

# Influencia de la estructura de soporte sobre la distribución de las fuerzas en las PPF totalmente cerámicas

Marc Philipp Dittmer, DDS<sup>1</sup>/Philipp Kohorst, DDS<sup>1</sup>/Lothar Borchers, DEng, MSc<sup>1</sup>/Meike Stiesch, DDS, PhD<sup>2</sup>

**Objetivo:** El objetivo de este estudio consistió en investigar la influencia del diseño y la composición del material de la estructura de soporte de una prótesis parcial fija (PPF) de 4 unidades de zirconia sobre la distribución de las fuerzas durante una carga *in vitro*. **Materiales y métodos:** Se construyó un modelo de elemento finito tridimensional de una PPF totalmente cerámica que abarcaba del primer premolar izquierdo superior al segundo molar. Las estructuras de soporte se modelaron en 4 versiones. En la primera versión, el alvéolo y los dientes pilares, que fueron fijados de forma rígida, se fabricaron a base de una aleación de cromo-níquel. La segunda versión se construyó de forma similar a la primera, pero los dientes pilares se sumergieron de forma elástica. Para la tercera versión se sustituyó la aleación de Cr-Ni por poliuretano como material para el alvéolo y los dientes pilares. La cuarta versión se diseñó en base a una situación *in vivo*, con un ligamento periodontal simulado, el alvéolo elaborado a partir de sustancia esponjosa, y el diente pilar, con dentina. Se distribuyó una fuerza oclusal de 1.630 N sobre las crestas marginales de los puentes.

**Resultados:** Las fuerzas tensiles más elevadas se localizaron en la estructura alojada por debajo del conector, entre el segundo premolar y el primer molar, siendo el intervalo de 289 a 633 MPa, según la versión del modelo. El soporte elástico del diente pilar alcanzó unas fuerzas tensiles considerablemente más elevadas. **Conclusiones:** La elección del material para los dientes pilares y el alvéolo, así como el tipo de soporte dental, influyeron significativamente en las fuerzas generadas en las PPF durante las pruebas de carga *in vitro*. Para obtener resultados realistas, las PPF deberían sostenerse sobre dientes pilares insertados de manera elástica, fabricados con un material moderadamente rígido (por ejemplo, poliuretano). En la práctica clínica, si los contactos oclusales se hallan directamente sobre el puente o sobre la región del conector, en lugar de estar distribuidas sobre los retenedores, es probable que el riesgo de fracaso aumente al aumentar la elasticidad de los dientes pilares. *Prótesis Estomatológica* 2010;3;237-242.

**Purpose:** The aim of this study was to investigate the influence of the design and material composition of the supporting structure of a zirconia four-unit fixed partial denture (FPD) on stress distribution during *in vitro* loading.

**Materials and Methods:** A three-dimensional finite element model of an all-ceramic FPD ranging from the maxillary left first premolar to second molar was constructed. The supporting structures were modeled in four versions. In version 1, the socket and rigidly fixed abutment teeth were made of a nickel-chromium (Ni-Cr) alloy. Version 2 was similar to version 1 but abutment teeth were embedded resiliently. Version 3 replaced the Ni-Cr alloy with polyurethane as the material for the socket and abutment teeth. Version 4 was designed according to the *in vivo* situation with a simulated periodontal ligament, the socket consisting of spongy, and abutment teeth composed of dentin. An occlusal force of 1,630 N was distributed over the marginal ridges of the pontics. **Results:** The highest tensile stresses were located within the framework underneath the connector between the second premolar and first molar and ranged between 289 and 633 MPa, according to the model version. The resilient support of abutment teeth resulted in considerably higher maximum tensile stresses. **Conclusions:** The choice of material for abutment teeth and the socket, as well as the type of tooth support, significantly influence stresses generated in FPDs during *in vitro* load tests. To achieve realistic results, FPDs should be supported by resiliently embedded abutment teeth made of a moderately rigid material (eg, polyurethane). In clinical practice, risk of failure is likely to rise with an increasing resilience of the abutment teeth if occlusal contacts are directed over the pontic/connector region rather than being spread over the retainers.

En los últimos años los materiales de cerámica altamente resistentes han experimentado una mejora sustancial para poder ser utilizados en restauraciones dentales, y los estudios clínicos de seguimiento realizados durante unos períodos de observación relativamente cortos han arrojado resultados prometedores en el tratamiento que incluyen pró-

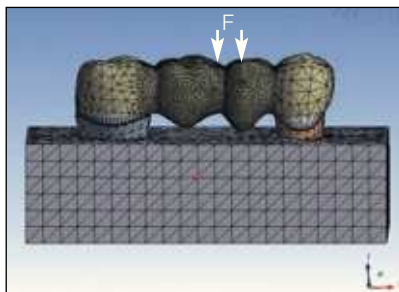
tesis parciales fijas (PPF) totalmente cerámicas, incluso sobre los dientes posteriores<sup>1</sup>. Al margen de los estudios de seguimiento *in vivo*, existen otros métodos de prueba conocidos para investigar la longevidad, la resistencia a la fractura y las fuerzas en las restauraciones dentales. En la mayor parte de los estudios, se realiza una simulación *in*

<sup>1</sup>Senior Research Associate, Department of Prosthetic Dentistry and Biomedical Materials Science, Hannover Medical School, Hannover, Germany.

<sup>2</sup>Professor and Head, Department of Prosthetic Dentistry and Biomedical Materials Science, Hannover Medical School, Hannover, Germany.

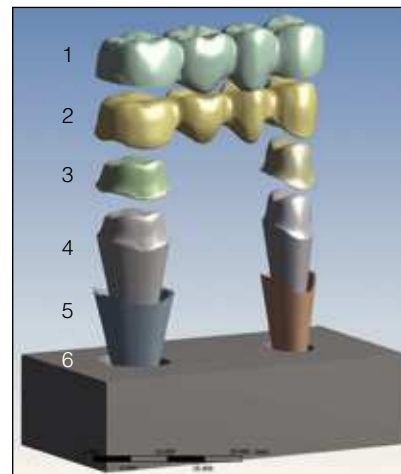
**Correspondencia:** Dr Marc Philipp Dittmer, Hannover Medical School, Department of Prosthetic Dentistry and Biomedical Materials Science, Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover, Germany. Fax: 49 (0) 511 532 4790. e-mail: Dittmer.Marc@mh-hannover.de

Este artículo fue presentado en la sesión general de la International Association for Dental Research, Toronto, Ontario, Canada, en julio de 2008.



**Figura 1** (arriba) (izquierda) Modelo *in vitro* cast y (derecha) modelo virtual (mallas) de la PPF con aplicación de una carga (F) en la dirección de las flechas.

**Figura 2** (derecha) Visión ampliada del modelo de PPF: (1) capa de recubrimiento, (2) estructura de zirconia, (3) capa de cemento, (4) diente modelo, (5) capa de interfase elástica y (6) alvéolo.



*in vitro* de la situación *in vivo*, pero hasta el momento no se ha desarrollado ningún procedimiento estándar para las pruebas *in vitro* para las PPF. Una revisión de la literatura revela que las bases del modelo en yeso utilizadas para sostener las PPF, por ejemplo, tienen un diseño distinto hasta el punto que parece cuestionable la comparabilidad de los resultados. Al margen de los dientes naturales<sup>2,3</sup>, se utilizaron dientes modelados en yeso y fabricados con aleaciones<sup>4,5</sup> y polímeros<sup>6</sup> como dientes pilares para las PPF. Más aún, los dientes del modelo en yeso fueron o bien fijados<sup>7,8</sup> o insertados de forma elástica<sup>9-13</sup> en sus respectivos alvéolos. Con objeto de simular elasticidad periodontal, las raíces suelen cubrirse, por lo general, con materiales que van desde material de poliéter<sup>9</sup> hasta la goma a base de resina<sup>10,11</sup>. Kohorst y cols.<sup>12,13</sup> investigaron la capacidad de las PPF de 4 unidades totalmente cerámicas para soportar una carga en relación con el tipo de estructura de zirconia y la fatiga cíclica en el agua. En ambos estudios, los autores utilizaron dientes modelados en poliuretano (PUR) cubiertos con una fina capa de látex en el área de la raíz para simular el ligamento periodontal (LPD). Estos dientes se sumergieron en un lecho de PUR para simular el soporte óseo. El segundo método establecido para analizar las PPF es el análisis de elemento finito (EF). Inicialmente, se crearon modelos de EF con ejes simétricos, que analizaban la distribución de las fuerzas en las coronas molares con diferentes tipos de preparaciones<sup>14,15</sup>. No se modeló la raíz, o tan sólo una pequeña parte de la misma, presumiblemente debido a la falta de conocimiento sobre la elasticidad periodontal. En los últimos años, se crearon modelos EF bidimensionales con una raíz simulada y LPD<sup>16-18</sup>. Con los continuos avances de la tecnología, se han desarrollado modelos tridimensionales (3D) más complejos; algunos de ellos tienen en cuenta las raíces y la elasticidad periodontal<sup>19</sup> y otros, ninguno de estos parámetros<sup>20-23</sup>.

El objetivo de este estudio fue calcular las fuerzas que actúan en una PPF de 4 unidades totalmente cerámicas bajo una carga de prueba *in vitro* mediante el análisis de EF y revelar la influencia de los distintos parámetros sobre la distribución de fuerzas resultante. Tuvieron que considerarse

dos factores: la elección del material para el alvéolo y los dientes pilares sobre los que se apoyaría la PPF en el experimento, y el método de inserción de los dientes pilares en el alvéolo (es decir, de forma rígida o elástica). Finalmente, se compararían los resultados de las fuerzas respectivas con las obtenidas utilizando el modelo de EF que se aproximara a una posible situación *in vivo*.

## Materiales y métodos

Para construir el modelo virtual se utilizó un modelo maestro de PPF de 4 unidades totalmente cerámico que abarcaba desde el primer premolar izquierdo superior hasta el segundo molar, tal como se había utilizado en estudios experimentales anteriores para determinar la capacidad de resistencia a la carga<sup>12,13</sup>. La PPF se escaneó ópticamente (ATOS II SO, GOM) tanto antes como después de colocar el recubrimiento y se determinaron las coordenadas de la superficie mediante triangulación. Antes de proceder al escaneado, se aplicó una fina capa de material antirreflejante a base de una suspensión especial con un tamaño de granulado de aproximadamente 1 µm aplicado con un sistema de cepillo de aire. Posteriormente, las mallas poligonales resultantes fueron transferidas a modelos con volumen en 3D mediante ingeniería inversa utilizando un programa informático específico (PointMaster, Knotenpunkt). A continuación, se sustrajo virtualmente la estructura de la PPF de recubrimiento para obtener un modelo separado de la capa de recubrimiento (Cerconceram S, Degudent). Se trazaron elípticamente secciones transversales del conector de la estructura, con áreas de (de mesial a distal) 12,5 mm<sup>2</sup>, 15,6 mm<sup>2</sup> y 11,6 mm<sup>2</sup>, respectivamente. El tramo entre ambos dientes pilares era de 14,5 mm. Se crearon los dientes modelo con capas de cemento de unión (de aproximadamente 100 µm de grosor) y siempre que se pudo, se aplicó una fina capa de 300 µm de grosor en el área de la raíz para simular la elasticidad tanto del LPD como de la capa de látex (DesignModeler, ANSYS) y se insertó virtualmente en un bloque de PUR, de acuerdo con el estudio experimental men-

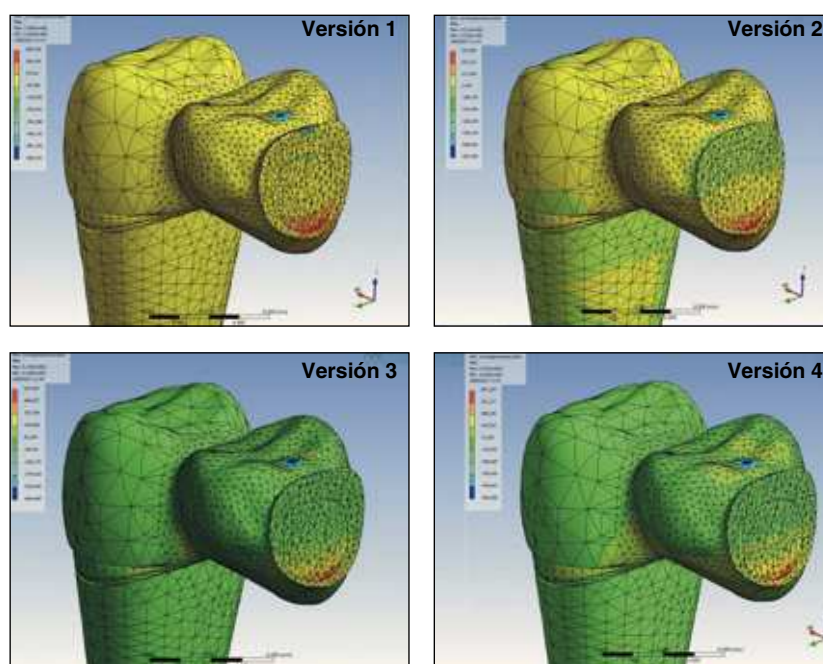
**Tabla 1** Constantes de material en el modelo de EF\*

Material	Módulo de Young (MPa)	Razón de Poisson	Fuente
Zirconia	210.000	0,27	Munz and Fett <sup>24</sup>
Cerámica de recubrimiento	70.000	0,20	Manufacturer's data
PUR	3.525	0,33	Dittmer et al <sup>25</sup>
Cemento de ionómero de vidrio	15.900 (media)	0,33 (media)	Denisova et al <sup>26</sup>
Alineación elástica	92	0,49	Calculated <sup>†</sup>
Aleación de Ni-Cr	200.000	0,30	Marxkors and Meiners <sup>27</sup> Suansuwan and Swain <sup>28</sup>
Dentina	18.300	0,30	Anusavice et al <sup>29</sup> Goel et al <sup>30</sup> Versluis et al <sup>31</sup>
Esponjoso	1.370	0,30	Meijer et al <sup>32</sup>
LPD	69	0,45	Farah et al <sup>33</sup>

PUR = poliuretano; LPDL = ligamento periodontal.

\*Supuesta elasticidad lineal e isotropía.

<sup>†</sup>Media geométrica de los módulos de Young para el elastómero y PUR considerado para simular la hiperelasticidad del látex.



**Figura 3** Visión general de la distribución de las fuerzas sobre las superficies de la estructura, la capa elástica, y sección transversal a través del área del conector entre el segundo premolar superior izquierdo y el primer molar en las cuatro versiones. Nótese, que el bloque de PUR se ha dejado fuera de la imagen para mayor claridad.

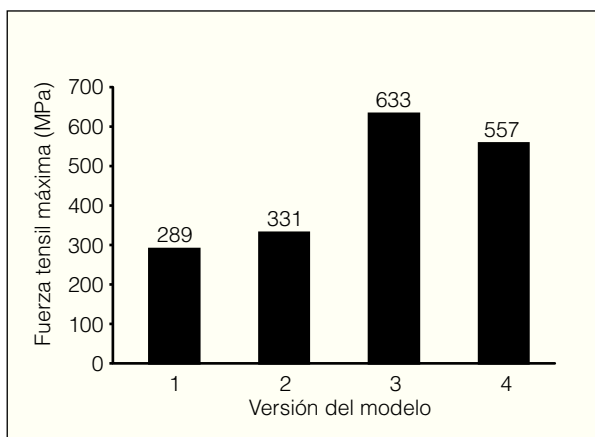
cionado anteriormente (figura 1)<sup>12,13</sup>. La imagen ampliada que ofrece la figura 2 muestra los componentes del modelo virtual.

Se creó un modelo de EF en 3D que comprendía 110.380 elementos hexaédricos y tetraédricos con la ayuda de una herramienta para la creación de mallas integrada en el programa informático (DesignSpace, ANSYS), cuyo tamaño del elemento preseleccionado para la estructura y la capa de recubrimiento para el área del conector era de 0,5 mm. Todas las constantes del material excepto una se tomaron de la literatura; el módulo de Poisson y el módulo de Young del PUR reforzado (AlphaDie Top, Schütz Dental) se determinaron a partir de una prueba tensil preliminar. Una vez asignadas las propiedades elásticas apropiadas a las distintas partes de los modelos, se construyeron 4 versiones del modelo. En la primera versión, el alvéolo y los dientes pilares rígidamente fijados se habían elaborado a partir de una aleación de níquel-cromo (Ni-Cr). La segunda versión era

parecida a la primera, pero la capa sobre el área radicular se optó porque fuera elástica y flexible, en este caso, de látex. La tercera versión se elaboró de acuerdo con un estudio *in vitro*, con el alvéolo y los dientes pilares insertados de forma elástica, fabricados con PUR. La cuarta versión se acercaba a la situación *in vivo* con el alvéolo y consistió en sustancia esponjosa, y los dientes pilares, de dentina y un LPD simulado.

Existe una relación de todas las constantes de los materiales en la tabla 1. La alineación flexible de las raíces dentales en el alvéolo de PUR para simular el LPD no se comporta linealmente y se vuelve más rígida cuanto mayor es la carga aplicada (hiperelasticidad).

Dada la limitación de cálculo derivada del propio programa informático para el cálculo lineal elástico, la hiperelasticidad únicamente pudo determinarse de forma aproximada asignando un módulo de elasticidad efectivo a partir de una media geométrica en el módulo del elastómero y del



**Figura 4** Principal fuerza máxima más elevada en las diferentes versiones del modelo.

PUR. Al aplicar una fuerza oclusal de 1.630 N de manera uniforme sobre dos áreas circulares de la superficie oclusal cerca del conector entre el segundo premolar superior izquierdo y el primer molar, las condiciones de carga se ajustaron de acuerdo con el estudio *in vitro* comentado anteriormente (figura 1)<sup>12,13,34</sup>. En el experimento, la fuerza de 1.630 N provocó el fracaso en un 63,2 % de las PPF (análisis de Weibull). En todos los casos simulados, el alvéolo de PUR se fijó virtualmente al suelo para prevenir cualquier posible desplazamiento.

Las conexiones entre las diferentes partes del modelo se definieron como si hubieran sido soldadas. Anteriormente, en una serie de modelos de EF con un aumento en la densidad de la malla descrita en otro artículo<sup>25</sup>, se habían verificado los resultados de la convergencia de las fuerzas, y se había seleccionado el modelo que ofrecía la rigurosidad y precisión mejores con el mínimo esfuerzo informático posible para ser utilizado en este y en otros estudios.

## Resultados

En todas las diferentes versiones del modelo (del primero al cuarto) las fuerzas tensiles más intensas dentro de toda la estructura se produjeron cerca de la superficie de la misma, sobre el conector abrazadera gingival, entre los premolares y los molares (figura 3). Por lo general, la fuerza tensil pico (máxima) era más elevada cuanto más elástico era el soporte de las PPF, ya sea introduciendo un LPD simulado o por haber elegido un material menos rígido para los dientes pilares y el alvéolo (figura 4).

Las fuerzas tensiles máximas en el área del conector que abarcaba del segundo premolar al primer molar iban de 289 MPa para la primera versión, pasando por 331 MPa en la segunda versión, alcanzaron los 633 MPa en la tercera versión para disminuir a 557 MPa en la cuarta versión. En todas estas versiones, los desplazamientos máximos se observaron en la región del puente, cerca del punto en el que se aplicó la fuerza, principalmente en la dirección de la aplicación de la misma, con una ligera inclinación hacia la cara vestibular. El desplazamiento aumentó de la primera a la tercera versión, alcanzando las 22  $\mu\text{m}$  en la primera ver-

sión, 36  $\mu\text{m}$  en la segunda y 115  $\mu\text{m}$ , en la tercera, que simulaba el modelo *in vitro* de Kohorst y cols.<sup>12,13</sup> La cuarta versión, que simulaba el LPD *in vivo*, reveló un desplazamiento máximo de 104  $\mu\text{m}$  en la región del puente y, al mismo tiempo, una intrusión axial del diente pilar de 110  $\mu\text{m}$  aproximadamente. Tal como se desprende de la imagen transversal de la distribución de las fuerzas en el conector entre el segundo premolar al primer molar, el gradiente de la fuerza dentro de la estructura se desplazó prácticamente en vertical desde la cara basal a la cara oclusal (figura 3). El intervalo de las fuerzas principales máximas era de 633 MPa (tensión, cara basal) hasta -669 MPa (compresión, cara oclusal). Sin tener en cuenta la capa de recubrimiento, las fuerzas compresivas máximas se registraron en la primera y la segunda versión, sobre el área de la dentina distocervical del premolar, mientras que en la tercera y en la cuarta versión aparecían cerca del punto de aplicación de la fuerza, en el área del conector entre ambos puentes (figura 3).

## Discusión

En todos los análisis de EF llevados a cabo con PPF descritos anteriormente se identificaba el área del conector como la parte en la que se registraban las mayores concentraciones de fuerzas dentro de la estructura<sup>17,22,23,35,36</sup>. Estos resultados no son inferiores a los obtenidos en el presente estudio. En las cuatro versiones, la localización de las fuerzas tensiles máximas se situaba en la estructura, cerca de la superficie en la abrazadera gingival del conector, entre los premolares y los molares (figura 3). En la primera y la segunda versión, las fuerzas compresivas máximas se hallaban en el área cervical de la dentina, cerca de la cresta residual. Este hecho concuerda con los resultados obtenidos de los estudios llevados a cabo por Oruc y cols.<sup>37</sup> y Yang y cols.<sup>17</sup> quienes también habían observado una concentración de fuerzas en esa región. Adicionalmente, la intrusión axial de los dientes pilares de 10  $\mu\text{m}$  (cuarta versión) se corresponde en buena parte con la movilidad fisiológica del diente, cuyo límite superior es del orden de las 150  $\mu\text{m}$ <sup>38</sup>. Tal como se muestra en la figura 4, se observó un aumento de las fuerzas tensiles máximas cuando el soporte de la PPF se suponía más elástico. El uso de una capa de elastómero en comparación con un pilar dental rígido indujo un aumento del 14,5 % de las fuerzas tensiles (primera y segunda versión). El riesgo de fracaso aumenta al incrementar las fuerzas, y en particular las fuerzas tensiles pueden influir en el hecho de que aumenten positivamente las fisuras en los materiales cerámicos. Como resultado de estos hallazgos, podemos llegar a la conclusión de que las PPF fracasarán antes *in vivo* si el soporte es más elástico. Yang y cols.<sup>17</sup> investigaron la necesidad de modelar las estructuras de soporte y simulaban una situación de pérdida ósea, que tuvo como resultado un aumento en la movilidad de los dientes pilares. Llegaron a la conclusión de que la pérdida ósea aumenta las fuerzas generadas en las estructuras. Esta movilidad y elasticidad de los dientes pilares influye de manera significativa en las fuerzas, lo que concuerda con los resultados obtenidos en el estudio actual (figura 4). Molin y cols.<sup>39</sup> demostraron mediante un análisis de EF de una PPF de 3 unidades que un LPD simulado induce valores de fuerzas un 40 %



más elevadas que un modelo sin ligamento, hecho que corroboran estos resultados. Rees<sup>40</sup> halló variaciones en las fuerzas mucho más elevadas cuando se variaban las estructuras de soporte y señaló la necesidad de modelar tanto el LPD como el hueso alveolar cuando se pretendiera llevar a cabo un análisis de EF de los dientes. Sin embargo, también se ha mencionado el hecho de que estos dos estudios citados simulaban situaciones *in vivo* y no *in vitro*.

Otros estudios *in vitro* distintos también se han centrado en la investigación de la influencia de la elasticidad de los dientes pilares sobre la capacidad de soportar la carga de la PPF. Parece obvio que existan diferencias entre los materiales utilizados para simular la capa elástica. En dos estudios se empleó una capa de poliéter<sup>41,42</sup>, mientras que en otros dos<sup>43,44</sup> se utilizó un material con una base de silicona. En los cuatro estudios se llegó a la conclusión de que la capacidad para soportar la carga es considerablemente inferior cuando el apoyo es más elástico. Esto apoya claramente los resultados de este estudio. Únicamente Kern y cols.<sup>10</sup> constataron que un apoyo más elástico no influía en la capacidad para soportar la carga de la PPF.

Otro aspecto más que se evaluó en el presente trabajo fue la influencia del material del diente pilar sobre la distribución de las fuerzas en las PPF. Como puede observarse en la figura 4, el uso de hueso, la dentina y las constantes del material del LPD en la cuarta versión provocó un aumento del 68,3 % de las fuerzas respecto a la simulación con dientes pilares elaborados a base de una aleación de Cr-Ni y una capa de elastómero (segunda versión). En consecuencia, parece ser que el material del diente pilar ejerce una enorme influencia en las fuerzas de las PPF cargadas, de manera que es de vital importancia tenerlo en consideración cuando se pretende realizar una simulación experimental de una situación *in vivo*. Existen ciertos inconvenientes a la hora de utilizar dientes pilares naturales por las restricciones existentes al reproducir y comparar entre varias muestras. Con objeto de evitar estos inconvenientes Kohorst y cols.<sup>12,13</sup> crearon un modelo con dientes pilares artificiales fabricados a base de PUR reforzado, cuyo módulo elástico es inferior al de la dentina pero similar al del hueso. Esta situación experimental fijó las directrices para la tercera versión del modelo de EF presentado en este estudio. Tal como se muestra en la figura 4, las fuerzas tensiles máximas desarrolladas en la tercera versión tan sólo fueron comparativamente un 14 % superiores a la cuarta versión, que simulaba la situación *in vivo*. Por ello, se considera que la tercera versión se aproxima de forma aceptable a la situación *in vitro*. Por el contrario, la segunda versión, para la que se utilizó un material para los dientes pilares y el alvéolo con un módulo superior, se desvía más de la situación *in vivo* en cuanto a las fuerzas sobre la estructura se refiere. Esto nos llega a sugerir que se debería utilizar un material moderadamente rígido (PUR) para los modelos de los dientes y los alvéolos *in vitro* en las pruebas de carga con PPF. Esto proporciona adicionalmente un 10 % de margen de seguridad al generar fuerzas más elevadas en las PPF, lo que resulta en la correspondiente disminución de la capacidad de soportar las cargas obtenida en el experimento si se compara con la situación *in vivo*.

Otro factor importante que afecta a la distribución de las fuerzas, y consecuentemente, a la capacidad de soportar la carga, es el método de carga de la PPF<sup>25,45</sup>. Mientras que la distribución uniforme de las fuerzas oclusales se consideraría un caso ideal, las fuerzas más o menos concentradas aplicadas a los bordes adyacentes de los puentes en los experimentos *in vitro* llevados a cabo por Kohorst y cols.<sup>12,13</sup> así como en los análisis de EF de este estudio, constituyen la peor situación posible, con fuerzas más elevadas en las PPF que en condiciones clínicas de carga habituales. El análisis de EF es un método aproximado para simular el comportamiento de estructuras en condiciones de carga. Como es natural, el modelo sólo podía consistir en un número finito de elementos. El supuesto de un comportamiento elástico lineal en el caso del látex constituye una aproximación adicional, que al menos estuvo compensada en parte con la introducción de un módulo estático efectivo. Finalmente, las fuerzas residuales generadas por una carga térmica durante el recubrimiento no se han tenido en consideración. Estas fuerzas son del orden de 80 al 110 MPa<sup>46</sup> y se habrían superpuesto a las generadas por la carga mecánica. No obstante, es posible efectuar una comparativa entre los resultados de la fuerza obtenida para las diferentes versiones del modelo bajo condiciones equivalentes, lo que permite realizar una valoración de la influencia de las estructuras de soporte sobre la capacidad de resistir la carga.

## Conclusiones

Basándonos en los resultados de este estudio, podemos concluir que el material del diente pilar y del alvéolo, así como el tipo de soporte dental, ejercen una influencia significativa sobre las fuerzas generadas en las PPF durante las pruebas de carga *in vitro*. Para producir fuerzas en las PPF lo más parecidas posible a las generadas en una carga *in vivo*, es particularmente importante emplear dientes pilares insertados de forma elástica y fabricados con un material moderadamente rígido (por ejemplo, PUR reforzado) para soportar las muestras. El hecho de transferir estos resultados a una situación *in vivo* significa que probablemente aumente el riesgo de fracaso de una PPF, al aumentar la elasticidad de los dientes pilares, especialmente si los contactos oclusales son dirigidos sobre el puente/región del conector más que distribuidos sobre los retenedores.

## Agradecimientos

Este estudio obtuvo el apoyo de GOM, Braunschweig, Alemania, y Knotenpunkt, Balingen, Alemania, a quienes se les agradece encarecidamente su ayuda.

## Bibliografía

1. Sailer I, Pjetursson B, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007;18(suppl 3):86-96 [erratum 2008;19:326-328].

2. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:15–22.
3. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998;6:55–62.
4. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930–937.
5. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:610–616.
6. Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. *ZWR* 2005; 114:28–36.
7. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil* 2001;28:678–683.
8. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778–784.
9. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent* 1999; 27:163–168.
10. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993;21:117–121.
11. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001;28:361–369.
12. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008;4:1440–1447.
13. 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.
14. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974;53:859–866.
15. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973;6:511–520.
16. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 1983;62:760–763.
17. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721–728.
18. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabil* 2004;31:1208–1217.
19. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil* 2005;32:504–510.
20. Augereau D, Renault P, Pierrisnard L, Barquins M. Three-dimensional finite element analysis of the retention of fixed partial dentures. *Clin Oral Investig* 1997;1:141–146.
21. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J Biomech* 1990;23:1157–1166.
22. 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.
23. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81:623–627.
24. Munz D, Fett T. *Mechanisches Verhalten Keramischer Werkstoffe*. Berlin: Springer Verlag, 1989.
25. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture. *Acta Biomater* 2009;5:1349–1355.
26. Denisova LA, Maev RG, Poyurovskaya IY, et al. The use of acoustic microscopy to study the mechanical properties of glass-ionomer cement. *Dent Mater* 2004;20:358–363.
27. Marxkors R, Meiners H. *Taschenbuch der Zahnärztlichen Werkstoffe*. München: Carl Hanser Verlag, 1993:157–170.
28. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil* 2001;28:133–139.
29. Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1986; 65:1173–1178.
30. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentin-enamel junction of human teeth—A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991;66:451–459.
31. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996;75:871–878.
32. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96–102.
33. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603–611.
34. Kohorst P, Dittmer MP, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit viergliedriger ZrO<sub>2</sub>-Brücken—Einfluss von Gerüstwerkstoff und Vorschädigung. *Dtsch Zahnärztl Z* 2008; 63:265–273.
35. Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Investig* 1998;2:36–39.
36. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536–542.
37. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent* 2008;99:185–192.
38. Mühlemann H, Rateitschak K. Zur erhöhten Zahnbeweglichkeit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1965;75:85–93.
39. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Dérand TB. Three-dimensional finite element analyses of all-ceramic posterior fixed partial dentures with different designs. *Int J Prosthodont* 2007; 20:89–91.
40. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil* 2001;28:425–432.
41. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22:176–182.
42. Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G. Simulation of physiological tooth mobility in in-vitro stress examination of dental restorations in the masticator [abstract 431]. *J Dent Res* 1998;77:1260.
43. Kappert HF, Knode H, Manzotti L. Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *Dent Labor* 1990;38:177–183.
44. Pauli C. Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. *ZWR* 1996;105:626–632.
45. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR, Duda FP. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs* 2008;32:283–291.
46. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *J Biomech* 2006;39:40–48.