

## Prótesis parciales fijas de HIP zirconio: resultados clínicos después de 3 años de uso clínico

Daniel Edelhoff, Prof., Dr. Med. Dent.<sup>a</sup>, Florian Beuer, Dr. Med. Dent.<sup>b</sup>, Volker Weber, MDT<sup>c</sup>, y Christine Johnen, Dr. Med. Dent.<sup>d</sup>.

**Objetivo:** *Evaluar prospectivamente el comportamiento clínico de prótesis parciales fijas (PPF) de zirconio de 3 a 6 unidades después de más de 3 años de uso clínico.*

**Método y materiales:** *Desde agosto de 2002, se colocaron 22 PPFs convencionales totalmente cerámicas en 18 pacientes. Diecinueve de las PPFs se colocaron con un cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina. Las estructuras se fabricaron mediante un sistema de producción universal CAD/CAM, tallando el zirconio fuera de la fase de sinterizado denso. Las estructuras se diseñaron como PPFs de 3 unidades (14), 4 unidades (3), 5 unidades (2), y 6 unidades (3) para las regiones anterior y posterior. Como material de recubrimiento se empleó una vitrocerámica sintética nueva de sinterizado. En las revisiones llevadas a cabo al inicio del estudio, a los 6, 12, 24 y 36 meses, se inspeccionaron 21 PPFs controlando especialmente las fracturas de la estructura y el astillamiento del material de recubrimiento. Además de estos parámetros, se evaluaron también el estado periodontal, la sensibilidad de los dientes pilares, el resultado estético, y la incidencia de caries secundaria.*

**Resultados:** *Después de un período medio de observación clínica de 39 meses, no se detectó ninguna fractura de la estructura. Sin embargo, se informó de astillamiento del material de recubrimiento en 2 casos.*

**Conclusión:** *Las PPFs totalmente cerámicas con estructura de zirconio exhibieron un comportamiento clínico satisfactorio.*

(*Quintessence Int.* 2008;39:459-71)

La introducción de los sistemas de diseño/fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) ha incorporado a la cerámica de zirconio como material de estructura para diferentes aplicaciones dentales<sup>1</sup>. El sistema DigiDent System (AmannGirrbach Dental) como uno de estos sistemas se empleó inicialmente sobre todo para la fabricación de estructuras para coronas y prótesis parcial fija (PPF) confeccionadas con cerámica de dióxido de zirconio densamente sinterizada y prensada con calor isostático (también llamado HIP), parcialmente estabilizada (óxido de ytrium [Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>]) (cerámica de zirconio). La cerámica de zirconio HIP es conocida por su estructura extraordinariamente homogénea gracias a que este proceso minimiza el número de poros y defectos. En un estudio in vitro, los especímenes fabricados con cerámica de óxido de zirconio HIP demostraron una resistencia a la fractura significativamente más elevada que la de los especímenes fabricados con material presinterizado<sup>2</sup>.

Sin embargo, el procesamiento de la cerámica de óxido densamente sinterizada (también conocido como procesamiento de fase final) conlleva algunos inconvenientes, como la extrema dureza de la cerámica, el tiempo de procesamiento más prolongado, y la necesidad de instrumentos de corte especiales recubiertos con diamante, así como de máquinas de tallado sofisticadas. El desgaste y desgarrar de los costosos instrumentos de corte y la necesidad de máquinas de tallado sofisticadas hacen que el coste de fabricación sea mucho más elevado que el de los procesamientos en fase presinterizada (también llamados procesamientos de poro abierto o de fase verde o blan-

<sup>a</sup>Profesor Asociado Vitalicio. Departamento de Prótesis. Universidad Ludwig-Maximilians. Múnich, Alemania.

<sup>b</sup>Profesor Adjunto. Departamento de Prótesis. Universidad Ludwig-Maximilians. Múnich, Alemania.

<sup>c</sup>Máster en Prótesis Dental. Laboratorio Dental Impladent. Aachen, Alemania.

<sup>d</sup>Profesor Adjunto. Departamento de Ortodoncia. Centro Médico de la Universidad de Aachen. Aachen, Alemania.

Correspondencia: Prof. Dr. Daniel Edelhoff.  
Department of Prosthodontics, Ludwig-Maximilians University, Goethestrasse 70, D-80336, Múnich, Alemania.  
Correo electrónico: daniel.edelhoff@med.uni-muenchen.de

ca). Por otro lado el procesamiento en fase final eleva el riesgo de dañar la superficie de la cerámica respecto al de poro abierto. Éste es el motivo por el que no se ha clarificado todavía la resistencia clínica a largo plazo de estos sistemas<sup>3</sup>.

En la actualidad se dispone de un número insuficiente de estudios a largo plazo sobre PPFs totalmente cerámicas con estructura de zirconio fabricadas mediante sistemas CAD/CAM<sup>4-6</sup>. Este artículo trata sobre la experiencia clínica y de laboratorio adquirida con estructuras de cerámica de zirconio HIP fabricadas por CAD/CAM para PPFs, recubiertas con una vitrocerámica sintética recientemente introducida. Se presentan los resultados del estudio clínico prospectivo con los ejemplos de tratamiento seleccionados.

## Método y materiales

### *Grupo de estudio y PPFs*

Desde agosto de 2002, se colocaron 22 PPFs en 18 pacientes (10 mujeres, 8 hombres) como parte de un estudio clínico prospectivo llevado a cabo por el Departamento de Prótesis, del Centro Médico, de la Universidad de Aachen, Alemania. Para la selección de los participantes en el estudio se emplearon los siguientes criterios de inclusión: edad superior a 18 años en el momento de la inclusión en el estudio, máximo de 3 dientes anteriores y 2 posteriores ausentes (pónticos), buen estado de salud periodontal en los dientes pilares, y presencia de dentición antagonista. Los sujetos con bruxismo severo, movilidad de los dientes pilares superior a grado 1, altura del pilar antes del tallado (tamaño del conector) inferior a 4 mm, insuficiente higiene oral, y embarazo fueron excluidos del estudio. Se exigió a todos los participantes que entregaran su consentimiento informado para el estudio como parte del proceso de aprobación del comité de ética.

Las PPFs fueron fabricadas en 3 unidades (14), 4 unidades (3), 5 unidades (2), y 6 unidades (3) para las regiones anterior y posterior. La mayoría de las PPFs (21) se colocaron con cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina (Fuji Plus Capsule, GC). Una PPF anterior de 6 unidades se colocó con cemento de composite autopolimerizable (Panavia 21 TC, Kuraray).

### *Procedimientos clínicos y técnicos*

La fase clínica de las PPFs fue realizada por 3 clínicos experimentados calibrados en los protocolos clínicos (preparación, prueba, colocación) y técnicos (manipulación de la cerámica) de las PPFs totalmente cerámicas

fabricadas mediante sistemas CAD/CAM empleadas en este estudio.

La altura mínima de los dientes pilares antes de tallado se estableció en 4 mm. Los dientes pilares se prepararon con hombro redondeado o línea en chamfer, estableciendo un tallado circunferencial de al menos 0,8 mm y una reducción oclusal o incisal de al menos 1,5 a 2,0 mm. Adicionalmente, se determinó un ángulo de convergencia de 6 a 10 grados como protocolo de preparación.

Se tomaron impresiones de precisión empleando un material de poliéter (Impregum/Permadyne, de baja viscosidad, 3M ESPE). Se fabricaron restauraciones provisionales a partir de una plantilla, en un material de resina (Protemp 3 Garant, 3M ESPE). Se utilizó un cemento sin eugenol (Temp. Bond NE, Kerr) para la colocación de las restauraciones provisionales. Durante la prueba de la estructura se controló el ajuste marginal de los pilares empleando una silicona de adición de baja viscosidad (Fit & Test, Voco).

En los procedimientos técnicos se definió una sección mínima del conector de 6 mm<sup>2</sup> en las PPFs anteriores y 9 mm<sup>2</sup> en las posteriores. La fabricación de las estructuras con el DigiDent System se llevó a cabo en 2 centros de tallado en Alemania (Computer Milling Dental Center, Bielefeld, y CAD/CAM center Schulze & Lierfeld, Bruehl) empleando una cerámica de zirconio HIP densamente sinterizada (DigiZon, AmannGirrbach Dental). Se definió el grosor mínimo de la estructura de zirconio en 0,6 mm. El diseño de la estructura se realizó para soportar un material de recubrimiento de aproximadamente 2,0 a 2,5 mm.

Como material de recubrimiento se empleó una vitrocerámica sinterizada sintética nueva (Initial Zr-Keramik, GC) que exhibía un coeficiente de expansión térmica adecuado de 9,5 ([25 °C a 500 °C] [10<sup>-6</sup> • K<sup>-1</sup>]) con la estructura de cerámica. Como la estructura de zirconio no exhibe ninguna fluorescencia intrínseca, el nuevo sistema de recubrimiento cerámico incluye un barniz especial (modificador de la estructura) que tiene que aplicarse antes del proceso de sinterizado de la cerámica de recubrimiento. El barniz contiene óxidos fluorescentes que absorben la luz ultravioleta y emiten una energía de luz en el espectro visible (fluorescencia azul-blanca) (fig. 1).

Antes de la colocación de las prótesis se abrasionaron las superficies internas de los pilares PPF con corundum (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, tamaño de grano 110 µm, presión: 2 atmósferas), y después de la prueba final, se limpiaron de nuevo con alcohol (etanol al 70%). Las correcciones oclusales mínimas ( $\leq 1$  mm<sup>2</sup>) del material de recubrimiento se realizaron en el mismo sillón (pulidor de cerámica, 9545F 204 110, Komet). Por el contrario, las PPFs que requerían

correcciones oclusales mayores ( $> 1 \text{ mm}^2$ ) del material de recubrimiento durante la prueba eran sometidas a una cocción de glaseado adicional en el laboratorio dental.

### Examen inicial

Para documentación clínica, se tomaron fotografías y radiografías de cada restauración. Se midieron las profundidades de sondaje en las caras vestibular y lingual de los dientes pilares. Se comprobó también la sensibilidad al frío de los dientes pilares empleando dióxido de carbono.

### Exámenes de revisión

En los exámenes de seguimiento, uno de los autores evaluó las PPFs después de aproximadamente 6, 12, 24, y 36 meses. El examinador fue calibrado y no había participado en el tratamiento dental de los sujetos. Se examinaron los aspectos técnicos y biológicos de las PPFs incorporadas.

En cuanto a los parámetros técnicos, se inspeccionaron las fracturas de las estructuras, las grietas o astillamientos del material de recubrimiento y las discrepancias marginales de las PPFs inspeccionadas. Para detectar las grietas se empleó una fuente de luz especial (Endo light 150, L. C. Lercher) combinada con una sonda de luz diagnóstica (Diagnostic Set Göttingen, L. C. Lercher). La integridad marginal de los pilares se evaluó clínicamente con una sonda de doble extremo (EXD57, Hu-Friedy). El evaluador podía aplicar 4 criterios de evaluación: transición perfecta, margen sobrecontorneado (exceso de material restaurador), margen infracontorneado (falta de material restaurador), y discrepancia marginal (defectos).

Para la evaluación de los parámetros biológicos se investigaron el estado periodontal (Índice de Placa<sup>7</sup>, Índice Gingival<sup>8</sup>, Índice de Sangrado de la Papila<sup>9</sup>, y profundi-

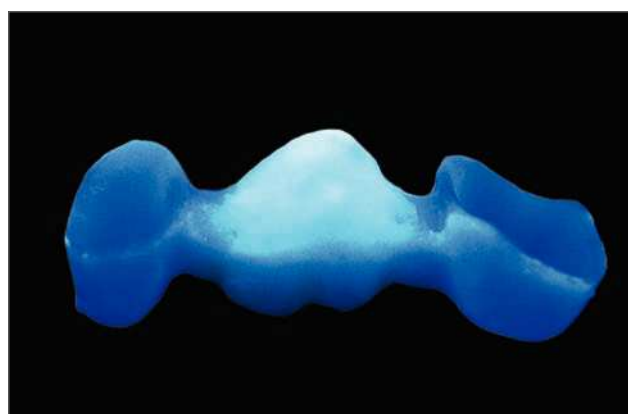


Figura 1. Estructura de zirconio DigiZon tras la aplicación parcial de un modificador de la estructura en el área basal del pónico. Con luz ultravioleta sólo muestra la fluorescencia azul-blanca deseada, el área cubierta de la estructura.

dades de sondaje), sensibilidad al frío mediante dióxido de carbono, e incidencia de caries secundaria en los dientes pilares. El resultado estético de las PPFs fue evaluado por los pacientes de acuerdo con el sistema de puntuación escolar alemán, en una escala de 1 (excelente) a 6 (inaceptable).

### Resultados

Durante los exámenes de seguimiento pudieron evaluarse diecisiete pacientes, 10 mujeres y 7 hombres, con un total de 21 PPFs (tabla 1). Una PPF de 3 unidades con una extensión tuvo que ser excluida del estudio porque el paciente no pudo ser localizado para la revisión. En la tabla 2 se muestran la distribución y localización de las PPFs evaluadas. El período medio de observación clínica fue de 39,14 ( $\pm 5,44$ ) meses, oscilando entre 26 y 45 meses (fig. 2). En las visitas de seguimiento no se identificó clínicamente ninguna fractura ni grieta de la estructura. Tres

Tabla 1. Distribución y evaluación de los participantes

Edad (años)	Mujeres (%)	Hombres (%)	Total (%)	Total (n)	N.º de PPFs
< 20	0,0	5,9	5,9	1	1
20-29	5,9	5,9	11,8	2	2
30-39	11,8	11,8	23,6	4	4
40-49	23,6	11,8	35,4	6	9
50-59	11,8	5,9	17,7	3	4
60-70	5,0	0,0	5,9	1	1
Total	59,0	41,3	100,3	17	21

Tabla 2. Distribución de las PPFs evaluadas de acuerdo con la localización

N.º de unidades	Localización de la PPF	
	Anterior	Posterior
3 unidades	0	12 × APA/1 × AAP
4 unidades	1 × AAPA	1 × AAPA/1 × APAA
5 unidades	1 × X APAPA	1 × APAPA
6 unidades	1 × X AAPPAA/1 × AAPPPA	1 × APPAPA
Total	A = 13, P = 8	A = 38, P = 20

A: pilar; P: pónico; PPF: prótesis parcial fija.

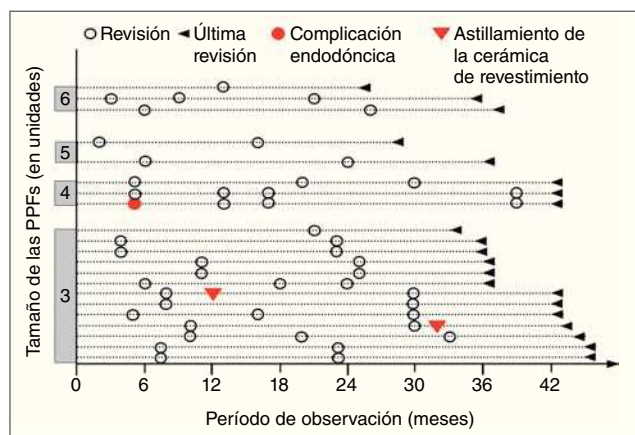


Figura 2. Período de observación, visitas de seguimiento, y complicaciones relacionadas con el tamaño de las PPFs evaluadas. PPFs: prótesis parciales fijas.

PPFs exhibieron complicaciones como grietas ( $n = 1$ ) o astillamiento ( $n = 2$ ) de la cerámica de recubrimiento, pero continuaron en uso clínico. Además, se diagnosticó una complicación endodóncica (patología periapical) en un caso, que requirió perforación de la restauración durante el tratamiento endodóncico subsiguiente (fig. 2). Los defectos del material de recubrimiento pudieron repararse por tallado o pulido o empleando un aparato de silicoating intraoral con aplicación adicional de composite<sup>10</sup> (figs. 3a a 3c). Teniendo en cuenta el número de defectos del material de recubrimiento, se calculó una tasa de fallos del 9,5% del material de recubrimiento en relación con todas las PPFs evaluadas<sup>11</sup> (fig. 4).

La integridad marginal se calculó como los valores medios de todos los pilares evaluados, resultando en un 80,96% de transiciones perfectas, un 4,43% de márgenes infracontorneados, un 3,08% de márgenes sobrecontorneados y un 11,54% de discrepancias marginales (defectos).

Según los parámetros periodontales aplicados, en la mayor parte de las restauraciones se estableció un estado libre de inflamación de la encía adyacente. Los valores medios de Índice de Placa, Índice Gingival e Índice de Sangrado de la Papila fueron de 0,07, 0,53, y 0,2, respectivamente<sup>7-9</sup>. La profundidad media de sondaje de todos los pilares medidos en 2 localizaciones (vestibular y lingual) fue de 2,07 mm. Todos los dientes pilares excepto uno mantenían la sensibilidad al frío durante las visitas de seguimiento (fig. 2). Todos los pacientes estaban satisfechos con el resultado estético de sus restauraciones: el 92% de las restauraciones fueron juzgadas como «excelentes» desde el punto de vista estético, mientras que el 8% de las restauraciones fueron evaluadas como «buenas».

## Presentación de los casos seleccionados

### PPF anterior con pónicos ovoides en el maxilar superior

Una mujer de 28 años de edad se presentó con una PPF anterior de 6 unidades de metal porcelana (MP) que reemplazaba a los 2 incisivos centrales superiores. El material de recubrimiento cerámico exhibía astillamientos parciales, que exponían la estructura de metal (fig. 5). El examen clínico y radiológico más detenido reveló un mal ajuste de los márgenes de las coronas a los pilares.

El tratamiento subsiguiente consistió en la preparación preliminar de los dientes pilares y la colocación de una restauración provisional, fabricada directamente mediante una plantilla diagnóstica a partir del encerado. Se realizó también un acondicionamiento de la zona receptora para el pónico-ovoide<sup>12,13</sup> (fig. 6). Después de un período de curación de aproximadamente 6 semanas, se llevó a cabo la preparación final y se tomaron impresiones de precisión (fig. 7).

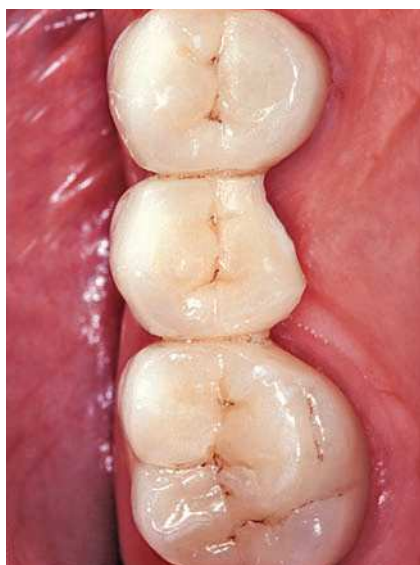


Figura 3a. Astillamiento de la cerámica de recubrimiento (inicial Zr) en el área del segundo premolar superior en una PPF de 3 unidades después de 12 meses de servicio clínico.



Figura 3b. Recubrimiento intraoral con sílice de las partes defectuosas con un aparato manual de abrasión por aire tras la colocación de una plantilla para proteger las estructuras adyacentes.



Figura 3c. Tras el recubrimiento de sílice, el área defectuosa se silanizó, adhirió, y reconstruyó con un composite híbrido de partículas finas.

Durante la prueba de estructura, se prestó particular atención a la extensión máxima de los conectores (fig. 8). Las áreas de la estructura cercanas a la encía se cubrieron tan sólo con una capa muy delgada de material de glaseado durante el proceso de recubrimiento para cumplir la dimensión mínima prescrita de 6 mm<sup>2</sup> de sección del conector en las PPFs anteriores (fig. 9). Durante la prueba final de la restauración, se prestó especial atención a la adecuada interacción

de la zona en el área de los pónicos ovoides<sup>14</sup> (fig. 10). Por razones estéticas, en el área cervical de la cara vestibular de los pilares se redujo la estructura de zirconio y se aplicó cerámica de recubrimiento en el hombro para evitar los efectos blanquecinos del color y aumentar la transmisión de la luz dentro de la estructura dentaria natural<sup>15</sup> (fig. 9).

En este caso, para la estabilización de la cerámica del hombro, se realizó grabado selectivo con ácido fluorhídrico y se cementó la prótesis con un cemento de resina adhesiva autopolimerizable (Panavia 21 TC, Kuraray). Una vez terminado el tratamiento, se logró una interacción armónica entre los tejidos blandos y la PPF totalmente cerámica (figs. 11a y 11b).

#### *PPF anterior con cerámica de color gingival*

Un joven de 19 años de edad presentaba agenesias de varios dientes anteriores y posteriores en ambos maxilares. El tratamiento ortodóncico no pudo realizarse como estaba previsto debido a la mala cooperación del paciente. Como consecuencia de ello, el incisivo lateral inferior izquierdo requería todavía corrección ortodóncica (inclinación mesiovestibular) (fig. 12). Inicialmente se le propuso al paciente un plan de tratamiento con restauraciones implantosoportadas. Sin embargo, el paciente se inclinó por un tratamiento con PPF totalmente cerámicas, que podía realizarse en menor tiempo.

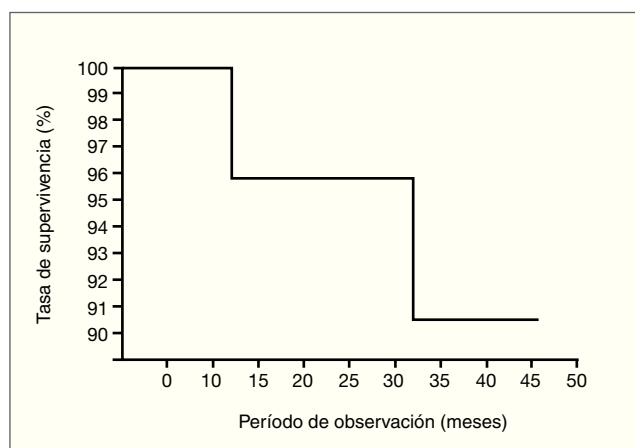


Figura 4. Tasa de supervivencia acumulativa estimada de acuerdo con Kaplan-Meier para la cerámica de recubrimiento en relación con número de PPFs evaluadas<sup>11</sup>.





*Figura 5.* Situación inicial. PPF de MP de 10 años de antigüedad de canino a canino en maxilar superior reemplazando los incisivos centrales. El recubrimiento cerámico sobre el incisivo lateral izquierdo exhibe múltiples astillamientos con exposición de metal.



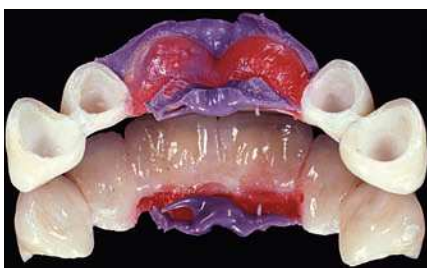
*Figura 6.* Acondicionamiento del punto receptor del pónico ovoide mediante una fresa de diamante grueso redonda y refrigeración de agua.



*Figura 7.* Situación después de un período de curación de 6 semanas del tejido blando y preparación final de los dientes pilares.



*Figura 8.* Prueba de la estructura de zirconio. Se prestó especial atención a la extensión suficiente de los conectores. Se pudo acomodar una sección de aproximadamente 9 mm<sup>2</sup>.



*Figura 9.* Segunda prueba de la PPF de zirconio tras el recubrimiento preliminar. Se requirió un rebase para establecer soporte adecuado y transición en el área receptora de los pónicos ovoides. Por razones estéticas, en el área vestibular de los pilares se redujo la extensión marginal de la estructura.



*Figura 10.* Prueba de la versión final de la PPF anterior. Se prestó especial atención a la transición entre el tejido blando acondicionado y la parte basal de los pónicos ovoides.



*Figura 11a.* Imagen vestibular. Situación después del cementado adhesivo de una PPF anterior. Se consiguió una interacción armónica entre los tejidos blandos y la restauración.



*Figura 11b.* Imagen palatina. En el área de los conectores, la estructura se extendió al máximo por razones de estabilidad. En esta área la cerámica de zirconio se cubrió sólo con una fina capa estética y glaseado.



Figura 12. Situación inicial. Múltiples agenesias dentarias en un hombre de 19 años de edad tras un tratamiento ortodóncico con colaboración limitada del paciente.



Figura 13. Junto con la preparación de los pilares, se empleó una plantilla diagnóstica fabricada a partir de un encerado diagnóstico. El incisivo inferior lateral izquierdo exhibe una marcada inclinación hacia mesiovestibular.



Figura 14. Durante la preparación de los dientes pilares, el incisivo lateral inferior izquierdo tuvo que ser endodonciado para conseguir un eje de inserción uniforme. El diente se restauró con un poste radicular reforzado con fibra y con composite.



Figura 15. Prueba de una estructura DigiZon de 6 unidades. Se consiguió un buen soporte del recubrimiento cerámico, gracias a la configuración de la estructura fabricada a partir del encerado (Doble scan, un procedimiento en el que se toman cortes tanto de la preparación como del encerado).



Figura 16a. Imagen vestibular de la PPF anterior mandibular tras el recubrimiento con vitrocerámica sintética. Para compensar los déficits del reborde edéntulo, se aplicó cerámica de color gingival en la parte basal del pónico.



Figura 16b. Imagen basal de la PPF anterior mandibular. En la parte del conector más cercana a la encía, la estructura se cubrió sólo con una capa de material estético y glaseado.



Figura 16c. Imagen lingual de la PPF anterior mandibular. La separación de los dientes en la parte lingual es muy moderada para no debilitar la estructura.



Figura 17. Imagen basal de la PPF anterior mandibular terminada, con luz fluorescente. El recubrimiento cerámico exhibe una fluorescencia adecuada en las áreas estéticamente relevantes. La cerámica de color gingival no debe exhibir ninguna fluorescencia.



Figura 18. Imagen vestibular de la PPF anterior cementada de forma definitiva con un cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina (Fuji Plus, GC).

Las preparaciones de los dientes pilares se realizaron con la ayuda de una plantilla, fabricada a partir de un encerado diagnóstico (fig. 13). En él se vio que el incisivo lateral izquierdo necesitaba tratamiento endodóncico debido a su desfavorable inclinación. Tras el

tratamiento endodóncico se insertó un poste radicular de fibra de vidrio reforzada con composite empleando la técnica adhesiva, y a continuación se procedió a una reconstrucción estable con un eje de inserción adecuado (fig. 14).

Durante la prueba de estructura, se prestó especial atención al ajuste marginal y al soporte suficiente de la cerámica de recubrimiento (fig. 15). Para compensar el déficit de reborde alveolar, se aplicó en el área de los pónicos cerámica de color gingival (figs. 16a a 16c). Bajo luz fluorescente resulta obvio que la estructura de zirconio y la cerámica de color gingival no exhiben fluorescencia (fig. 17). Así como en las zonas de la restauración que exhiben color gingival no debe haber fluorescencia, en la cerámica de recubrimiento estética ésta es obligatoria. Una vez terminado el tratamiento se consiguió una buena armonía (fig. 18).

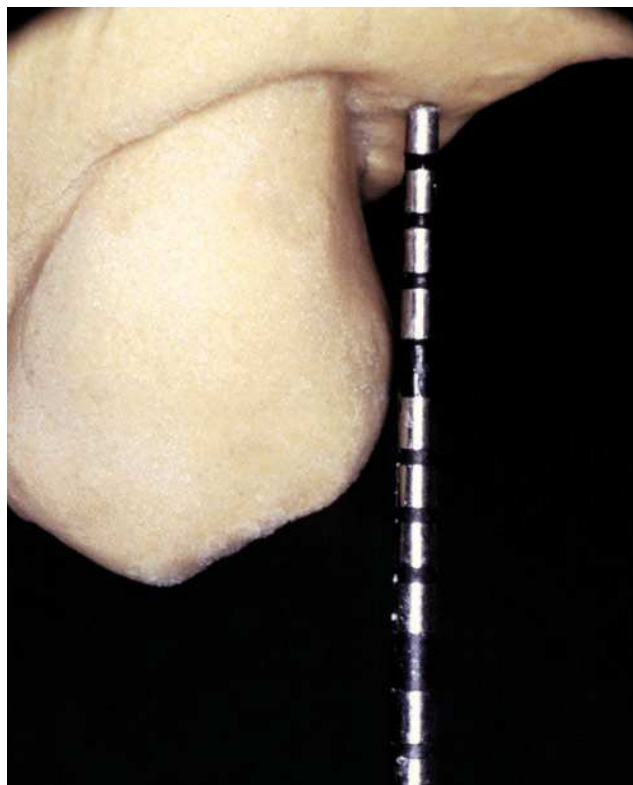
### *PPF posterior*

Un hombre de 32 años de edad deseaba reemplazar su PPF de MP con superficies oclusales metálicas. De acuerdo con los protocolos de estudio, en la región posterior se requería un mínimo de 9 mm<sup>2</sup> de sección en el conector del pónico. Teniendo en cuenta la oclusión estática y

dinámica, esto requiere una altura mínima del pilar antes de la preparación de aproximadamente 4 mm. Para la evaluación clínica y técnica, es recomendable emplear una sonda con escala milimetrada (North Carolina Probe, Hu-Friedy) (fig. 19).

Después de retirar la PPF de MP, se prepararon los dientes pilares de acuerdo con los protocolos mencionados, estableciendo una línea de terminado en chamfer (fig. 20). Lo más difícil de conseguir durante la preparación fue establecer un ángulo de convergencia de 6 a 10 grados, evitando zonas retentivas y divergencias entre los dientes pilares.

Durante la fabricación de la estructura se tuvo mucho cuidado de respetar la extensión máxima de las secciones del conector. Como el espacio era desfavorable, la estructura cerámica se extendió hacia la superficie en las áreas invisibles entre el pilar canino y el pónico del primer premolar (fig. 21). Con la restauración colocada la estructura era ligeramente visible en el área palatina del conector (fig. 22).



**Figura 19.** En las restauraciones de PPF, la dimensión vertical de los pilares representa un parámetro importante para satisfacer los requisitos mínimos de sección del conector. Se puede realizar la inspección con la ayuda de una sonda periodontal con una escala milimétrica, teniendo en cuenta la oclusión estática y dinámica.



**Figura 20.** Tras la retirada de una restauración de MP, se prepararon los dientes pilares siguiendo las normas del estudio.



## Discusión

El estudio clínico presentado examinó estructuras de zirconio de PPFs de hasta 6 unidades de longitud. La mayor parte (81%) de las PPFs incorporadas se localizaban en la región posterior reemplazando premolares y molares (tabla 2). Después de un período de observación medio de más de 39 meses, no se registró ninguna fractura de las estructuras de zirconio. Esta observación es consistente con los resultados de otros estudios clínicos, que en parte habían establecido períodos de seguimientos más largos<sup>4,6,16,17</sup>. En un ensayo clínico de 5 años, la tasa de éxitos de las PPFs posteriores con estructuras de zirconio se estableció en un 97,8%<sup>5</sup>. Sólo se fracturó, después de 38 meses de servicio clínico, una reconstrucción maxilar de 5 unidades con 3 pónicos conectados que reemplazaba a dientes posteriores. Y además se asumió que la causa principal de la fractura había sido el trauma. En el presente estudio clínico, en el protocolo de estudio se definió un máximo de dos pónicos conectados para reemplazar dientes posteriores y de 3 pónicos conectados para dientes anteriores.

Los resultados de este ensayo clínico son alentadores si se comparan con los estudios clínicos basados en sistemas totalmente cerámicos sin estructuras de zirconio. En las PPFs totalmente cerámicas fabricadas con estructura cerámica de disilicato de litio se han reseñado unas tasas de supervivencia del 93% después de un período de observación medio de 24 meses<sup>18</sup> y del 78% después de un período de observación medio de 50 meses<sup>18</sup>. En este último estudio, se registraron como causa principal del fracaso en las PPFs anteriores las fracturas de la estructura. No obstante las dimensiones de los conectores



Figura 21. Para conseguir la sección mínima requerida, se extendió la cerámica de la estructura a la superficie entre el canino y el primer premolar.

de las PPFs que fallaron no cumplían la recomendación técnica de un mínimo de 16 a 20 mm<sup>2,19</sup>. Los estudios clínicos sobre PPFs totalmente cerámicas con sistemas basados en estructuras de cerámica alúmina infiltrada con vidrio (In-Ceram Alúmina, Vita Zahnfabrik) exhibieron una incidencia de fracturas de la estructura causadas por carga funcional del 10% después de 5 años<sup>20</sup> y del 7% después de 76 meses<sup>21</sup>.

En el seguimiento clínico de este estudio, se prestó especial atención al astillamiento de la cerámica de recubrimiento y hasta el momento se han registrado 2 astillamientos de la misma. Estas incidencias se detectaron después de 12 a 32 meses, incluyendo una exposición de la estructura (figs. 3a y 4).

Ninguno de los astillamientos requirió un recambio completo de la restauración ya que existen métodos para su reparación intraoral. En estudios clínicos previos que investigaron diferentes tipos de sistemas totalmente cerámicos basados en zirconio se reseñaron los tipos de defectos con-



Figura 22. Tratamiento terminado de una PPF de 5 unidades de canino a segundo molar en el maxilar superior derecho.

tradictorios y tasas de defectos del material de recubrimiento: fracturas cohesivas menores: un 4,3% de los casos después de 18 meses<sup>16</sup>, un 15,0% después de 24 meses<sup>22</sup>, un 25,0% después de 31 meses<sup>4</sup>, y un 6,0% de los casos después de 38 meses<sup>6</sup>. En un estudio clínico de Sailer et al, el astillamiento del material de recubrimiento se produjo en un 15,2% de las restauraciones después de un período de observación media de 35,1 meses<sup>5</sup>. También en sistemas totalmente cerámicos basados en estructuras de disilicato de litio (Empress 2, Ivoclar Vivadent), se reseñó una tasa de astillamientos relativamente elevada del 9,8% después de un período de observación medio de 52 meses<sup>23</sup>.

A diferencia de lo anterior, los estudios clínicos sobre estructuras aluminocerámicas infiltradas con vidrio (In-Ceram Alumina) no reseñaron complicaciones asociadas al material de recubrimiento<sup>20,21</sup>. Por otra parte los estudios clínicos sobre restauraciones de MP reseñaron una incidencia menor de defectos del material de recubrimiento que los demostrados por los sistemas totalmente cerámicos basados en zirconio<sup>24-26</sup>. Sin embargo, con una nueva cerámica de recubrimiento diseñada para estructuras de titanio sin aleación reseñaron de forma significativa más astillamientos que con una cerámica de recubrimiento feldespática convencional para estructuras con aleación rica en oro<sup>27</sup>. De acuerdo con una investigación in vitro, la fractura de la cerámica de recubrimiento empleada en estructuras de zirconio se limitó a daño superficial de la capa de recubrimiento<sup>28</sup>. Estas observaciones in vitro no pudieron confirmarse en el presente estudio debido al número insuficiente de astillamientos. Sin embargo, en una investigación clínica de PPFs de 3 unidades con estructuras de zirconio, se reseñaron observaciones consistentes ya que las 5 complicaciones asociadas a la cerámica de recubrimiento fueron descritas como fracturas cohesivas menores<sup>4</sup>.

Se han discutido diferentes parámetros como razones posibles que pueden causar la elevada incidencia de astillamientos de los materiales de recubrimiento de los sistemas basados en zirconio. Éstos incluyen soporte insuficiente del material de recubrimiento por el diseño de la estructura, cambios en la composición de la cerámica respecto a las cerámicas de recubrimiento convencionales feldespáticas<sup>5</sup>, discrepancia en la expansión térmica entre la cerámica de recubrimiento y la cerámica de la estructura<sup>29</sup>, superficie desfavorable y tratamiento de calor de la estructura de zirconio y la transformación de fase asociada<sup>30,31</sup> y degradación acelerada de la resistencia de la cerámica<sup>32</sup>. Por otra parte hay que recordar que la conductividad térmica del  $Y_2O_3$  zirconio estabilizado es aproximadamente 12 veces menor que la de la cerámica  $Al_2O_3$ <sup>33</sup> (99%). En vista de ello podría ser necesario

revisar los programas de cocción existentes para el proceso de recubrimiento de las estructuras de zirconio para intentar establecer una distribución más homogénea del calor incluso en áreas de la estructura voluminosas diseñadas anatómicamente. La mala distribución del calor puede dar lugar a una cocción insuficiente de la cerámica de recubrimiento, lo que a su vez puede resultar en una mayor cantidad de poros con el consiguiente debilitamiento de la unión en la interfase entre la cerámica de recubrimiento y la cerámica de la estructura<sup>34</sup>.

Con la llegada de la tecnología CAD/CAM a la odontología se establecieron unos grosores excesivos de la capa de recubrimiento debido al grosor uniforme de la capa de cofia. Este problema se debía fundamentalmente a las limitaciones del software. Por otra parte las mejoras del software permiten realizar ajustes morfológicos de la estructura hasta el contorno externo final de la restauración<sup>1</sup>. En el presente estudio se definió 2,0 a 2,5 mm como el grosor de capa máximo del material de recubrimiento. Para establecer el soporte morfológico de la estructura se demostró útil realizar un escáner adicional de un encerado completo de la restauración (doble scan). De cualquier forma, no pareció que el soporte adecuado anatómico del material de recubrimiento fuera el factor predominante que producía los fallos del material de recubrimiento<sup>5</sup>.

En el presente estudio se reseñó una complicación adicional ya que un pilar requirió acceso endodóncico a través de la cerámica de recubrimiento y de la estructura de zirconio. Aunque no pudo observarse ningún efecto de debilitamiento adicional de la restauración perforada, debe tomarse en consideración que esto produce una pérdida importante de resistencia debido al astillamiento de los bordes alrededor de las aperturas de acceso y a la posible formación de grietas radiales en la estructura de zirconio<sup>35</sup>.

Los valores de los parámetros periodontales demostraron la integración biológica de las 21 PPFs de zirconio evaluadas. Esto concuerda con los resultados de otros estudios clínicos con sistemas totalmente cerámicos comparables.

En las restauraciones fabricadas mediante procesos CAD/CAM, es importante realizar una buena evaluación clínica de la integridad marginal para seleccionar el material de cementado adecuado, debido a la solubilidad de los cementos convencionales<sup>36</sup>. La evaluación de la integridad marginal exhibió un 81% de las transiciones perfectas. Esto concuerda con un estudio previo que empleó un método de evaluación diferente<sup>4</sup>. Sin embargo, en un ensayo clínico de 5 años sobre un prototipo de un sistema CAD/CAM, se reseñaron resultados insatisfactorios de la integridad marginal<sup>5</sup>.

Finalmente, casi todos los pacientes del presente estudio expresaron un alto grado de satisfacción con el resultado estético de las PPFs de zirconio. Este resultado ha sido confirmado por varios estudios clínicos previos que emplearon materiales totalmente cerámicos similares<sup>4,6</sup>. En el presente estudio, en una PPF anterior, se detectaron limitaciones del resultado estético en el área marginal de los pilares anteriores debido al denso color blanquecino y a la elevada opacidad de la estructura de zirconio. Estas limitaciones estéticas se produjeron fundamentalmente en cuanto a la distribución desfavorable del espacio y resultaron ser un problema general de las estructuras de zirconio no estéticas<sup>15</sup>. En este caso concreto, se redujo el grosor de la estructura en la parte cervical del área vestibular y se reforzó después con cerámica de hombro como parte del material de recubrimiento, de modo similar a como se hace en las prótesis de MP<sup>37</sup> (fig. 8).

En el presente estudio, la estructura se fabricó empleando bloques de cerámica de zirconio en fase densamente sinterizada. Este procesamiento es complicado y de costo intensivo debido a la extrema dureza<sup>33</sup> (dureza Vickers en N/mm<sup>2</sup>, HV = 1.200) del material densamente sinterizado empleado para el tallado. Además hay que tener en cuenta también los daños que se producen en las zonas limítrofes de la microestructura cerámica durante el procesamiento<sup>3</sup>. Para reducir los tiempos de procesamiento y el desgaste y desgarrar de los instrumentos de tallado, la mayoría de los sistemas CAD/CAM disponibles en el mercado hoy en día procesan el zirconio en fase presintetizada. Para el sistema presente, se ha introducido recientemente el tallado en fase presintetizada con numerosas mejoras de software.

Hasta la fecha, no existen suficientes datos concernientes al éxito a largo plazo de las estructuras de zirconio fabricadas mediante CAD/CAM para PPFs. Durante más de tres años se han sometido a observación en estudios clínicos a largo plazo PPFs de zirconio con resultados prometedores<sup>4,6</sup> exhibiendo un menor número de incidencias de fracturas de la estructura que otros materiales totalmente cerámicos<sup>19,21</sup>.

## Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio clínico, después de un período de observación medio de más de 3 años, pueden establecerse las siguientes conclusiones preliminares:

1. Las PPF de 3, 4, 5 y 6 unidades de zirconio fabricadas a partir de una fase densamente sinterizada exhibieron una estabilidad suficiente para ser empleadas en dentición anterior y posterior.

2. Se produjeron dos astillamientos reparables de la cerámica de recubrimiento, lo que resultó en una tasa de astillamiento de un 9,5% de los casos.

3. De las 21 PPFs, un 92% fueron puntuadas como excelentes desde el punto de vista estético.

## Agradecimientos

Este estudio clínico fue sufragado en parte por AmannGirrbach Dental, Pforzheim, Alemania. Los autores quieren expresar su agradecimiento a los centros de tallado CAD/CAM H. W. Hossfeld, Bielefeld, Alemania, y Schulze & Lierfeld, Bruhl, Alemania, por la fabricación de las estructuras de zirconio.

## Bibliografía

1. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
2. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 2007;115:161-166.
3. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconium ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-491.
4. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237-244.
5. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388.
6. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze KA, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon-Ein klinisches Konzept mit Erfolg? *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60:435-445.
7. Silness J, Loe H. Periodontal disease in pregnancy. Part II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontol Scand* 1964;22:533-551.
8. Loe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy. Part I. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand* 1963;21:532-551.
9. Saxer UP, Muhlemann HR. Motivation und Aufklärung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1975;85:905-919.
10. Edelhoff D, Marx R, Spiekermann H, Yildirim M. Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:350-356.
11. Kaplan EL, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc* 1958;53:457-465.
12. Bodirsky H. Die Immediate-Pontic-Technik-Eine Methode zur Erhaltung der Ästhetik nach Extraktion von Frontzähnen und Prämolaren. Immediate-pontic-technique. *Quintessenz* 1992;43:251-265.
13. Spear FM. Maintenance of the interdental papilla following anterior tooth removal. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11:21-28.
14. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. A review on esthetic pontic design options. *Quintessenz Int* 2002;33:736-746.
15. Sailer I, Holderegger C, Jung R, et al. Zirkonoxid-Verblendkeramiken: Farbstabilität und technische Verarbeitung. *Quintessenz Zahntech* 2005;31:498-512.
16. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconium-based fixed partial dentures-18 month results. Bornemann G, Rinke S, Hüls A. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):842.
17. Clinical evaluation of zirconium-based all-ceramic posterior bridges. Two-year results. Pospiech P, Rountree PR, Nothdurft FP. *J Dent Res* 2003;82:(Spec Iss B):817.
18. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.

19. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006;37:253-259.
20. Vult von Steyern PV, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14:379-384.
21. 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.
22. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.
23. Edelhoff D, Spiekermann H, Brauner J, Yildirim M. IPS Empress 2 adhäsiv und konventionell befestigt—Klinische Ergebnisse nach dreijähriger Tragedauer. *Dental-Praxis* 2005;12:21-33.
24. Reuter JE, Brose MO. Failures in full crown retained dental bridges. *Br Dent J* 1984;157:61-63.
25. Moffa JP, Jenkins WA, Ellison JA, Hamilton JC. A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: A five-year study. *J Prosthet Dent* 1984;52:491-493.
26. Strub JR, Stiffler S, Schärer P. Causes of failure following oral rehabilitation: Biological versus technical factors. *Quintessence Int* 1988;19:215-222.
27. Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:91-96.
28. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86:142-146.
29. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007;34:841-847.
30. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9-18.
31. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008 (Epub Ahead of Print).
32. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79:722-731.
33. Maier HR. *Leitfaden Technische Keramik: Werkstoffkunde II, Keramik*. Mainz-Druck, Germany: 1995:182.
34. Anusavice KJ, Lee RB. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J Dent Res* 1989;68:1075-1081.
35. Wood KC, Berzins DW, Luo Q, Thompson GA, Toth JM, Nagy WW. Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *J Prosthet Dent* 2006;95:33-41.
36. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed-dental-prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: Cementation. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 (suppl 3):193-204.
37. Lehner C, Männchen R, Schärer P. Variable reduced metal support for collarless metal ceramic crowns: A new model for strength evaluation. *Int J Prosthodont* 1995;8:337-345.