

## Estudio clínico prospectivo sobre la eficacia de puentes posteriores de cerámica de óxido de zirconio tras un período de observación de 3 años

Irena Sailer, Dr. med. dent.<sup>a</sup>, Aurel Fehér, Dr. med. dent.<sup>b</sup>, Frank Filser, Dr. rer. nat.<sup>c</sup>, Heinz Lüthy, Prof. em. Dr. rer. nat.<sup>d</sup>, Ludwig J. Gauckler, Prof. Dr. rer. nat.<sup>e</sup>, Peter Schärer, Prof. em. Dr. med. dent. <sup>†f</sup>, y Christoph Hämerle, Prof. Dr. med. dent.<sup>f</sup>

Con el presente estudio de cohortes prospectivo se pretendía analizar la tasa de éxito de puentes posteriores de tres a cinco piezas provistos de una subestructura fabricada en óxido de zirconio tras un período de función clínica de tres años. En el estudio se incluyó a 45 pacientes que precisaban al menos un puente para sustituir de uno a tres dientes del sector posterior. La fabricación de la subestructura se realizó utilizando un nuevo procedimiento de fresado mecánico asistido por ordenador (procedimiento CAM). Las subestructuras se fresaron con un tamaño mayor según los cálculos exactos del sistema a partir de pastillas de óxido de zirconio presinterizado y a continuación se contrajeron hasta alcanzar el tamaño requerido. Fueron cementados un total de 75 puentes en el sector posterior con Variolink o Panavia TC utilizando técnicas adhesivas. Inmediatamente después de la cementación y a los 12, 24 y 36 meses de la misma, se efectuaron sendas exploraciones clínicas y

radiográficas. Para la evaluación estadística de los datos se usaron los recursos de la estadística descriptiva y un análisis de la tasa de supervivencia según Kaplan y Meier. Los investigadores utilizaron la prueba de McNeamar para realizar una comparación de la profundidad de surco, del índice de placa y del sangrado al sondaje entre los dientes pilares y los dientes control del sector contralateral. A los 36 meses se exploró a 36 pacientes portadores de 46 puentes en el sector posterior. Dado que no se produjo ninguna fractura, la tasa de éxito resultante de las subestructuras de óxido de zirconio fue del 100%. Fue necesario sustituir siete puentes del sector posterior por problemas técnicos y biológicos. Esto arrojó una tasa de supervivencia de los puentes del 84,8%. En el 10,9% de los puentes posteriores aparecieron lesiones de caries secundaria y en el 13,0% se registraron desprendimientos en la cerámica de recubrimiento. Las profundidades de surco de los dientes pilares y de los dientes control no presentaron diferencias significativas. Los resultados muestran que las estructuras de cerámica de óxido de zirconio disponen de la estabilidad suficiente para sustituir dientes del sector posterior. Sin embargo, será necesario perfeccionar el prototipo de fresado para disminuir la alta tasa de problemas técnicos surgidos.

(Quintessenz. 2007;58(3):251-61)

### Introducción

Hace tiempo que las cerámicas se vienen utilizando en el campo de las restauraciones fijas y de la odontología conservadora con el objetivo de obtener unos resultados

Correspondencia: <sup>a</sup>Clínica de Prótesis Dental y de Ciencias de Materiales Odontológicos.

Centro de Odontología y de Medicina Oral y Maxilofacial de la Universidad de Zürich.

Plattenstrasse 11, CH-8032 Zürich. Suiza.

Correo electrónico: irena.sailer@zzmk.unizh.ch

<sup>b</sup>Consulta privada, Zürich. Suiza.

<sup>c</sup>Instituto de Materiales Inorgánicos No Metálicos.

Escuela Técnica Superior Confederada de Zürich. Suiza.

<sup>d</sup>Clínica de Prótesis Dental y de Ciencias de Materiales Odontológicos.

Centro de Odontología y de Medicina Oral y Maxilofacial de la Universidad de Zürich. Suiza.

<sup>e</sup>Instituto de Materiales inorgánicos No Metálicos.

Escuela Técnica Superior Confederada de Zürich. Suiza.

<sup>f</sup>Clínica de Prótesis Dental y de Ciencias de Materiales Odontológicos.

Centro de Odontología y de Medicina Oral y Maxilofacial de la Universidad de Zürich. Suiza.

estéticos óptimos<sup>17</sup>. Las excelentes propiedades específicas del material y sus cualidades ópticas han dado lugar al desarrollo de una gran cantidad de sistemas de cerámica sin metal. Sin embargo, entre los distintos tipos de cerámicas existen importantes diferencias, razón por la que existen distintas indicaciones clínicas en función de la clase de cerámica. Las cerámicas con base de sílice, como la cerámica feldespática, presentan excelentes propiedades ópticas, por lo que se aplican en zonas en las que es preciso cumplir los más estrictos requisitos estéticos. Por otro lado, dada su reducida estabilidad mecánica, estas cerámicas precisan de una subestructura de refuerzo o de una fijación adhesiva a la sustancia dura dentaria. Además, la indicación se limita a las coronas unitarias<sup>4,18,29</sup>. Las cerámicas sin sílice, como el óxido de aluminio, o el óxido de aluminio reforzado con óxido de zirconio, presentan una mayor estabilidad mecánica. Estos materiales se pueden utilizar para la confección de subestructuras de puentes de cerámica sin metal, expuestas a elevados esfuerzos mecánicos<sup>16,17</sup>.

De entre todas las cerámicas dentales disponibles, la cerámica de óxido de zirconio ofrece las mejores propiedades mecánicas para puentes del sector posterior. Posee una resistencia a la flexión y una tenacidad de rotura que supera en más del doble a las de otras cerámicas. Las cerámicas vítreas (como Empress 1) presentan una resistencia a la flexión de 182 MPa y una tenacidad de rotura de 1,77 MPa m<sup>1/2</sup>; la resistencia a la flexión de la cerámica de óxido de aluminio infiltrada con vidrio es de 547 MPa y la tenacidad de rotura<sup>15</sup> de 3,55 MPa m<sup>1/2</sup>. La cerámica de óxido de zirconio, en cambio, registra una resistencia a la flexión de 900 MPa y una tenacidad de rotura<sup>26</sup> de 9 MPa m<sup>1/2</sup>. En un nuevo estudio in vitro apenas se registraron fracasos en puentes con una subestructura de óxido de zirconio en los que se había simulado una exposición a cargas masticatorias durante 10 años<sup>9</sup>. En otro estudio, en el que se investigó la estabilidad de la cerámica vítrea (Empress), se observó una pérdida de más de la mitad de la resistencia inicial después de haber sometido el material a un envejecimiento artificial<sup>28</sup>.

Las primeras aplicaciones de la cerámica de óxido de zirconio en el campo de la odontología, como los pernos radiculares prefabricados o los pilares cerámicos de implantes en zonas muy exigentes desde el punto de vista estético, registraron unos resultados clínicos a largo plazo muy prometedores. En un estudio clínico retrospectivo, en el que se investigaron 79 dientes provistos de un perno radicular de óxido de zirconio, no se observó ninguna fractura a los cuatro años de la colocación<sup>20</sup>. Tampoco se registraron fracturas de los pilares de óxido de

zirconio en implantes que habían sido utilizados durante 4 años<sup>10</sup>. En el campo de la medicina también se han aplicado con éxito piezas de cerámica de óxido de zirconio prefabricadas, como son los componentes de las prótesis de cadera<sup>3</sup>. En consecuencia, este tipo de cerámica se perfila como un material muy prometedor para la fabricación de subestructuras de puentes para los sectores anterior y posterior.

Puesto que las cerámicas de óxido de zirconio no se pueden procesar en el laboratorio con los métodos habituales (recubrimiento con polvo/líquido), las estructuras se deben obtener por medio del fresado de bloques prefabricados. A esto hay que añadir que el fresado manual de la cerámica de óxido de zirconio presinterizada requiere mucho tiempo y supone un elevado desgaste de las fresas<sup>36</sup>.

Todo ello hace que se opte por aplicar métodos modernos con una nueva tecnología asistida por ordenador. A partir de bloques prefabricados de distintos tamaños se pueden fresar subestructuras de coronas y puentes. En primer lugar se realiza un modelado en cera de las subestructuras (computer-assisted manufacturing, CAM) y a continuación se escanean, o bien se diseñan digitalmente (computer-aided designing, CAD) después de haber escaneado el modelo maestro. Para sortear los problemas asociados al fresado de la cerámica de óxido de zirconio sinterizada, se desarrolló un nuevo método que permitía mecanizar piezas en verde «blandas» de óxido de zirconio. Esta nueva técnica permite fresar fácilmente bloques de cerámica presinterizada para darles la forma deseada. A continuación se someten a un proceso de sinterización para dotar al material de unas propiedades óptimas. Durante la sinterización la subestructura se contrae, reacción que debe ser compensada fresando la pieza con un tamaño mayor en la fase de fabricación anterior. Esto se consigue por medio de un software especial<sup>7</sup>. El proceso de fabricación disminuye los tiempos de fresado y el desgaste de las fresas, lo que resulta en una reducción del coste global. En la actualidad existen en el mercado una gran variedad de sistemas que trabajan con óxido de zirconio presinterizado, lo que ha dado lugar a un aumento de la cantidad de puentes provistos de una subestructura de cerámica de óxido de zirconio. Las figuras 1 a 9 ilustran el procedimiento clínico para el tratamiento de un espacio edéntulo amplio en la arcada superior con un puente de cerámica de óxido de zirconio de cuatro piezas.

Por el momento no se dispone de estudios clínicos a largo plazo sobre la eficacia de coronas y puentes con una subestructura de cerámica de óxido de zirconio. El objetivo del presente estudio clínico de cohortes fue el



Figura 1. Situación inicial. Tras la pérdida de los dientes 14 y 15 se planificó la cementación de un puente de cuatro piezas con una subestructura de óxido de zirconio. Esta situación con espacio edéntulo presenta un espacio vertical suficiente para las dimensiones mínimas requeridas del conector.



Figura 2. Sobre el modelo maestro se confecciona un encerado de la restauración deseada y se prueba en la boca del paciente.



Figura 3. La subestructura es fabricada manualmente por el técnico de laboratorio. Una de las ventajas de la tecnología CAM del procedimiento DCM es que se puede comprobar el diseño anatómico de la subestructura con la llave de silicona tomada del encerado para garantizar un soporte óptimo de la cerámica de recubrimiento.



Figura 4. Imagen de la subestructura antes de la sinterización. La diferencia de tamaño entre ésta y el encerado se aprecia claramente.

de determinar la tasa de supervivencia y de éxito de puentes de tres a cinco piezas para el sector posterior provistos de una subestructura de óxido de zirconio.

## Material y método

### *Pacientes y puentes cementados*

En el estudio se incluyó a 45 pacientes que precisaban al menos un puente en el sector posterior del maxilar o de

la mandíbula. Los pacientes debían reunir las siguientes condiciones para participar en el estudio: ausencia de una a tres piezas dentarias del sector posterior, poseer un periodonto sano de los dientes pilares y presentar contactos oclusales uniformes (presencia de todos los contactos antagonistas).

Los pacientes fueron informados del objetivo del estudio, de las fases del procedimiento clínico y de los materiales que iban a ser utilizados. Así mismo, se les solicitó que firmaran un consentimiento informado. De



Figura 5. Comprobación clínica del ajuste de la subestructura de óxido de zirconio terminada y sinterizada.



Figura 6. Durante la prueba en boca se realiza la elección del color por parte del técnico; se puede aplicar un liner directamente para comprobar la idoneidad del color.



Figura 7. Vista oclusal del puente terminado.



Figura 8. Resultado clínico final tras la cementación del puente con técnicas adhesivas.



Figura 9. Control radiográfico tras la cementación. Llama la atención la marcada radioopacidad de la subestructura de óxido de zirconio.

acuerdo con la anamnesis y con las exploraciones clínicas y radiográficas los pacientes recibieron un tratamiento odontológico completo, lo que incluyó la cementación de un total de 57 puentes de entre tres y cinco piezas con subestructuras de cerámica de óxido de zirconio.

### Procedimiento protésico

A excepción de cinco puentes, confeccionados por estudiantes, los tratamientos fueron realizados por odontólogos profesionales con una dilatada experiencia clínica. La técnica de preparación se modificó ligeramente para poder cumplir los requisitos que son necesarios con el nuevo método de fabricación de las subestructuras:

- Límite de la preparación: hombro/chamfer circular redondeado (ancho de 1,2 mm)
- Preparación interna y externa redondeadas, con un radio  $\leq 0,65$  mm
- Ángulo de preparación: de  $6^\circ$  a  $8^\circ$  en molares y premolares ( $10^\circ$  en caninos)
- Reducción oclusal: 1,5 a 2,0 mm

Una vez concluida la preparación, los dientes tallados fueron tratados con un agente desensibilizante (Gluma, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania), tras lo que se procedió a la toma de impresiones de los segmentos dentarios completos con poliéster (Permadyne, 3M Espe, Seefeld, Alemania). Se fabricaron los provisionales (Protemp Garant, 3M Espe), y se cementaron con un cemento provisional (TempBond, KerrHawe, Bioggio, Suiza).

Todas las estructuras se confeccionaron por medio del método DCM (Direct Ceramic Machining). Este método ya se describe en detalle en otro trabajo publicado<sup>7</sup>. Las impresiones tomadas se vaciaron con una escayola dura (Fuji Rock, GC Germany, Múnich). A continuación se fabricaron las subestructuras con un composite fotopolimerizable (Targis, Ivoclar Vivadent, Ellwangen).

Las subestructuras se confeccionaron con los siguientes gruesos de capa mínimos, que son similares a los utilizados en los puentes metalocerámicos habituales:

- Grosor de la subestructura: 0,5 mm
- Grosor del conector: 7 mm<sup>2</sup> en puentes de tres piezas, 9 mm<sup>2</sup> en puentes de cuatro piezas y 11 mm<sup>2</sup> en puentes de cinco piezas

La superficie de las subestructuras fue registrada con medios mecánicos. Para ello se instaló una sonda en un prototipo desarrollado para la ejecución de trabajos de fresado controlados. Los datos obtenidos se digitalizaron y se aumentaron de tamaño un 25% por medio de un software especial. El aumento de tamaño era necesario para poder compensar la contracción que sufre el material durante el proceso de sinterización. Las subestructuras se fresaron con fresas de metal duro a partir de bloques de cerámica de óxido de zirconio presinterizada, tras lo que se sometieron a un proceso de sinterización a una temperatura de 1.500 °C. Durante este proceso las subestructuras se contrajeron, obteniendo de ese modo las dimensiones de las subestructuras modeladas en composite originales.

Para el recubrimiento se desarrolló una nueva cerámica de recubrimiento cuyo coeficiente de expansión térmica se ha adaptado a la cerámica de óxido de zirconio

(CET zirconia  $11 \times 10^{-6}$  K<sup>-1</sup>). Las subestructuras fueron recubiertas con las técnicas convencionales.

Las superficies internas de los puentes fueron chorroadas con óxido de aluminio (tamaño de partícula de 110 nm) durante diez segundos a una presión de 2 bar, de acuerdo con las indicaciones del fabricante, y se limpiaron con alcohol. Seguidamente se procedió a la cementación de los puentes con uno de los dos cementos siguientes: Variolink (Ivoclar Vivadent) o Panavia 21 TC (Kuraray Europe, Frankfurt/M). Los dientes pilares fueron pretratados de acuerdo con las instrucciones del fabricante del cemento correspondiente. En los casos que lo requirieron se realizó un tallado selectivo y se pulieron los puntos tallados de la restauración.

### *Exploración inicial*

Inmediatamente después de la cementación de los puentes se midió la profundidad de surco en cuatro puntos de los dientes pilares. A continuación, se realizaron radiografías de los dientes pilares y se fotografió la situación clínica.

### *Exploraciones posteriores*

Al año y a los tres años de la cementación se examinaron los puentes para detectar posibles fracturas de las subestructuras y otras complicaciones técnicas o biológicas, como desprendimientos del material de recubrimiento, fracturas de los dientes pilares, discrepancias marginales, caries secundaria, desvitalización y lesiones periapicales. También se midieron los siguientes parámetros periodontales en los dientes pilares y en los dientes control (sector contralateral o arcada antagonista, dientes sin restauraciones): profundidad de surco, pérdida de inserción, índice de placa, sangrado al sondaje y movilidad dentaria. Además, se realizó una prueba de vitalidad en los dientes pilares y en los dientes de control con dióxido de carbono, se comprobó la oclusión estática y la oclusión dinámica entre los puentes y la arcada antagonista y fueron tomadas radiografías y fotografías de la situación clínica. Por último, se preguntó a los pacientes si estaban satisfechos con la estética y la función del puente o puentes cementados. Las respuestas posibles eran «sí» o «no». Para la confección de los modelos de estudio se tomaron con alginato impresiones de las arcadas superiores e inferiores.

### *Análisis estadístico*

Se efectuó un análisis descriptivo de los datos obtenidos, que se visualizaron con ayuda de gráficos de caja y

Tabla 1. Descripción de los siete puentes que fracasaron

Puente	Piezas	Función clínica (meses)	Cemento	Razón del fracaso
1	3	21,2	Panavia TC	Fractura del diente pilar
2	4	23,3	Panavia TC	Caries secundaria
3	5	33,0	Panavia TC	Caries secundaria
4	4	44,1	Panavia TC	Caries secundaria
5	4	33,3	Variolink	Pérdida de retención
6	4	38,3	Panavia	Desprendimientos de la cerámica de recubrimiento
7	3	42,0	Variolink	Problemas endodónticos

bigotes. Los datos de los pacientes a los que no se realizaron exploraciones de seguimiento no se incluyeron en los análisis. Fueron analizados los siguientes acontecimientos y el momento en el que ocurrieron: pérdida de la restauración, desprendimientos de la cerámica de recubrimiento y aparición de caries. Además, la aparición de caries se analizó por separado como causa de la pérdida del puente. Las tasas de supervivencia se determinaron según el método de Kaplan y Meier. En aquellos casos en los que se alcanzó la mediana de duración de la supervivencia se realizó el cálculo del error estándar. En el resto de casos se indicó la media de duración de la supervivencia con el error estándar. La comparación de las profundidades de surco, del índice de placa y del sangrado al sondaje se realizó con la prueba de McNemar<sup>1</sup>.

## Resultados

A los tres años 36 pacientes (17 mujeres y 19 hombres), portadores de un total de 46 puentes de cerámica de óxido de zirconio (35 de tres piezas, nueve de cuatro y dos de cinco), se sometieron a una exploración de seguimiento. Los puentes fueron examinados clínicamente tras un período de observación medio de 36,2 ( $\pm 5,4$ ) meses. Diecisiete puentes habían sido cementados con Variolink y 29 con Panavia 21 TC utilizando técnicas adhesivas. Dieciocho puentes habían sido cementados en el maxilar y los 28 restantes en la mandíbula. Los dientes sustituidos por los puentes fueron los siguientes: en cinco casos el primer premolar, en 16 casos el segundo premolar, en 24 casos el primer molar y sólo en un caso el puente sustituyó al segundo molar.

Tras un período de utilización de tres años, nueve pacientes con un total de once puentes de tres piezas abandonaron el seguimiento por diversas razones: ocho pa-

cientes se trasladaron a otra localidad o bien se negaron a someterse a nuevas exploraciones cuyos datos iban a ser utilizados en el estudio, y un paciente falleció a los dos años de la cementación del puente.

No se produjeron fracturas en las subestructuras. Esto arrojó una tasa de supervivencia de las subestructuras de óxido de zirconio del 100%. Por otro lado, fue necesario cambiar siete puentes (15,2%) por complicaciones técnicas o biológicas. En la tabla 1 se recogen estos puentes y las razones del fracaso de los mismos. En un caso se registró una pérdida de retención de un puente cementado con Variolink con técnicas adhesivas después de un período de utilización de 33,3 meses. En otro caso el puente no se había cementado correctamente al inicio, de modo que los márgenes de la preparación quedaron expuestos. Esto propició la aparición de caries secundaria, de modo que fue necesario cambiar el puente a los 44,1 meses. Otros dos puentes se perdieron a causa de un ajuste insuficiente en los márgenes coronarios y a la consiguiente aparición de caries secundaria. En un caso fue preciso extraer un diente pilar por problemas endodónticos. Otro paciente perdió un diente pilar a causa de una fractura radicular longitudinal. La razón que llevó a la pérdida del séptimo puente fue una extensa fractura de la cerámica que recubría la subestructura (fig. 17). La tasa de supervivencia de los puentes fue del 84,8%.

En el 13% de los casos ( $n = 6$ ) se produjeron desprendimientos de la cerámica de recubrimiento después de un período de observación medio de 37,2 ( $\pm 0,6$ ) meses (fig. 10). El primer caso en el que se produjo un desprendimiento se observó a los 18,1 meses y el último a los 38,3 meses de función clínica. El 56,6% de los puentes ( $n = 26$ ) presentó un ajuste insuficiente a nivel de los márgenes coronarios. En el 10,9% ( $n = 5$ ) de los puentes se constató la presencia de caries secundaria en el mar-

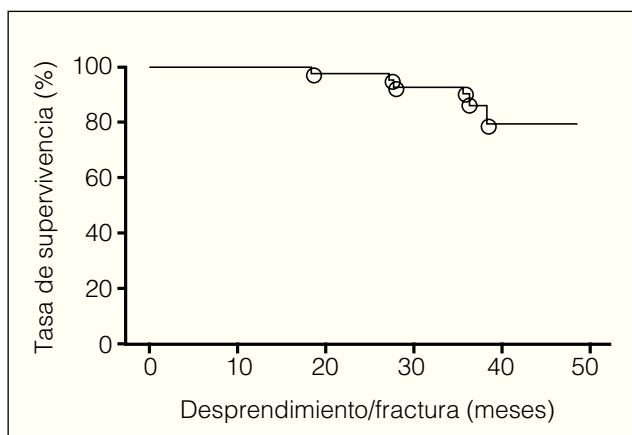


Figura 10. Tasa de supervivencia de la cerámica de recubrimiento según Kaplan y Meier.

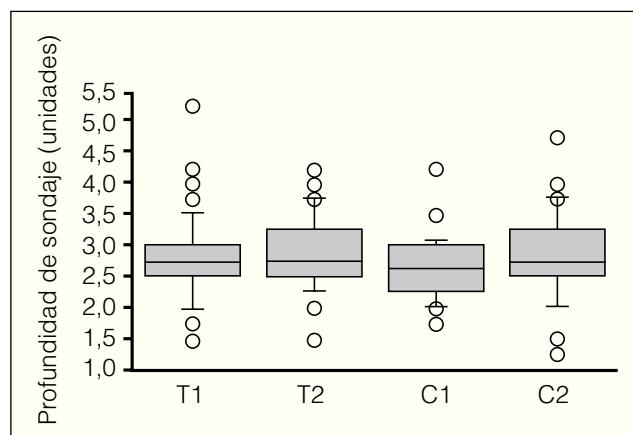


Figura 11. Gráficos de caja y bigotes de las profundidades de surco de los dientes de estudio (T1: anterior; T2: posterior) y de los dientes control (C1: anterior; C2: posterior).

gen de la corona. A pesar de ello, no se pudo establecer una relación estadísticamente significativa entre el ajuste insuficiente en los márgenes coronarios y la aparición de caries secundaria ( $p = 0,685$ ; prueba de Fisher).

Desde el punto de vista de la situación periodontal no se registraron diferencias significativas entre las profundidades de surco de los dientes pilares y las de los dientes control (fig. 11). El sangrado al sondaje, en cambio, fue significativamente mayor en los dientes pilares que en los dientes control ( $p = 0,007$ ; prueba de McNemar).

Por otro lado, en los dientes control se registró un índice de placa superior al observado en los dientes pilares. Esta diferencia fue poco significativa ( $p = 0,022$ ; prueba de McNemar). Dado que el sangrado al sondaje y un elevado índice de placa se correlacionaban, llamó la atención que con frecuencia se registrara sangrado al sondaje en puntos de estudio con ausencia de placa. Sin embargo, no se pudo encontrar una correlación estadísticamente significativa entre ambos parámetros (coeficiente de correlación de Pearson).



Figura 12. Puente superior de cuatro piezas (23-26) de óxido de zirconio a los 34,5 meses de la cementación.



Figura 13. Vista oclusal de un puente inferior de cuatro piezas (43-46) a los 32,2 meses de la cementación.



Figura 14. Vista lateral de otro puente superior de cuatro piezas (23-26) después de 36,4 meses de función clínica. La restauración, recubierta con un prototipo de cerámica de recubrimiento, encaja en la arcada con una estética aceptable.



Figuras 15a y 15b. Vistas oclusal y lateral del primer puente fabricado con DCM tras nueve años de función clínica. Puesto que el ajuste no fue perfecto, se ha alterado el color de la zona del margen.



Las figuras 12 a 14 muestran ejemplos de los puentes valorados como más eficaces en el estudio de tres años de duración. En las figuras 15a y 15b se ilustra el estado de un puente DCM después de un período de función clínica de nueve años. Las figuras 16 a 19 muestran ejemplos de puentes que presentaron complicaciones.

Todos los pacientes (100%) se mostraron satisfechos con la estética ofrecida por los puentes de cerámica sin metal. Dos pacientes (5,6%) manifestaron estar descontentos con la función: uno de ellos padecía una sensibilidad térmica persistente (debido a una cementación adhesiva incorrecta del puente) y el segundo presentó problemas oclusales (prematuridades en el puente y dolor).

## Discusión

En el presente estudio la tasa de éxito de las subestructuras de cerámica de óxido de zirconio para puentes posteriores después de tres años fue del 100%. No se registraron fracturas en las subestructuras. Este dato es significativo, puesto que únicamente se sustituyeron dientes del sector posterior, es decir, premolares y molares. Además, en el estudio se incluyeron no sólo puentes de tres piezas, sino también restauraciones que sustituían espacios mayores y formadas por un máximo de cinco piezas.

Después de revisar la bibliografía existente se constató que, en los estudios publicados hasta el momento, tampoco se produjeron fracturas de las subestructuras tras un período de observación corto a medio<sup>2,22,33,35</sup>. En otro estudio comparable de tres años, en el que se analizaba la duración de la supervivencia de puentes de óxido de zirconio en los sectores anterior y posterior, tampoco se registraron fracturas de las subestructuras<sup>33</sup>.

La tasa de fracasos registrada en subestructuras de cerámica vítreas (Empress 2) y de cerámica de óxido de aluminio infiltrada con vidrio (InCeram, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) fue más elevada que en subestructuras de óxido de zirconio. En diversos estudios realizados con Empress 2 la tasa de rotura de las subestructuras osciló entre el 6,7% y el 14,0% en un período de observación de hasta dos años<sup>5,6,21,30</sup>. A los tres años de la cementación se registraron fracturas en los puentes de tres piezas del sector anterior y posterior fabricados con Empress 2 en el 9,7% de los casos<sup>37</sup>. Los puentes fabricados con In-Ceram arrojaron diferentes tasas de rotura en el sector posterior: mientras que en un estudio se produjeron fracturas en el 11,5%<sup>31</sup> de los casos, en otra investigación no se registró ninguna después de un período de tres años<sup>32</sup>. La existencia de tales diferencias podría deberse a multitud de factores.



Figura 16. Vista oclusal de la cerámica de recubrimiento a los 42 meses: las regiones de los puntos de contacto en céntrica muestran facetas de desgaste y rugosidades que pueden suponer el punto de partida para un desprendimiento.

La estabilidad de la cerámica depende directamente de la calidad (densidad) del material. Ésta, a su vez, depende de la tecnología empleada en la producción. Tradicionalmente las subestructuras In-Ceram se fabricaban con la técnica manual de la barbotina, a lo que le seguía una infiltración con vidrio. Hoy día dichas subestructuras se confeccionan con medios mecánicos a partir de pastillas prefabricadas. Dichas pastillas aumentan la fiabilidad del material, lo que mejora la estabilidad de las subestructuras.

Otros factores que influyen en la aplicación clínica de puentes de cerámica sin metal son el tamaño, la forma y la posición del conector. La fragilidad de las cerámicas hace que su resistencia a la tracción sea reducida. Durante la masticación la porción gingival del conector interdental se somete a esfuerzos de tracción. Tal y como se ha demostrado en diversos estudios clínicos e in vitro, las fracturas de la cerámica suelen iniciarse en esa región y luego se extienden por todo el conector<sup>13</sup>. En consecuencia, para garantizar una buena estabilidad, será necesario diseñar el conector con unas dimensiones suficientes cuando se aplican cerámicas distintas a la de óxido de zirconio. La sección mínima de los conectores de subestructuras de puentes de Empress<sup>2</sup>, por ejemplo, es de 16 mm<sup>2</sup>. En un estudio reciente el incumplimiento de este requisito básico por razones estéticas o periodontales provocó diversos fracasos<sup>37</sup>. Por otro lado, la elevada estabilidad de la cerámica de óxido de zirconio permite confeccionar las subestructuras con unas dimensiones muy similares a las de las subestructuras de metal<sup>8</sup>.

El prototipo del sistema de fabricación mecánica que se utilizó en el estudio originó diversas complicaciones, lo que resultó en una tasa global de supervivencia de los puentes del 84,8%. Se registraron ajustes insuficientes en los márgenes coronarios de más del 50% de los puentes. Se observó caries secundaria en el 10,9% de los puentes, y ésta constituyó la razón principal del cambio de las restauraciones. Estos resultados no coinciden con los de otros estudios realizados sobre puentes de cerámica de óxido de zirconio, en los que tras un período de entre 1,5 y 3 años no se registró ningún caso de caries.



Figura 17. Fractura extensa de la cerámica de recubrimiento de una subestructura de óxido de zirconio en la cara lingual del pónico, en un puente inferior de cuatro piezas.



Figura 18. Astillamiento de grandes dimensiones de la cerámica de recubrimiento en el extremo distolingual de un puente inferior de tres piezas.



Figura 19. Astillamiento superficial de la cerámica de recubrimiento en el diente pilar 14.

secundaria<sup>2,22,33,35</sup>. Hasta cierto punto esto pudo deberse al hecho de que el sistema mecánico de procesamiento de la cerámica de las subestructuras del presente estudio se encontraba todavía en fase de desarrollo. Esto también es válido para los procesos clínicos y de laboratorio, en los que no existió la posibilidad de recurrir a pautas establecidas. En los estudios mencionados anteriormente, la fabricación de las subestructuras de cerámica de óxido de zirconio se realizó con procedimientos CAD/CAM consolidados.

Se observaron desprendimientos de la cerámica de recubrimiento de nuevo desarrollo en el 13,0% de los puentes. Estos resultados coinciden con los de otros estudios. En un trabajo en el que también se utilizó una cerámica de recubrimiento de nuevo desarrollo se observaron desprendimientos en el 4,3% de los puentes de uno de los dos grupos de pacientes después de 18 meses<sup>2</sup>. En el segundo grupo se había utilizado una cerámica de recubrimiento disponible en el mercado (Cercon Ceram S, DeguDent, Hanau). En dicho grupo no se produjeron desprendimientos en un período de 237 días<sup>2</sup>. Por otro lado, según otros estudios, se dieron con cierta frecuencia desprendimientos en cerámicas de recubrimiento especialmente desarrolladas para óxido de zirconio. En un estudio se observaron desprendimientos en la cerámica de recubrimiento después de dos años en el 15% de los casos<sup>35</sup> (Vita D, Vita Zahnfabrik). En un tercer estudio, con un período de observación de 38 meses, aparecieron desprendimientos en el 6% de los puentes con la misma cerámica de recubrimiento<sup>33</sup> (Vita D).

En comparación con los datos sobre puentes metacerámicos, se pudo observar una tasa de desprendimientos de la cerámica de recubrimiento más elevada en los puentes con subestructuras de óxido de zirconio<sup>12</sup>. Tras una revisión de la bibliografía más reciente se constató bien la ausencia de desprendimientos<sup>19</sup>, bien tasas de desprendimientos del 1,2%<sup>14,24</sup>, del 5,5%<sup>34</sup> y del 12%<sup>23</sup> en puentes con subestructuras de metal después de un período de observación de hasta 15 años<sup>12</sup>. En resumen, se puede afirmar que las distintas cerámicas de recubrimiento desarrolladas para la cerámica de óxido de zirconio presentan unas propiedades mecánicas insuficientes. Esto significa que todavía se deben perfeccionar las cerámicas y las técnicas de recubrimiento. Una posible solución consiste en mejorar las resistencias de las propias cerámicas. También se podría optimizar el diseño de la subestructura para mejorar el soporte de la cerámica de recubrimiento. Uno de los inconvenientes de las subestructuras fabricadas con tecnología CAD/CAM es la uniformidad del espesor de la subestructura creada virtualmente, lo que en determinadas circunstancias puede

resultar en un soporte insuficiente de la cerámica de recubrimiento. Dar a la subestructura unas dimensiones ideales, con las que proporcionar un soporte suficiente al material de recubrimiento, resulta por el momento una tarea muy compleja o del todo imposible.

En el presente estudio las subestructuras se confeccionaron manualmente, de modo que el procedimiento es comparable al proceso de fabricación tradicional de las estructuras metálicas. La modelación se efectuó teniendo en cuenta las características anatómicas del paciente y cumpliendo los mismos requisitos que en el caso de las subestructuras metacerámicas. A pesar de ello se constató una tasa elevada de desprendimientos, lo que permite concluir que se precisan nuevas normas de actuación en el trabajo en el laboratorio para la aplicación de óxido de zirconio como material para subestructuras. Otro factor que reduce potencialmente la estabilidad de la unión entre el material de recubrimiento y la subestructura y, por consiguiente, genera una mayor tasa de desprendimientos de la cerámica de recubrimiento son los daños producidos durante el procesamiento en el laboratorio y por parte del odontólogo<sup>25</sup>. Ciertos estudios *in vitro* demostraron que el chorreado de la cara interna de las subestructuras previo a la cementación provoca un daño superficial y la aparición de una gran cantidad de microgrietas. En las cerámicas convencionales, este hecho puede ocasionar una fractura completa de la subestructura y del material de recubrimiento. Dadas las propiedades del material, en la cerámica de óxido de zirconio dichas microgrietas dan lugar a la formación de una zona casi-plástica en la transición de la subestructura al material de recubrimiento. De ese modo, en presencia de cargas oclusales, las cargas de tracción inciden sobre la corona y pueden provocar fracturas en la cerámica de recubrimiento, mientras el material de la subestructura permanece intacto<sup>25</sup>. Dada la complejidad y la naturaleza multifactorial del contexto en el que se producen los desprendimientos, son necesarios estudios *in vivo* que permitan interpretar la significancia clínica de estos resultados.

No se constataron diferencias significativas entre las profundidades de sondaje de los dientes de estudio y las de los dientes control. En muchos dientes pilares que presentaban sangrado al sondaje no se detectó presencia de placa. Esto se podría atribuir a la deficiente adaptación marginal de los puentes. Además, en los dientes pilares se observó una acumulación de placa menor que en los dientes control. En estudios anteriores sobre diferentes tipos de cerámicas, incluida la de óxido de zirconio, se obtuvieron unos resultados similares<sup>11,27</sup>.

Por último, se constató que la opinión de los pacientes acerca de la estética y de la función de esta nueva clase

de puentes fue muy positiva. Esto también se mostró en otros estudios<sup>33</sup>.

El presente estudio no incluyó un grupo de control con pacientes tratados con puentes metalocerámicos recubiertos. Por esa razón, los resultados clínicos y las tasas de complicaciones de los puentes con subestructuras de óxido de zirconio y metalocerámicas sólo se pueden comparar con datos extraídos de la bibliografía. Para conseguir datos comparables y desarrollar normas de actuación clínicas y técnicas se precisa de la elaboración de estudios clínicos controlados aleatorios.

## Conclusiones

Tras un período de observación de tres años de duración y a partir de los resultados obtenidos en el presente estudio, se pueden extraer las siguientes conclusiones por el momento:

1. Las subestructuras de cerámica de óxido de zirconio ofrecen una estabilidad suficiente para la sustitución de molares y premolares.
2. Se registró una tasa de éxito de las subestructuras de óxido de zirconio del 100%. Sin embargo, fue necesario cambiar siete puentes por razones biológicas y técnicas, lo que resultó en una tasa de supervivencia del 84,8%.
3. Con este prototipo de fresado mecánico se produjo en muchos casos un ajuste marginal insuficiente, lo que propició la aparición de caries secundaria.
4. Se debe mejorar la estabilidad de las cerámicas de recubrimiento para óxido de zirconio.

## Bibliografía

1. Altman DG. Practical statistics for *medical* research. London: Chapman and Hall, 1999.
2. Bornemann G, Rinke S, Hüls A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures – 18-month results [Abstr 842]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):117.
3. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term *in vivo* and *in vitro* aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994;28:619-624.
4. Dietschi D, Maeder M, Meyer J-M, Holz J. *In vitro* resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int* 1990;21:823-831.
5. Edelhoff D, Brauner J, Spiekermann H, Yildrim M. Two-year clinical evaluation of crowns and bridges made of IPS Empress 2 [Abstr 2584]. *J Dent Res* 2002;81(Spec Iss A):325.
6. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.
7. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by Direct Ceramic Machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:83-106.
8. Filser F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. All-ceramic dental bridges by direct ceramic machining (DCM). In: Speidel MO, Uggowitz PJ (eds). *Materials in medicine*. Zürich: Hochschulverlag AG ETH, 1998:165-189.
9. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82:238-242.
10. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-290.
11. Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch M. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. *Dent Mater* 1993;9: 312-316.
12. Hämmeler CHF. Success and failure of fixed bridgework. *Periodontol* 2000 1994;4:41-51.
13. 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.
14. Landolt A, Lang NP. Erfolg und Misserfolg bei Extensionsbrücken. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1988;98:239-244.
15. Lüthy H. Strength and toughness of dental ceramics. In: Mörmann WH (ed). *CAD/CIM in aesthetic dentistry*. Cerec 10-year anniversary symposium. Chicago: Quintessence 1996:229-240.
16. McLean JW. The Science and art of dental ceramics, vol 1. Chicago: Quintessence, 1979.
17. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-267.
18. Nathanson D. Principles of porcelain use as an inlay/onlay material. In: Garber DA, Goldstein RE (eds). *Porcelain and composite inlays and onlays: Esthetic posterior restorations*. Chicago: Quintessence, 1994:32-37.
19. Nyman S, Lindhe J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol* 1979;50:163-169.
20. Paul SJ, Werder P. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: A 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004;17:524-528.
21. Pospiech P, Kistler ST, Frasch C, Rammelsberg P. Clinical evaluation of Empress 2 bridges: First results after two years [Abstr 1527]. *J Dent Res* 2000;79:334.
22. Pospiech PR, Rountree PR, Nothdurft FP. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: Two-year results [Abstr 817]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):114.
23. Rardown K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand* 1986;44: 271-277.
24. Reichen S, Lang NP. Periodontal and pulpal conditions of abutment teeth. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989;99:1381-1384.
25. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage – A persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng* 2005;219:233-243.
26. Rieger W. Medical applications of ceramics. In: Kostorz G (ed). *High-tech ceramics – Viewpoints and perspectives*. London: Academic Press, 1989:1291-1328.
27. Scarano A, Piatelli M, Caputi S, Favero GA, Piatelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An *in vivo* human study. *J Periodontol* 2004;75:292-296.
28. Schwickerath H. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. *Quintessenz Zahntech* 1994;20:1495-1499.
29. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74:145-150.
30. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Fosser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:95-106.

31. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knodel H. In-Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical results. *J Calif Dent Assoc* 1998;26: 207-214.
32. Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35-38.
33. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon – ein klinisches Konzept mit Erfolg? *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60:435-445.
34. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand* 1991;49:35-40.
35. Von Steyern PV, 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.
36. Wohlwend A, Studer S, Schärer P. Das Zirkonoxidabutment – ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessenz Zahntech* 1996;22: 364-381.
37. Zimmer D, Gerds T, Strub J. Überlebensraten von IPS-Empress 2 Vollkeramikkronen und -brücken: Drei-Jahres-Ergebnisse. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004;114:115-119.