

Adaptación marginal de un sistema de dentaduras parciales fijas de incrustaciones de composite reforzado con fibra y dos sistemas totalmente cerámicos

Carlo Monaco, DOS, PhD^a / Ivo Krejci, Dr Med Dent^b / Tisiana Bortolotto, DMD^c / Nikolaos Perakis, DOS, DMD^d / MarcoJerrari, MD, DOS, PhD^e / Roberto Scotti, MD, DOS^f

Objetivo: El objetivo de este estudio *in vitro* consistía en evaluar la adaptación marginal y la retención de dentaduras parciales fijas de incrustaciones (DPFI) fabricadas con un composite reforzado con fibra y con dos materiales cerámicos diferentes, utilizando para ello el análisis *cuantitativo* con el microscopio electrónico de barrido tras el ciclado térmico y la carga mecánica, que simulaban aproximadamente 5 años de servicio oral. **Materiales y métodos:** En este estudio se evaluaron 18 DPFI fabricadas con composite reforzado con fibra (SR Adoro/Vectris), óxido de circonio-TZP (Cercon) y circonita parcialmente estabilizada con magnesia (DC-Leolux) cubiertas con cerámicas a base de silicio. Las muestras fueron sometidas a cargas mecánicas en la cúspide vestibular del elemento pónico en un masticador controlado por ordenador con 1.200.000 ciclos mecánicos semisinusoidales de 49 N como máximo cada uno a una frecuencia de 1,7 Hz. Simultáneamente, se realizaron un total de 3000 termociclos a 5 °C y 55 °C, de dos minutos cada uno. Seguidamente, se analizó la adaptación marginal a nivel de la superficie de unión entre el cemento de composite y la *incrustación/onlay* del pilar (CI) y de la superficie de unión entre el diente y el cemento de composite (TC). **Resultados:** Los porcentajes de margen continuo en la interfase CI fueron de 94,6 ± 3,1 y 88 ± 6,7 para Adoro/Vectris, 92,9 ± 5 y 85,7 ± 6,1 para Cercon, y 96,2 ± 2,1 y 82,2 ± 9,8 para DC-Leolux, respectivamente, antes y después de la carga. Los porcentajes de margen continuo en la interfase TC fueron de 86,7 ± 6,7 y 62,5 ± 16,4 para Adoro/Vectris, 93,3 ± 3,4 y 83,2 ± 5,9 para Cercon, y 96,1 ± 2,4 y 75,3 ± 7 para DC-Leolux. Se observaron diferencias estadísticamente significativas tras la carga entre el composite reforzado con fibra y los dos sistemas cerámicos a nivel de la interfase TC. **Conclusiones:** Dentro de las limitaciones de este estudio experimental a causa del tamaño de la muestra y los vectores de contacto, los resultados han demostrado que la flexibilidad de la estructura puede influir considerablemente en la adaptación marginal de las DPFI. Con materiales más rígidos se podría transferir menos tensión a los márgenes, consiguiendo de ese modo una adhesión más estable a los tejidos dentales. *Int J Prosthodont* 2006; 19:373-382.

^aResearcher, Division of Prosthetic Dentistry, Department of Oral
^bProfessor and Chairman, División of Cariology and Endodontology,
University of Geneva, Geneva, Switzerland. ^cAssistant, Division of
Cariology and Endodontology, University of Geneva, Geneva,
Switzerland.
^dAssistant Professor, Department of Prosthetic Dentistry, School of
Dentistry, University of Bologna, Bologna, Italy.
^eDeen, School of Dental Medicine, and Professor and Chair,
Department of Restorative and Dental Materials, Policlinico Le
Scotte, University of Siena, Siena, Italy.
^fProfessor and Dean, Division of Prosthetic Dentistry, Department of
Oral Sciences, University of Bologna, Bologna, Italy.

Para la ausencia de dientes individuales se puede recurrir a distintos tratamientos de reconstrucción. El método tradicional consiste en la reconstrucción con una dentadura parcial fija (DPF) ceramometálica convencional. Para esta técnica se necesita una preparación de cubierta completa de los dientes utilizados como pilares. Debido a ello, se destruye una cantidad importante de estructura dental sana durante la preparación². Esto resulta especialmente problemático en los dientes sanos y jóvenes con cámaras pulpares muy amplias. Con el objeto de limitar esta destrucción, y gracias a la evolución de la odontología adhesiva³ y la implantología, las DPF adhesivas⁴ y los implantes dentales representan las alternativas disponibles actualmente. Estos tratamientos presentan varias ventajas sobre las DPF convencionales, especialmente en lo que se refiere a la conservación de la estructura dental y a la reversi-

bilidad⁶. No obstante, cuando los implantes están contraindicados o el paciente no los acepta, se puede optar por otras opciones de restauración sin metal. Los composites y las cerámicas se adhieren mejor que las aleaciones metálicas a los cementos de composite, demuestran un comportamiento biomecánico más aceptable y proporcionan mejores resultados estéticos. Las DPF de incrustaciones, de *onlays* y ancladas a coronas parciales pueden adherirse a los dientes contiguos y proporcionan unos resultados aceptables a corto plazo^{7,8}. Se ha propuesto utilizar composites reforzados con fibra (CRF)⁹, cerámicas reforzadas de alta resistencia¹⁰ y una combinación de estos dos materiales¹¹ para fabricar DPF de incrustaciones sin metal (DPFI).

Los CRF representan un nuevo grupo de materiales con bastante menos antecedentes de uso que otros materiales más tradicionales. Se ha comprobado que la fibra de vidrio mejora considerablemente la resistencia de los polímeros dentales cuando se silaniza y se preimpregna con el polímero¹². Parece que la combinación de composite y fibra resiste mejor a las tensiones y facilita los trabajos en el laboratorio, ya que no es necesario el colado¹³. En estudios de simulación de las tensiones orales, las DPFI fabricadas con CRF demostraron mayor resistencia a la fractura y mejor adaptación marginal que las restauraciones totalmente cerámicas¹⁴.

Está aumentando rápidamente el interés de los profesionales por los sistemas totalmente cerámicas conforme se van desarrollando y comercializando materiales más fuertes y resistentes, junto con nuevas tecnologías de procesamiento. Recientemente, estas investigaciones han conducido a la aplicación en odontología de cerámicas a base de circonita. Por otra parte, el diseño y la fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) se encuentran entre los avances más recientes en la tecnología dental para la fabricación directa de restauraciones totalmente cerámicas¹⁵. Para simular el aspecto de la dentición natural hay que recubrir la estructura con una porcelana feldespática convencional. Puede que haya que realizar ajustes mediante tallado para mejorar el ajuste de la restauración, y a menudo se abrasa con un chorro de arena la superficie interna de la restauración para mejorar la adhesión del cemento adhesivo a la estructura¹⁶. Se añade óxido de itrio, un óxido estabilizante, para estabilizar la circonita pura (Y-TZP) a temperatura ambiente y para obtener un material multifase conocido como circonita parcialmente estabilizada. La Y-TZP debe su gran resistencia inicial y su resistencia a la fractura a las propiedades físicas de la circonita parcialmente estabilizada. La denominada capacidad de endurecimiento por transformación de la Y-TZP (transformación de una estructura cristalina tetragonal en una estructura monoclinica más voluminosa que evita la propagación de las grietas) contribuye a la resistencia y la dureza de la cerámica^{17,18}. En estudios *in vitro* con muestras de Y-TZP se ha logrado una resistencia a la flexión de 900-1200 MPa. Los materiales a base de Y-TZP han demostrado una resistencia a la fractura de 9-10 MPa m^{1/2}, casi el doble de la demostrada por los materiales a base de alúmina, y casi el triple de la demostrada por los materiales a base de disilicato de litio¹⁹. En un estudio *in vitro* realizado con DPF de Y-TZP sometidas a cargas estáticas se obtuvo una resistencia a la fractura superior a 2000 N²⁰. 125

Todavía no sabemos las fuerzas de carga que pueden soportar y el grado de adaptación marginal que se pueden conseguir utilizando CRF y sistemas cerámicas de alta resistencia en restauraciones de DPFI. Las propiedades mecánicas más destacadas para poder reducir los fallos clínicos durante la carga son la resistencia a la flexión y la resistencia a la fractura, pero es poca la información de la que disponemos a este respecto en relación con las DPFI. Dado que el fallo mecánico se debe en la mayoría de los casos a las tensiones excesivas o la deformación, que pueden tener un efecto destructivo sobre la interfase diente-restauración, es muy importante conocer perfectamente los campos de tensiones que se generan en las DPF. Por una parte, algunos estudios de análisis de elementos finitos^{21,22} parecen indicar que las DPFI fabricadas con CRF pueden representar una alternativa viable a las DPF tradicionales, más invasivas. Gracias a su elasticidad, el composite puede prevenir el desarrollo de tensiones perjudiciales en la interfase adhesiva, y las fibras de refuerzo pueden proteger el pónico frente a una deformación excesiva, permitiendo de ese modo que la restauración pueda soportar grandes cargas funcionales. Por otra parte, las DPFI de circonita-cerámica han demostrado mayor resistencia a la fractura que las DPF ceramometálicas y vitrocerámicas; además, los fallos de las DPF totalmente cerámicas fueron siempre de tipo cohesivo (en la zona de conexión, que representa la parte más débil de la DPF)²³.

Estos estudios ofrecen una mejor comprensión de varias cuestiones biomecánicas, pero no aclaran la adaptación marginal a la interfase restauración-diente durante la oclusión y presión. Aunque estos nuevos materiales han mostrado un comportamiento mecánico positivo, se deberían realizar más investigaciones sobre su calidad marginal.

El objetivo de este estudio *in vitro* consistía en evaluar la adaptación marginal de DPFI fabricadas con un CRF y con dos materiales diferentes totalmente cerámicas de alta resistencia; para esta evaluación se utilizó el análisis cuantitativo con el microscopio electrónico de barrido (MEB) tras el ciclado térmico y la carga mecánica simultáneas con líquido dentinario para simular aproximadamente cinco años de servicio oral. La hipótesis nula establecía que no había diferencias entre la adaptación marginal de las DPFI antes y después de la prueba de fatiga al utilizar materiales con diferentes resistencias a la flexión y módulos de Young.

Materiales y métodos

Para este estudio se seleccionaron 36 molares y premolares humanos libres de caries, de tamaño prácticamente idéntico, con raíces totalmente desarrolladas, conservados en una solución de timol al 0,1%. Estos dientes fueron repartidos aleatoriamente en tres grupos iguales. Se selló el ápice de cada raíz con un sistema adhesivo y composite (Dptibond FL, Kerr) sin extraer el tejido pulpar, y se fijó con el composite a una base de aluminio.

Después, se sumergieron los dientes y las bases de aluminio en una resina autopolimerizable (Technovit4071, Heraeus-Kulzer) hasta una profundidad apical equivalente a dos tercios de la longitud radicular para conseguir un soporte



Fig. 1 El dispositivo de sujeción. Se juntaron los dientes en un mismo bloque a una distancia de 10 mm para evitar cualquier movimiento.

Figs. 2a y 2b La preparación para el *onlay* el molar (a) y la cavidad para la incrustación en el premolar (b) tenían el margen mesial en el esmalte (*izquierda*) y el margen distal en la dentina (*derecha*). Los márgenes fueron divididos en diferentes partes para poder efectuar un análisis selectivo de la adaptación marginal. A-8: esmalte oclusal; 8-C, D-E: esmalte aproximal; C-D: esmalte cervical; F-G, H-I: dentina aproximal; G-H: dentina cervical.

resistente a cargas intensas. Se bloqueó cada pareja de dientes (un molar y un premolar) con la misma resina autopolimerizable, dejando una distancia de 10 mm entre ellos para evitar el desplazamiento durante la preparación, la impresión y el cementado. De este modo, el dispositivo simulaba un espacio edéntulo dejado por la pérdida de un molar. A modo de soporte para las DPFI se empleó un dispositivo de sujeción de plástico con dos agujeros. Seguidamente, se colocaron en el dispositivo de sujeción dos amortiguadores de goma que sobresalían ligeramente por encima de los agujeros para simular la elasticidad del periodoncio humano²⁴. Se perforaron en los amortiguadores de goma unos agujeros excéntricos para dejar una mayor distancia entre los pilares y aumentar la inclinación de los mismos hacia el hueco durante la aplicación de la carga. Los amortiguadores de goma tenían el mismo diámetro que las bases de aluminio. De este modo, la carga se distribuía uniformemente por la estructura subyacente, evitando así interferencias con la adaptación marginal^{25,26}. Seguidamente, se creó un dispositivo de sujeción con la misma distancia entre los amortiguadores de goma (fig. 1). Para simular la presión intrapulpar durante la preparación de la cavidad y el cementado, se preparó una cavidad cilíndrica en cada cámara pulpar 1,5 mm por debajo de la unión esmalte-cemento. Se cementó dentro de la cavidad un tubo metálico de 1,4 mm de diámetro, utilizando para ello el mismo adhesivo y composite usados para fijar las raíces a las bases. Para evacuar la cámara pulpar se empleó una bomba de vacío (Vacubrand) unida a un tubo de conexión de circona, lleno con una mezcla de suero equino sin burbujas (PAA Laboratories) y una solución salina tamponada con fosfato (pBS, Oxoid) con la ayuda de una *válvula* de tres vías, y seguidamente se conectó a un frasco de infusión de suero, colocado verticalmente 34 cm por encima de la muestra para simular la presión hidrostática normal de 25 mm Hg en el interior del diente hasta la conclusión de la prueba.

Preparación de los dientes

Se realizaron diferentes preparaciones de cavidades en los dientes para simular esta situación crítica tan frecuente y

dejar espacio para las diferentes estructuras. Para preparar las cavidades se utilizó una fresa rotatoria de diamante (25-80 um de tamaño del grano, FG 8113NR, 3113NR; Intensiv; Sirius 180 XL pieza de mano de contraángulo rojo, MicroMega) refrigerada con agua.

La preparación para la incrustación en el premolar consistió en una cavidad mesial-oclusal-distal con el borde mesial en la dentina 1 mm por debajo de la unión cemento-esmalte (UCE), y el margen distal en el esmalte 1 mm por encima de la UCE. La anchura vestibulopalatina era de 3 mm en el margen cervical y aumentaba a 4 mm en la parte superior de la cavidad; la anchura de la preparación cervical era de 2 mm, similar a la profundidad oclusal. La preparación para el *onlay* el molar era una cobertura parcial de dos cúspides con el margen mesial en la dentina 1 mm por debajo de la UCE y el margen distal en el esmalte 1 mm por encima de la UCE. La anchura vestibulopalatina era la misma que la utilizada en la preparación del premolar, y la reducción de las cúspides era de 2,5 mm, con 2 mm de profundidad oclusal en la fosa central (figs. 2a y 2b).

Inmediatamente después de preparar los dientes, se sellaron todas las superficies dentinarias con un sistema adhesivo en tres pasos (Optibond FL, Kerr; lote n.º 25881). Seguidamente, se aplicó ácido fosfórico (Ultraetch, Ultradent) a la dentina durante 15 segundos y después se enjuagó durante 30 segundos. Se extendió la imprimación sobre la dentina durante 30 segundos con un microcepillo, sin restregar, y después se aplicó el adhesivo a la dentina. Después de un tiempo mínimo de penetración de 20 segundos, se redujo el espesor de la capa de resina con aire y se polimerizó (Optilux 500, Demetron) durante 50 segundos. Por último, se finalizaron las líneas de acabado de la cavidad a nivel de la unión a tope bajo un estereomicroscopio (Leica MZ5) utilizando una fresa de diamantes (25 um de tamaño de grano, n.º 3113 NR) refrigerada con agua. Se utilizó esa misma fresa de diamante para eliminar el adhesivo polimerizado únicamente de las líneas de acabado del esmalte de la cavidad, sin tocar la dentina sellada. Se obtuvieron impresiones con siloxano de polivinilo Imprint II (3M ESPE) con una técnica de mezcla simultánea, de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Se fabricaron restauraciones provisionales con Fermit N (Ivoclar Vivadent) y se insertaron sin cemento provisional para simular la intervención clínica.

Proceso de fabricación en el laboratorio

Se fabricaron 18 DPFI utilizando tres materiales diferentes con distintas resistencias a la flexión ν rnódulos de Young. En este estudio se investigó el CRF (SR Adoro/Vectris, Ivoclar Vivadent) (figs. 3a y 3b), el óxido de circonio-TZP (Cercon, DeguDent) y la circona parcialmente estabilizada con magnesia (DC-Leolux, DCS Dental) cubierta con cerámica de sílice (figs. 3a y 3b).

El sistema CRF (grupo 1) estaba constituido por dos materiales: fibras de vidrio con diferentes orientaciones (Vectris) y un composite de microfibra (Adoro) para el recubrimiento de la estructura de fibra. Se premodeló el diseño de la estructura de fibra de vidrio con una resina fotopolimerizable (Spectra Tray, Ivoclar) para conseguir la forma ovalada, y se comprobó su espesor con el modelo de moldeado. Seguidamente se incluyó el modelo en una pasta para impresiones de silicona transparente (Transil) para crear un molde. Después, se eliminó la resina y se aplicaron las fibras al molde de silicona. Se condensaron las fibras preimpregnadas del pntico en un proceso de polimerización de *deep-drawing*. Tras un ciclo de procesos de formación al vacío y de fotopolimerización posterior en una unidad VS1 (Ivoclar Vivadent) durante 10 minutos de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, se aplicó el chorro de arena al CRF usando el sistema Rocatec (3M ESPE) con un tamaño de grano pequeño (80 μ m) a una presión de 2,5 bares durante 10 segundos, y después se trató con silano (Wetting agent, Ivoclar Vivadent). Se colocó sobre la estructura del pntico una lámina de estructura de fibras onduladas y se repitió un ciclo en VS1. Se aplicó gradualmente el material Adoro utilizando la unidad de prefotopolimerización rápida. Para la polimerización/templado final se empleó la fotopolimerización y la termopolimerización de la unidad Lumamat 100. Se llevó a cabo una fase adicional de templado a 104°C para mejorar la resistencia y la calidad superficial de las restauraciones.

Cercon (grupo 2) es un sistema CAM que permite fabricar una estructura de óxido de circonio-TZP. El ordenador de Cercon fresa automáticamente la estructura a partir de una pieza virgen de óxido de circonio sin sinterizar (Cercon base). A continuación, se sinteriza la pieza blanda y gredosa en el horno Cercon a 1350 °C. Por último, se recubre la estructura con una cerámica dental de bajo punto de fusión (Cercon ceram S) especialmente adaptada al coeficiente de expansión térmica del óxido de circonio.

El principio del sistema Precident (DCS Dental) (grupo 3) se basa en la medición sin contacto y el fresado en un proceso de CAD/CAM. Estas dos operaciones son independientes por motivos de organización. Para obtener los datos de los pilares se emplea un láser sin contacto (preciscan), que a la máxima resolución puede captar 300.000 puntos/minuto. Los datos adquiridos son transferidos por módem a la fresadora (Precimill, que prepara la subestructura a partir de una circona parcialmente estabilizada con magnesia sinterizada (DC-Leolux). Por último, se cubre la estructura con cerámica de bajo

punto de fusión (Cercon ceram S). La estructura de las DPFI cerámicas (grupos 2 y 3) se extendió hasta 1 mm de los márgenes de la preparación de la cavidad con el objeto de disponer de una cerámica de sílice grabable con ácido en los márgenes de cierre, y de mejorar la adherencia al tejido dental. Todas las conexiones de la incrustación/onlaycon los elementos pnticos medían 3,5 x 3,5 mm.

Técnica de adhesión

Se retiraron las restauraciones provisionales y se trató con chorro de arena la superficie interna de los dientes sellados previamente con adhesivo, utilizando para ello el sistema CoJet (3M ESPE) y un tamaño de grano pequeño de 30 μ m a una presión de 2 bares durante 2 segundos. También se utilizó el sistema CoJet (30 mm a 2 bares durante 10 segundos) para tratar las superficies internas del CRF y la zona de circonio de las DPFI cerámicas. Seguidamente, se grabaron los márgenes cerámicos de cierre con ácido fluorhídrico al 10% durante 60 segundos y se aplicaron y calentaron durante un minuto (ID 500, Coltène) dos capas de acoplador silánico (Monobond S, Ivoclar Vivadent) en todas las superficies internas. Se cementaron todas las superficies de esmalte y dentina con Optibond FL y Tetric Transparent (Ivoclar Vivadent) utilizando la técnica de ultrasonidos de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Seguidamente, se fotoactivó el cemento durante 60 segundos por cada una de las superficies cervical, bucal, lingual y oclusal. Después se acabaron los márgenes de las restauraciones con fresas de diamante de 15 μ m (Composhape, Intensiv) y se pulieron con un sistema para acabado y pulido del composite (Hawe Neos Dental) y una pieza de mano a baja velocidad (fig. 4).

Evaluación

Antes de obtener las impresiones para las réplicas, se limpiaron las muestras con cepillos de nailon rotatorios (Hawe Neos) y dentífrico (Signal Anti Caries). Se obtuvieron siete impresiones parciales de cada DPF antes y después de las pruebas térmica y mecánica, para poder comparar la calidad de la adaptación marginal. Para identificar las zonas de mayor tensión se registraron seis regiones diferentes: esmalte aproximal, dentina aproximal, esmalte cervical, dentina cervical y esmaltes oclusal y bucal (fig. 5). Utilizando impresiones de siloxano de polivinilo (President Plus Lightbody, Coltène) se fabricaron réplicas en resina epoxídica (Epofix, Struers) en oro (SCD 030, Provac) de todas las muestras y se sometieron a una evaluación cuantitativa de la adaptación marginal con el MEB a un aumento estándar de 200x (XL20, Philips) con un módulo de encargo programado en el software para el procesamiento de las imágenes (Scion Image, Scion). Todas las muestras se sometieron a una evaluación cuantitativa y a un estudio de márgenes continuos (ausencia de resquicios y de soluciones de continuidad), márgenes discontinuos (resquicios por fallo adhesivo

2.



Figs. 3a y 3b Fotografía lateral de la OPFI fabricada con OPF (Adoro/Vectris) **(a)** y óxido de circonio-TZP circona tetragonal (Cercon) **(b)**.

Fig. 4 OPFI adhesiva, fabricada con CRF, tras el cementado.

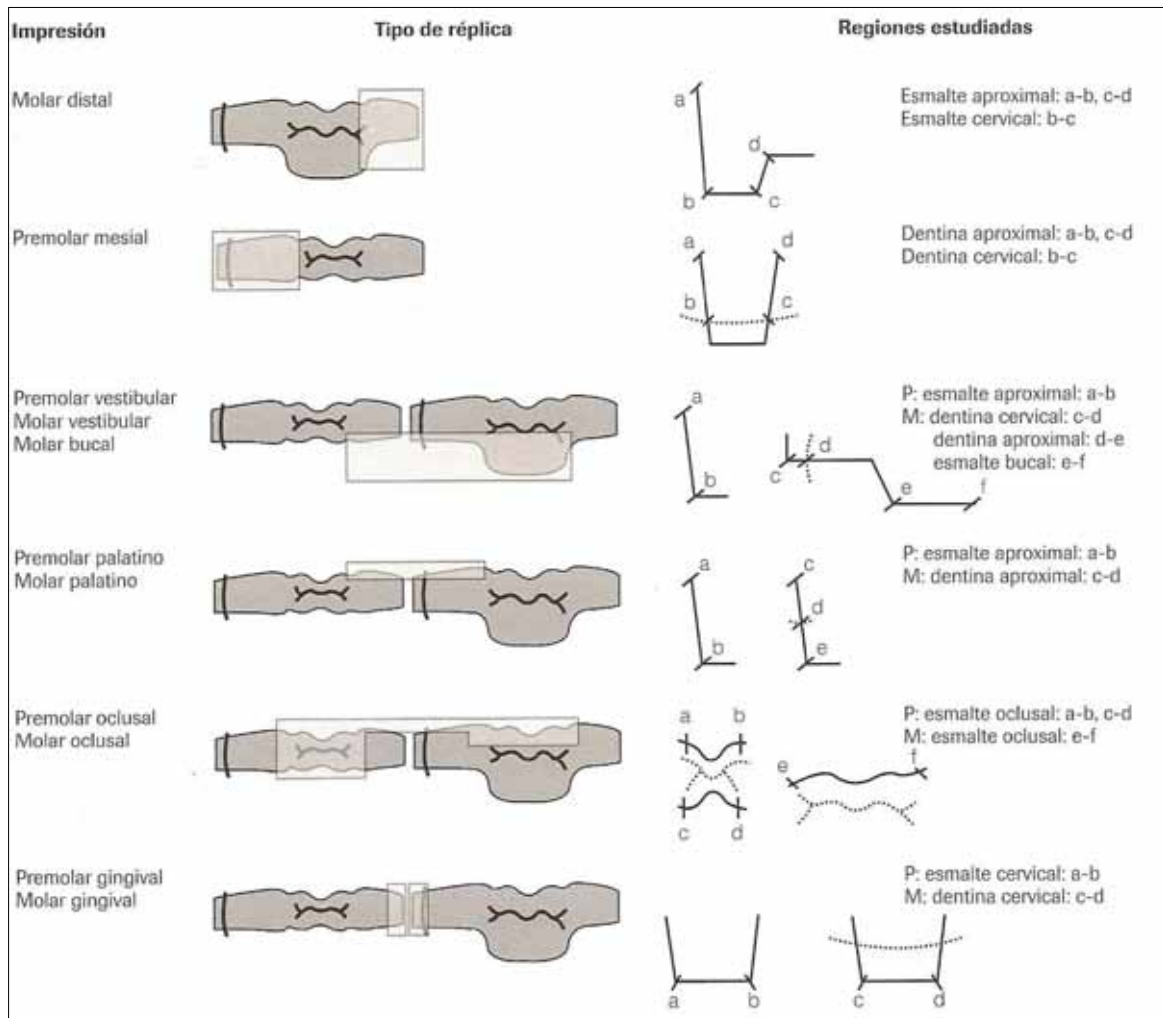


Fig.5 Esquema de la técnica de réplica no destructiva. P, premolar; M, molar.

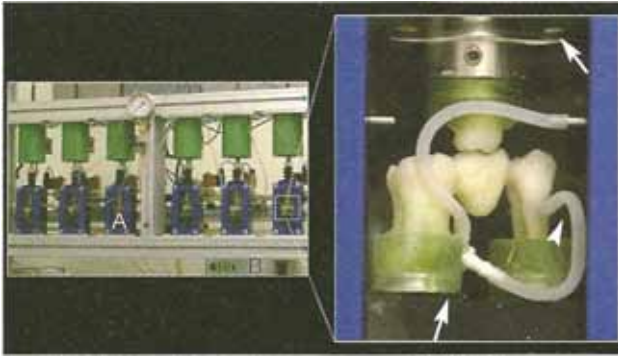


Fig. 6 Máquina de carga con 6 celdillas estancas (A) y el dispositivo de termociclado (B). La *flecha negra* indica los amortiguadores de goma que aumentaban la inclinación de los pilares al aplicar la carga. Las *puntas de flecha* indican el tubo de silicona lleno con una mezcla de suero equino y solución salina tamponada con tostato utilizada para simular la presión intrapulpal durante todos los ciclos de presión. La *flecha blanca* indica el nivel del agua durante los termociclos.

Tabla 1 Porcentaje de margen continuo en relación con la longitud marginal total antes y después de la prueba de carga (medias \pm DE)

	Adoro/Vectris	Cercon	DC-Leolux
Interfase CI			
Antes de la carga	94,6 \pm 3,1	92,9 \pm 5	96,2 \pm 2,1
Después de la carga	88,0 \pm 6,7	85,7 \pm 6,1	82,2 \pm 9,8
Interfase TC			
Antes de la carga	86,7 \pm 6,7	93,3 \pm 3,4	96,1 \pm 2,4
Después de la carga	62,5 \pm 16,4	83,2 \pm 5,9	75,3 \pm 7

o cohesivo, fractura del material de restauración o fractura del esmalte a causa de los márgenes de la restauración), salientes o márgenes inadecuadamente obturados. Se evaluaron por separado los porcentajes de márgenes continuos/discontinuos en las interfaces entre el diente y el cemento del composite y entre la restauración y el cemento del composite. Se aplicó sobre las muestras una carga mecánica a nivel de la cúspide vestibular del elemento pónico en un masticador controlado por ordenador durante 1.200.000 ciclos de 49 N a una frecuencia de 1.7 Hz. Se utilizaron como antagonistas las cúspides palatinas planas de los primeros molares superiores para asegurarse de que las cúspides vestibulares no se deslizaban hacia la fosa central del elemento pónico. De este modo, los vectores de contacto de todas las DPF fueron similares en cada una de las muestras, ya que la carga principal era paralela al eje longitudinal de los pilares. Se realizaron simultáneamente un total de 3000 termociclos de 5 °C a 55°C y nueva mente a 5°C (fig. 61). Se vació automáticamente la cámara al cabo de 2 minutos con 10 segundos de presión atmosférica para evitar que se mezclasen el agua fría y caliente^{27,28}. Montando los portamuestras sobre una base de goma, se logró producir un movimiento deslizante de las DPF durante la carga. Se consideró que estas condiciones simulaban aproximadamente 5 años de servicio clínico^{29,30}. Para comparar las diferencias en las

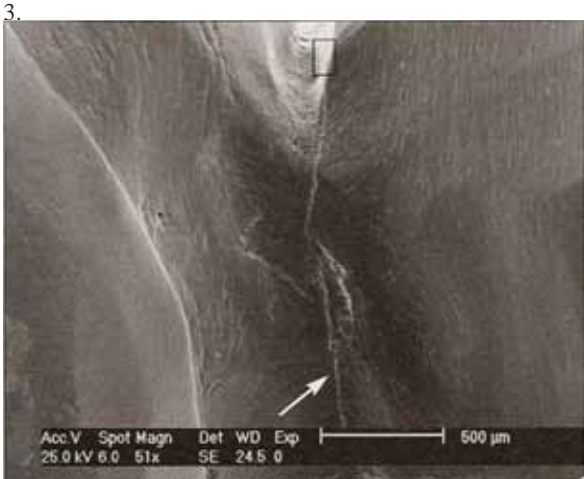
medias se utilizó la prueba t de pares equiparables y el análisis unidireccional de la varianza (ANOVA). Se estableció el nivel de significación a P= 0,05.

Resultados

Todas las restauraciones seguían colocadas en su sitio una vez completada la prueba de tensión, lo que significa que la retención ascendió al 100% en todos los grupos. No se observaron fracturas en las restauraciones o los pilares tras la prueba de fatiga. Sólo se detectaron dos fracturas capilares del material de revestimiento, que se extendían a las zonas bucal y vestibular, en la parte gingival de la conexión entre el pónico y el pilar dental en el grupo de CRF (figs. 7a y 7b).

Se analizó la adaptación marginal a nivel de la interfase entre el cemento del composite y la incrustación/on/sy del pilar (CI) y entre el diente y el cemento del composite (TC) (fig. 8). En la tabla 1 se muestran los resultados de la adaptación marginal. Se apreciaron diferencias estadísticamente significativas (P < 0,05) en relación con el porcentaje de márgenes continuos como longitud marginal total en las interfaces CI y TC en todos los grupos antes y después de la carga. No se observaron diferencias a nivel de la interfase CI tras la prueba de ciclado entre los tres grupos (fig. 9). No obstante, se evidenciaron diferencias significativas tras la carga entre el grupo de CRF y los dos sistemas cerámicos a nivel de la interfase TC (fig. 10).

El defecto marginal predominante en todos los grupos fue una abertura marginal pura (figs. 11 a y 11 b). Algunas fracturas detectadas tras la observación final fueron seguidas hasta que se convirtieron en fracturas de esmalte dentina (EF) y fracturas de obturación (FF). No se detectaron diferencias significativas entre los tres grupos en la subfractura del tejido dental (EF) cerca del margen. Sin embargo, sí se evidenciaron diferencias significativas tras la prueba de carga (P < 0,05) en las grietas capilares en la restauración (FFI a lo largo de los márgenes entre DC-Leolux (4,1%), CRF (0,4%) y Cercon (1,7%). En algunos casos, un margen puro discontinuo identificado únicamente como margen abierto se convirtió en una EF o una FF. No se detectaron más de un 0,5% de salientes y márgenes mal ob-



Figs. 7a y 7b Fractura capilar del material de recubrimiento en la parte gingival de la conexión entre el pónico y el pilar en el grupo de CRF. La *flecha* indica la microgrieta que se extiende hacia la zona vestibular. El *recuadro negro* (arriba) indica la fisura en el composite, que también se muestra en la amplificación a 200 aumentos (*derecha*).



4.

Fig. 8 Margen continuo de la restauración de CRF. A, el esmalte; B, el cemento; C, la restauración. La *flecha* indica la interfase TC; la *punta de flecha* indica la interfase CI.

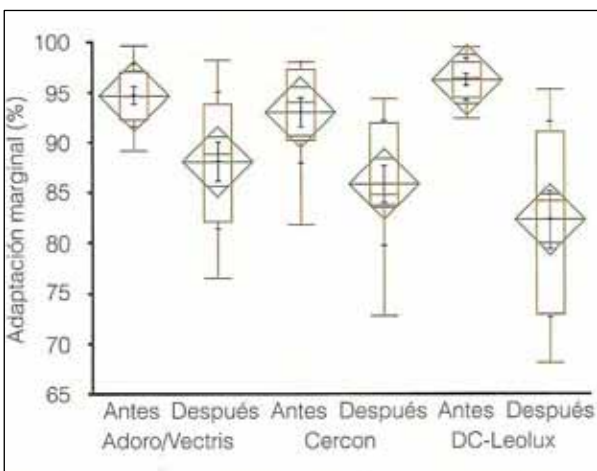
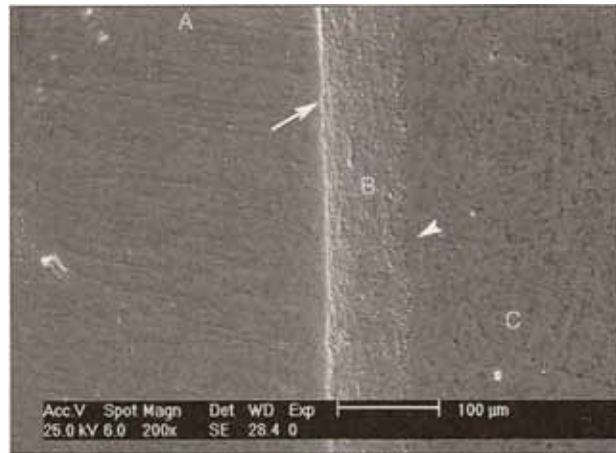


Fig.9 Margen continuo a nivel de la interfase CI, con las cantidades (*líneas rojas*), las medias/ANOVA (*líneas verdes*)

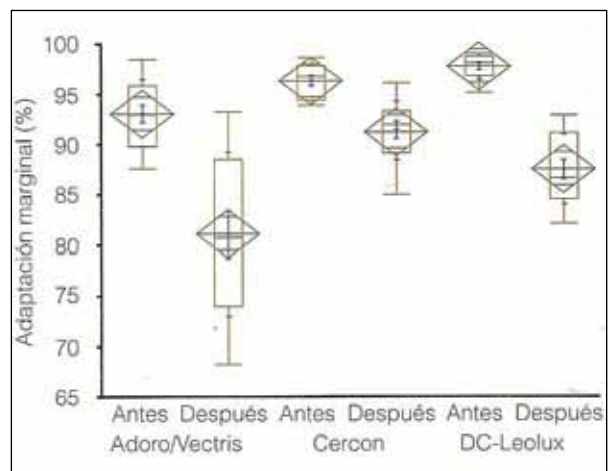
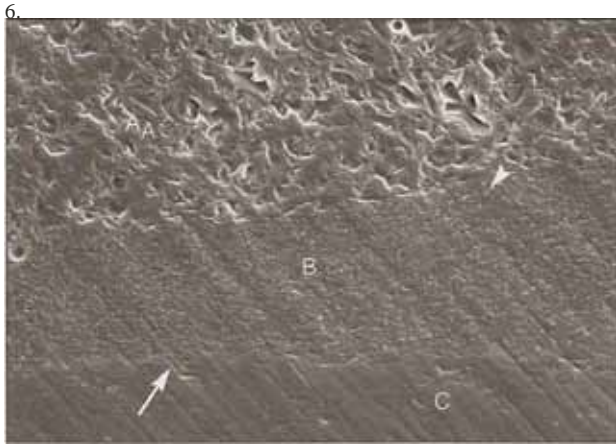
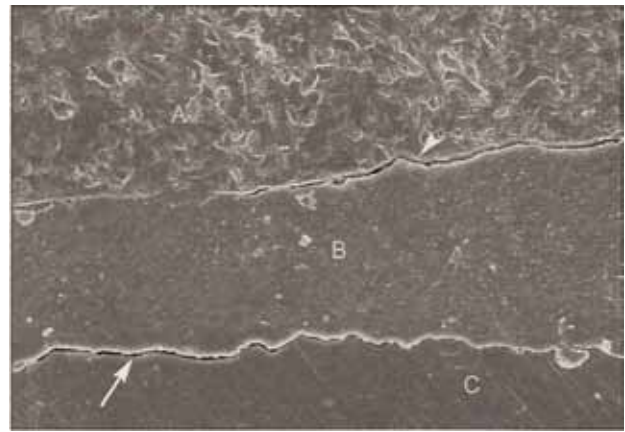


Fig. 10 Margen continuo a nivel de la interfase TC, con las cantidades (*líneas rojas*), las medias/ANOVA (*líneas verdes*)



Figs. 11 a y 11 b La misma región antes (*izquierda*) y después (*derecha*) de los ciclos de tensión. La parte interior (A) muestra la restauración cerámica (Cercan), la parte intermedia (8) el cemento de unión, y la parte interior



(C) el tejido dental. Las *puntas de flecha* y las *flechas* indican los márgenes continuos (*izquierda*) y discontinuos (*derecha*) como consecuencia del período simulado de 5 años.

turados antes y después de la carga, y no se observaron diferencias significativas entre los grupos. Tampoco se apreciaron diferencias en el margen continuo entre el esmalte y la dentina proximales. En las comparaciones intragrupo entre la preparación de *onlay* (molar) y la cavidad para la incrustación (premolar) no se observaron diferencias significativas ($P > 0,05$). Sí se detectaron cambios importantes tras la prueba en el margen continuo a nivel de la interfase TC en el margen dentinario. Los valores obtenidos fueron del 20,8% para el grupo 1, el 53,8% para el grupo 2 y el 32,2% para el grupo 3. Se encontraron diferencias significativas entre Cercan y los otros dos grupos ($P < 0,05$).

Comentario

Aunque este estudio presenta algunas limitaciones en relación con su relevancia clínica, especialmente en lo que se refiere al tamaño restringido de las muestras, la ausencia de desprendimientos o fracturas de las OPFI parece indicar que tanto los sistemas cerámicos como el CRF se podrían utilizar en la práctica clínica. No obstante, conviene hacer algunas observaciones acerca de la calidad de los márgenes y las fracturas capilares detectadas en el grupo de CRF. La zona crítica en las OPF (y especialmente en las OPFI) es la conexión a nivel de la parte gingival del pónico entre los pilares, ya que estas superficies constituyen ellado de la viga que soporta mayor tensión³¹. Cuando se aplican fuerzas oclusales directamente sobre el eje longitudinal de la OPF a nivel del segmento medio (pónico), se generan fuerzas de compresión en la cara oclusal del conector a nivel del reborde marginal, y fuerzas de tracción a nivel de la superficie gingival del conector³². Estas fuerzas de tracción podrían contribuir a la propagación de las microgrietas en la superficie gingival del conector a través del material de revestimiento en dirección oclusal, y podrían provocar en última instancia la fractura del composite. La presencia de fracturas capilares en la zona gingival del pónico en dos OPFI del grupo de CRF podría guardar relación con la mayor

flexibilidad de la estructura de fibra en comparación con los materiales cerámicos soportados por la circona. Estas microgrietas podrían compensar la menor rigidez de la fibra, pero podrían causar una deslaminación o fractura del material de recubrimiento.

La resistencia a la fractura clínica de las OPFI depende de la amplitud del pónico y del tamaño, de la forma y la posición de los conectores. El correcto diseño de los conectores y el pónico se basa en los principios de la ley de vigas: la deflexión de una viga aumenta en función del cubo de su longitud, es inversa mente proporcional a su anchura e inversa mente proporcional al cubo de su altura³³. Por otra parte, la flexibilidad de la viga es directamente proporcional a la cantidad y el tipo de fibras que componen la estructura. La posición de la capa de CRF influyó sobre la resistencia a la flexión de las muestras investigadas. La mayor resistencia a la fractura se consiguió al aplicar la capa de CRF en ellado de tracción de las muestras estudiadas. El composite de microrrelleno constituyó la parte más débil de las muestras estudiadas; cuando se aplica este material en ellado de tracción se pueden producir fracturas fácilmente. La estructuras de CRF responden mejor cuando se pueden transferir las fuerzas de tracción a las fibras de refuerzo. El recubrimiento de composite de microrrelleno es resistente a las fuerzas de compresión y, por consiguiente, la estructura de CRF necesita menos fibras de refuerzo en ellado de la compresión³⁴.

Normalmente, es mejor colocar los laminados de CRF simétricamente en relación con la estructura de CRF para evitar los efectos de la contracción de polimerización y las deformaciones, así como las tensiones térmicas³⁵. No obstante, a menudo resulta muy difícil crear una estructura de CRF con un diseño óptimo debido a la ubicación de los pilares y a los parámetros oclusales.

En teoría, se podría postular que con estructuras de menor módulo elástico conseguiríamos una mejor transferencia de tensiones a los dientes y reduciríamos las fuerzas de tracción a nivel de la interfase adhesiva³⁶, aunque no existen pruebas

científicas que confirmen esta hipótesis. Vallittu³⁷ ha propuesto que con un menor módulo de elasticidad, la DPF podría deformarse hasta cierto punto durante su función sin que se produjeran tensiones que pudieran causar su desprendimiento. Brunton y cols³⁸ preferían utilizar materiales de restauración como los CRF (en lugar de materiales cerámicos) debido a la flexibilidad, la facilidad para su reparación y la resistencia equiparable a la fractura. Estos autores observaron que los materiales de CRF demostraban una resistencia a la fractura similar a la de los materiales cerámicos bajo el efecto de las fuerzas de compresión en restauraciones posteriores.

En contraposición con estos resultados, en nuestro estudio la comparación directa entre los sistemas de CRF y los sistemas reforzados con cerámica parece indicar que los diferentes materiales podrían influir en la calidad de los márgenes, especialmente a nivel de la interfase TC. En cualquier caso, se ha rechazado la hipótesis nula. La diferencia estadística entre las restauraciones de CRF y las restauraciones totalmente cerámicas podría deberse a su distinto grado de flexibilidad. Nuestros resultados podrían indicar que la menor rigidez del CRF puede influir negativamente en la adaptación marginal bajo las cargas. La estructura de fibra podría absorber las tensiones generadas durante la carga, pero la mayor flexibilidad podría haber favorecido la apertura de los márgenes.

No se evidenciaron diferencias significativas en ningún grupo entre el esmalte y la dentina adyacentes tras la prueba de fatiga en ninguna de las interfaces. Todos los márgenes se localizan en el esmalte, pero diferenciados de la base de la caja de la cavidad. El primer margen continúa en el esmalte cervical y el segundo en la dentina cervical. La apertura del margen en la dentina cervical no influye sobre el esmalte sobresaliente. La adhesión entre el cemento y el esmalte es tan fuerte que el resqueado formado en la interfase de la dentina se detuvo a nivel de la UCE. La adaptación marginal a nivel de los márgenes dentinarios disminuyó espectacularmente tras la prueba de carga mecánica. El porcentaje de margen continuo pasó de 121% al 54% después de la prueba. Se evidenció una diferencia significativa entre el sistema más rígido (Cercon) y los otros dos grupos. A pesar de todo, la desintegración de los márgenes en la dentina fue tan marcada en todos los grupos que las DPFI podrían estar contraindicadas cuando uno o ambos pilares tienen márgenes en la dentina, mientras no se mejore la adhesión entre el cemento de composite y la dentina.

La adaptación marginal a nivel de la interfase CI disminuyó tras las pruebas de carga mecánica y térmica, pero no se aprecian diferencias significativas entre los grupos. Los porcentajes oscilaron entre el 82,2% y el 88%.

Se consigue una unión satisfactoria entre la cerámica y la resina gracias a la formación de enlaces químicos y engranajes micromecánicos a nivel de la interfase resina-cerámica. Con las cerámicas silíceas convencionales, el grabado ácido y la aplicación de un acoplador silánico permiten crear una superficie rugosa de mayor impregnabilidad para conseguir una mejor unión entre la cerámica y la resina.

Las cerámicas de óxido de circonio no incluyen sílice en su composición, y la aplicación de ácidos (como el ácido fluorhídrico) no permite crear una superficie suficientemente rugosa para mejorar la retención micromecánica. Gracias a los avances en la odontología adhesiva, recientemente se han descubierto nuevos métodos para el acondicionamiento superficial, como el revestimiento con sílice, para los que es necesario abrasar la superficie con un chorro de partículas antes de proceder a la unión para conseguir una mayor fuerza adhesiva. Para esta técnica se abrasan las superficies con un chorro de partículas de óxido de aluminio modificadas con sílice^{39,40}. Gracias a la presión del chorro de aire, las partículas de sílice quedan incrustadas en la superficie cerámica, con lo que la superficie modificada con sílice reacciona mejor con los acopladores silánicos. Evidentemente, el revestimiento triboquímico con sílice y la posterior silanización (que incrementan el contenido silícico de la superficie cerámica) mejoró la adhesión entre las superficies cerámicas y el cemento de composite. La capa de sílice está muy bien unida a la superficie cerámica, lo que proporciona una base para que los silanos puedan reforzar la unión con la resina. La abrasión con chorro de partículas abrasivas de óxido de aluminio ha demostrado su eficacia tanto con los composites como con las cerámicas de óxido de aluminio y óxido de circonio⁴¹. En este estudio se consiguió aumentar la adherencia entre el tejido dental y las DPFI totalmente cerámicas, dejando 1 mm o más de cerámica silícica a lo largo de los márgenes sin circonio en la interfase. Este tratamiento podría explicar los buenos resultados de la adaptación marginal en ambas interfaces adhesivas de los sistemas totalmente cerámicos.

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio experimental en relación con el tamaño de las muestras y los vectores de contacto, podemos extraer algunas conclusiones. La flexibilidad de la estructura puede influir considerablemente en la adaptación marginal de las DPF de incrustaciones/onlays adhesivas. Los materiales más rígidos podrían transferir menos las tensiones a los márgenes que los materiales flexibles, lo que podría dar lugar a una unión más estable a los tejidos dentales bajo las fuerzas de carga. Cuando se emplea CRF para fabricar DPFI es necesario utilizar una fracción volumétrica considerable de fibra y una estructura adecuadamente diseñada para conseguir la mayor rigidez posible en las DPFI. En la práctica clínica se podrían utilizar sistemas totalmente cerámicos reforzados con circonio para fabricar las DPFI, pero se requiere una técnica CAD/CAM simplificada para lograr una construcción más rápida de la estructura de circonio. Dado que la adaptación marginal en la dentina tras la carga fue muy baja en todos los grupos, las DPFI podrían estar contraindicadas cuando los márgenes de los pilares llegan hasta la dentina, con independencia del material que se emplee, mientras no podamos mejorar la adherencia entre el cemento de composite y la dentina.

Bibliografía

1. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand* 1991;49:35-40.
7. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:241-249.
8. Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding-State of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:1151-1162.
9. Freilich MA, Duncan JP, Meiers JC. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part 1. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence Int* 1998;29:689-696.
10. Leal FR, Cobb OS, Denehy GE, Margeas RC. A conservative aesthetic solution for a single anterior edentulous space: Case report and one-year follow-up. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:635-641.
11. Lutz F, Giihring TN. Fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: maximum preservation of dental hard tissue. *J Esthet Dent* 2000;3:164-171.
12. Giihring TN, Schmidlin PR, Lutz F. Two-year clinical and SEM evaluation of glass-fiber-reinforced inlay fixed partial dentures. *Am J Dent* 2002;15:35-40.
13. Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:319-325.
14. Krejci I, Boretti R, Giezendanner P, Lutz F. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceramic/FRC: Clinical and laboratory procedures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10:487-498.
15. Edelhoff O, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001;32:269-281.
16. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: All-ceramics, fiber-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30:873-877.
17. Karmaker AC, Di Benedetto AT, Goldberg AJ. Continuous fiber reinforced composite materials as alternatives for metal alloys used for dental appliances. *J Biomater Appl* 1997;11:318-328.
18. Vallittu PK. Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 1999;82:132-135.
19. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998;6:55-62.
20. Wiedhahn K. Cerec 3 as the first step in digitizing the dental office. *Int J Comput Dent* 2000;3:67-71.
21. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
22. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
23. Williams D. Ceramics transformed: Manipulating crystal structures to toughen bioceramics. *Med Device Technol* 1997;8:6-8.
24. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
25. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
26. Magne P, Perakis N, Belser U, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;87:516-527.
22. Tanimoto Y, Nishiwaki T, Nemoto K. Numerical failure of glass-fiber-reinforced composites. *J Biomed Mater Res* 2004;68A:107-113.
23. Kill-arslan MA, Kedici PS, Küçükmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92:365-370.
24. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composites and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. *J Prosthodont* 2002;11:248-253.
25. Giihring TN, Schmidlin PR, Lutz F. Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures alter mechanical and thermal stress: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2001;86:81-92.
26. Krejci I, Lutz F, Gautschi L. Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1994;72:233-244.
27. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator [in German]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:953-960.
28. Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of dental fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res* 1993;72:490-494.
29. Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Dent* 2003;28:127-135.
30. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results [in German]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:1445-1449.
31. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: Experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent* 1999;81:345-355.
32. 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.
33. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562.
34. Murphy J. *Reinforced Plastics Handbook*, ed 2. Oxford: Elsevier, 1998:237-267.
35. Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract* 2004;2:14-26.
36. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413-418.
37. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 142 months: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91:241-246.
38. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent* 1999;82:167-171.
39. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
40. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:469-472.
41. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.