todos los dientes pilares se prepararon de forma similar a las carillas con una reducción palatina de 0,2 a 0,3 mm. Se realizó un surco en la región del cíngulo (diámetro = 1 mm, profundidad = 0,5 mm) y una caja proximal en el lado del pónico. En los grupos 1 a 5, se realizaron PPFRA de zirconio con Cercon Base (Degudent), y en el grupo 6 (referencia), PPFRA de metal-cerámica con estructura de aleación no preciosa Dentitan (Elephant Dental). Todas las estructuras se recubrieron con cerámica Cercon Ceram S (Degudent). Los póni-

cos se fabricaron con una anchura de $6,8 \pm 1,0$ mm, un grosor de $2,9 \pm 0,4$ mm, y una longitud de $9,7 \pm 0,9$ mm. Las dimensiones de las alas de los retenedores fueron $7,1 \pm 0,9$ mm (anchura), $2,5 \pm 0,2$ mm (grosor), y $9,3 \pm 0,8$ mm (longitud). Las dimensiones de los conectores variaron entre un grosor de $2,5 \pm 0,6$ mm y una altura de $4,7 \pm 0,7$ mm. Las cajas proximales se prepararon con dimensiones de 2 mm en vestibulolingual, 2 mm incisocervicales, y 0,5 mm mesiodistales. Para mejor comparación de los resultados, se confeccionaron las estructuras de metal o de zirconio con dimensiones comparables.

Para el cementado adhesivo, los dientes pilares se limpian con piedra pómez y se grabaron con ácido fosfórico durante 60 s. Los retenedores de todas las PPFRA se pretrataron con el sistema triboquímico Rocatec (3M ESPE). Este método incrusta partículas de sílice en la superficie del substrato tratado. En un primer paso, se limpia la superficie y se activa mediante abrasión por aire con partículas (óxido de aluminio 110 μ m; Rocatec Pre). En el segundo paso, se lleva a cabo un tratamiento triboquímico con óxido de aluminio modificado con sílice (Rocatec Plus). Finalmente, se silaniza la superficie (ESPE Sil, 3M ESPE) para conseguir una unión química entre

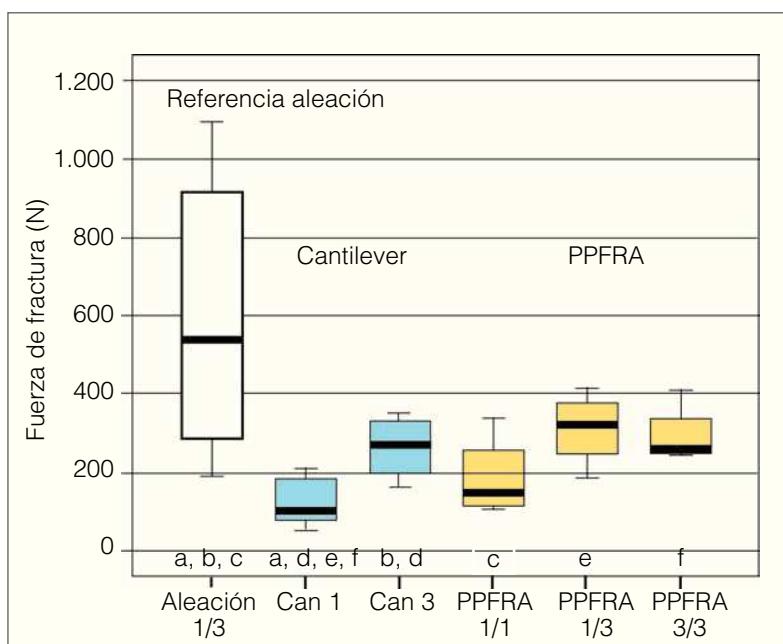


Figura 2. Fuerza de fractura (N) de PPFRAs después de TCCM (las letras idénticas indican diferencias significativas; los números muestran el estado de movilidad dentaria; 1 = por debajo de 1 mm; 3 = por encima de 1 mm. PPFRA: prótesis parciales fijas cementadas con resina adhesiva.

la superficie inorgánica que contiene el sílice incrustado y el cemento de composite. Después se cementaron las restauraciones con Panavia 21 Ex (Kuraray) y se almacenaron en agua destilada durante 24 h (37 °C).

A continuación se insertaron los especímenes en el simulador de masticación a un ángulo interincisal de 135 grados y se sometieron a termociclaje y carga mecánica simultáneos (TCCM) (ver fig. 1). La carga mecánica con una fuerza de 25 N se aplicó mediante incisivos antagonistas humanos articulados durante $1,2 \times 10^6$ veces (velocidad descendente: 140 mm/s) para simular la situación clínica. El tamaño incisal de los antagonistas era de aproximadamente 2,1 mm de grueso y 6,5 mm de ancho. Al mismo tiempo se realizó termociclaje simultáneo alternando 6.000 ciclos de cambios de agua destilada entre 5 °C y 55 °C (2 min por ciclo). Se dejó un espacio de 2 mm entre el pónico/retenedor y el material de incrustación para permitir el libre movimiento de las restauraciones.

Tras haber simulado la masticación, se cargaron todas las restauraciones remanentes hasta su fallo en una máquina de pruebas universal (UTM 1445, Zwick) a una velocidad de 1 mm/min, y se registraron las fuerzas de carga máximas. Se calcularon las medianas y los percentiles 25% y 75%, y se llevaron a cabo pruebas pareadas para estadística empleando la prueba U de Mann-Whitney con un nivel de significación de $\alpha = 0,05$. Además se describieron macroscópicamente los tipos de fallo: fractura dentaria, fractura de la estruc-

tura, despegamiento del retenedor, o astillamiento del recubrimiento.

Resultados

Durante el TCCM, 5 restauraciones (tasa de pérdida del 62,5%) del grupo 1 con pilares de movilidad similar fallaron por pérdida del cementado o por fractura del retenedor en un lado. Un diente pilar de este grupo se fracturó. En los pilares con diferente movilidad (grupo 2), una PPFRA de zirconio falló debido a una combinación de despegamiento y de fractura del retenedor sobre un pilar (pérdida del 12,5%). Los dos grupos con movilidad dentaria 1 (grupos 3 y 5) mostraron un 37% de fallos durante el TCCM, causados fundamentalmente por despegamiento. En las PPFRAs cantilever (grupo 5), se encontraron 2 fracturas del retenedor y una fractura del pilar. En el grupo 3, todas las restauraciones fallaron por fractura del pilar. La PPF cantilever con movilidad dentaria 3 (grupo 4) y las restauraciones de metalcerámica (grupo 6) no mostraron pérdidas durante el TCCM.

Las fuerzas de fractura de las PPFRAs remanentes después de TCCM se muestran en la figura 2 y en la tabla 1. Las prótesis de referencia de metal (grupo 6) fueron las que mostraron resultados de fuerza de fractura más elevados (541 N), significativamente mayores que los resultados de los grupos cantilever (grupo 5: 271 N, $P = 0,01$; grupo 4: 104 N, $P = 0,05$) y grupo 3 con 2 retenedores (150 N, $P = 0,03$). En dos grupos de PPFRAs

(grupo 1: 261 N, $P = 0,01$; grupo 2: 324 N, $P = 0,03$) se encontraron resultados significativamente más elevados en comparación con el grupo 6 cantilever con aleación. El grupo cantilever con movilidad dentaria más elevada (grupo 4) obtuvo una resistencia a la fractura todavía significativamente más elevada ($P = 0,02$) que las prótesis cantilever con menor movilidad (grupo 5). La tabla 1 ofrece información adicional sobre los modos de fallo durante las pruebas de fractura.

Discusión

Antes de aplicar un nuevo material o de emplear un nuevo diseño de restauración en situaciones clínicas, es necesario estudiar sus propiedades en pruebas de laboratorio. Los aparatos *in vitro* se emplean para simular las condiciones orales, como las fuerzas de masticación, temperaturas cambiantes, y humedad y torques resultantes de la movilidad dentaria¹¹. Los estudios revelan que las simulaciones *in vitro* ofrecen resultados aceptables para estimar la utilidad *in vivo* de las PPFAs con metal¹², y se ha demostrado que los parámetros imitan de forma fiable las situaciones clínicas¹³. Aunque estos resultados no deben compararse con situaciones clínicas sin discusión, pueden aportar información valiosa sobre el comportamiento clínico de las restauraciones dentales.

Las PPFAs de metal investigadas mostraron unas resistencias a la fractura media dobles a las de las PPFs de zirconio más rígidas, pero esto se combinó con una gran desviación en los resultados de fractura. La comparación directa entre PPFAs de zirconio con dos retenedores y de metal con idéntica movilidad de los pilares reveló resultados de fractura no significativamente diferentes. Las altas variaciones en los resultados del grupo con metal pueden atribuirse a diferencias en el modo de fallo. La mayoría de las PPFAs con metal mostraron astillamiento del recubrimiento pero se pudo determinar que los fallos extremos fueron resultado de despegamiento o de alguna “burbuja”, que causó fractura precoz de la estructura. El grupo cantilever con alta movilidad de los pilares mostró valores de fractura comparables a los del grupo de zirconio con dos retenedores pero una tasa de pérdida aún menor. Comparando los resultados *in vitro* con las tasas de supervivencia clínicas¹⁻³, en todo caso puede esperarse un comportamiento clínico ligeramente peor de las PPFAs de zirconio. Un estudio preliminar *in vitro*⁶ reseñó tasas de fallo entre el 74% y el 67% (fractura unilateral) para PPFAs con doble retención.

Contrariamente a las expectativas, las PPFs cantilever mostraron sólo una resistencia a la fractura y tasa de fallo ligeramente menores que las PPFs de zirconio

con dos retenedores con movilidades dentarias comparables. En el diseño cantilever, la fuerza de la masticación no se distribuye de forma equilibrada sobre los dos pilares como en las restauraciones con dos retenedores. Respecto a la amplitud del cantilever, la acción de palanca resulta en una fuerza y torque múltiples, que conducen a despegamiento o a fractura. Las restauraciones totalmente cerámicas muestran alta susceptibilidad al agrietamiento, torque, y doblado. El crecimiento subcrítico de grietas, el aumento de las facetas de desgaste, y los ataques hidrolíticos pueden conducir a un fallo brusco de las restauraciones. Entonces hay que asumir que o bien hay que distribuir la fuerza de la masticación de forma regular sobre el pilar y el cantilever o que las restauraciones cantilever tienen una mayor capacidad de absorción de fuerzas y choques. En este caso, un torque más elevado sobre el pilar puede causar complicaciones a largo plazo, como aflojamiento o fractura del diente. Hay que tener en cuenta también que los nanorreceptores *in vivo* protegen a las PPFAs¹⁴ regulando la fuerza de mordida en relación con la resistencia de la restauración.

No obstante, la resistencia a la fractura de las PPFAs con dos retenedores que sobrevivieron al TCCM (movilidad 1/3 y 3/3) no fue significativamente diferente, mientras que la tasa de pérdida de las restauraciones sobre dos dientes pilares móviles fue claramente superior. Fue llamativo que, basándose en la movilidad de los pilares, la resistencia a la fractura aumentó y la tasa de pérdidas disminuyó hasta cierto punto. Esto señala a la influencia directa de los pilares y apoya la hipótesis de la mayor capacidad de absorción de choques/fuerzas o, lo que es lo mismo, sistema regulatorio de protección de la restauración. Todo esto se aclarará mejor cuando se lleven a cabo nuevas investigaciones sobre la deformación de los dientes pilares bajo la masticación.

Estos resultados de fractura fueron comparables a los de una investigación de Koutayas et al¹⁵, que encontraron fuerzas de 313 N (2 retenedores) y 291 N (un solo retenedor) en PPFAs realizadas en cerámica de óxido de aluminio. La dirección de la carga tenía una influencia significativa sobre este tipo de PPFAs, reduciendo los resultados de 233 N (carga en 0 grados) a valores entre 134 N y 174 N bajo un ángulo de 45 grados⁸. Las PPFAs de zirconio no mostraron ventajas a pesar de su módulo de elasticidad y resistencia más elevados. En contraste con los fallos clínicos (despegamiento) de las PPFs de óxido de aluminio, el zirconio de alta resistencia causó despegamientos o fracturas del pilar *in vitro*. Aunque en este estudio se aplicó el sistema triboquímico Rocatec por estar recomendado para mejorar la adhesión a

la cerámica de zirconio¹⁶, las tasas de despegamiento elevadas siguen indicando una adhesión insuficiente entre el cemento y el zirconio. La fractura del diente representaría el peor escenario posible, pero la adhesión limitada entre el zirconio inerte y el cemento de resina presumiblemente causa despegamiento en condiciones clínicas⁶.

Conclusiones

La hipótesis de que la movilidad de los pilares tendría una influencia clara sobre la supervivencia y resistencia a la fractura de las restauraciones fue confirmada. Las PPFRA de zirconio muestran una mejor longevidad cuando los pilares exhiben mayor movilidad. El diseño de las PPfs de zirconio tuvo sólo una influencia limitada sobre la tasa de pérdida durante el termociclaje y carga mecánica y sobre la resistencia a la fractura con el envejecimiento. Asumiendo que las fuerzas de masticación en las áreas anteriores se sitúan entre 200 y 300 N^{17,18}, las PPFRA de uno y dos retenedores resultan adecuadas como alternativas provisionales mínimamente invasivas a las PPFRA soportadas por metal convencionales. Se requieren estudios a largo plazo antes de poder recomendarlas en clínica.

Bibliografía

1. Probster B, Henrich GM. 11-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:259-268.
2. Behr M, Leibrock A, Stich W, Rammelsberg P, Rosentritt M, Handel G. Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an on-going prospective study begun in 1985. *Clin Oral Investig* 1998;2:31-5.
3. Ketabi AR, Kaus T, Herdach F, et al. Thirteen-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2004;35: 407-410.
4. De Backer HVHG, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006;19:143-153.
5. Wolfart S, Kern M. A new design for all-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: A report of 2 cases. *Quintessence Int* 2006; 37:27-33.
6. 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.
7. Botelho MG, Chan AW, Yiu EY, Tse ET. Longevity of two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *Am J Dent* 2002;15: 295-299.
8. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000;83:540-547.
9. Komine F, Tomic M. A single-retainer zirconium dioxide ceramic resin-bonded fixed partial denture for single tooth replacement: A clinical report. *J Oral Sci* 2005;47:139-142.
10. Ries S, Wolz J, Richter EJ. Effect of design of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures on clinical survival rate. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:143-149.
11. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-36.
12. Behr M, Hindelang U, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2000;4:25-30.
13. 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.
14. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 2000;45:1033-1041.
15. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso 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.
16. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95:430-436.
17. Korioth T, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997;30: 631-633.
18. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odont Scand* 1977;35: 297-303.