

Diseño de la estructura para una prótesis anterior parcial fija de composite híbrido reforzado con fibra: un estudio tridimensional de elementos finitos

Daiichiro Yokoyama, DDS, PhD¹/Akikazu Shinya, DDS, PhD^{1,2}/Lippo V. J. Lassila, DDS, MSc Eng³/Harunori Gomi, DDS, PhD⁴/Yuji Nakasone, MSc Eng, PhD⁵/Pekka K. Vallittu, DDS, PhD, CDT⁶/Akiyoshi Shinya, DDS, PhD⁷

Objetivo: La finalidad de este estudio fue investigar el diseño óptimo de una estructura de composite reforzado con fibra (CRF) con objeto de obtener el máximo refuerzo en las prótesis parciales fijas (PPF) bajo tres situaciones de carga empleando el análisis tridimensional de elementos finitos (AEF). **Materiales y métodos:** Se construyó una PPF de tres unidades para la sustitución de un incisivo lateral superior derecho utilizando un software de AEF (ANSYS 10.0, ANSYS). La estructura de fibra del pónico se diseñó con tres variaciones: con la estructura principal curvada hacia labial (CRF1), localizada en el centro (CRF2) o curvada hacia lingual (CRF3). Cada estructura se comparó con una PPF de composite híbrido sin ningún tipo de refuerzo de fibra (C-PPF). Se aplicó una carga lateral a tres puntos distintos de carga sobre el puente, a 0, 3 y 6 mm, desde el borde incisal, representando cada uno de ellos las situaciones de carga 1, 2 y 3, respectivamente. **Resultados:** Se observó una concentración de una tensión intensa localizada alrededor de los conectores, bajo todas las situaciones de carga. El índice más elevado de reducción de la fuerza bajo todas las situaciones de carga se obtuvo empleando el modelo CRF1. La estructura de este modelo de CRF1 también fue la que generó el menor desplazamiento de la estructura. **Conclusión:** El estudio sugiere que el diseño más óptimo para una estructura de CRF es la que curva la estructura principal de la CRF hacia labial en la región del puente. *Prótesis Estomatológica 2010;2;123-130.*

Purpose: The aim of this study was to investigate the optimal design of a fiber-reinforced composite (FRC) framework to obtain the maximum reinforcement for fixed partial dentures (FPDs) under three different loading conditions using three-dimensional finite element (FE) analysis. **Materials and Methods:** A three-unit FPD replacing the maxillary right lateral incisor was constructed using FE analysis software (ANSYS 10.0, ANSYS). A fiber framework of the pontic was designed with three variations: with the main framework curved labially (FRC1), located in the center (FRC2), or curved lingually (FRC3). Each framework was compared with a hybrid composite FPD without any fiber reinforcement (C-FPD). A lateral load was applied to the three different loading points of the pontic 0 mm, 3 mm, and 6 mm from the incisal edge, each representing loading conditions 1, 2, and 3, respectively. **Results:** Localized high stress concentration was observed around the connectors under all loading conditions. In all FRC-FPD models, the FRC framework showed stress-bearing capacity for the FPD. The highest stress reduction ratio under all loading conditions was obtained using the FRC1 model. The FRC1 framework also best reduced displacement of the framework. **Conclusion:** This study suggests that the optimum design of an FRC framework is to labially curve the FRC of the main framework at the region of the pontic.

Las resinas de composite híbrido son clínicamente aplicables a los *inlays*, los *onlays* y las coronas. La reciente evolución de las resinas de composite reforzado con fibra (CRF) ha supuesto una nueva era de la odontología estética libre de metal.

Las aplicaciones clínicas de las CRF se han investigado desde diferentes puntos de vista en términos de cantidad de fibras para el refuerzo, acoplamiento de la matriz, biocom-

patibilidad, propiedades de resistencia a la fatiga, tipo de fibra y la resistencia a la flexión⁵⁻¹⁸. El análisis de elementos finitos (AEF) ha facilitado el estudio y la investigación de diferentes diseños para elaborar una estructura de fibra destinada a las prótesis parciales fijas posteriores (PPF), hecho que ha dado como resultado la idea de que los efectos del refuerzo difieren y dependen de la posición de la estructura de fibra^{19,20}. La estructura del armazón de una PPF

¹Lecturer, Department of Crown and Bridge, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo, Japan.

²Visiting Research Scientist, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland.

³Research Associate, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland.

⁴Assistant Professor, Department of Crown and Bridge, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo, Japan.

⁵Professor, Computational Solid Mechanics Laboratory,

Department of Mechanical Engineering, Science University of Tokyo, Tokyo, Japan.

⁶Professor, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland.

⁷Professor, Department of Crown and Bridge, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo, Japan.

Correspondencia: Dr Akikazu Shinya, Department of Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku and BioCity Turku Biomaterials Research Program, Lemminkäisenkatu 2, FI-20520 Turku, Finland. Fax: +358 2 333 8390. e-mail: akikazu.shinya@utu.fi

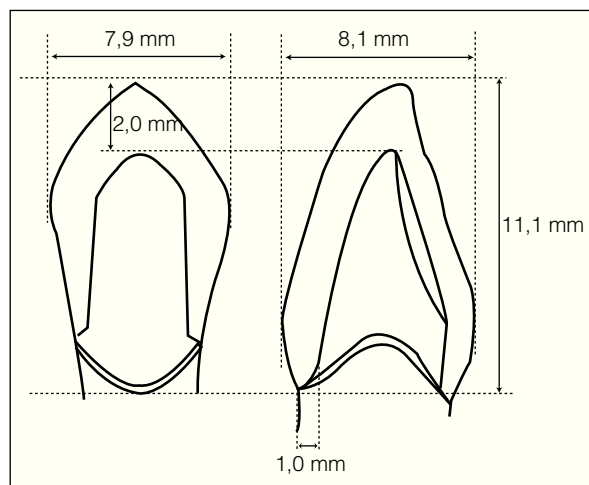
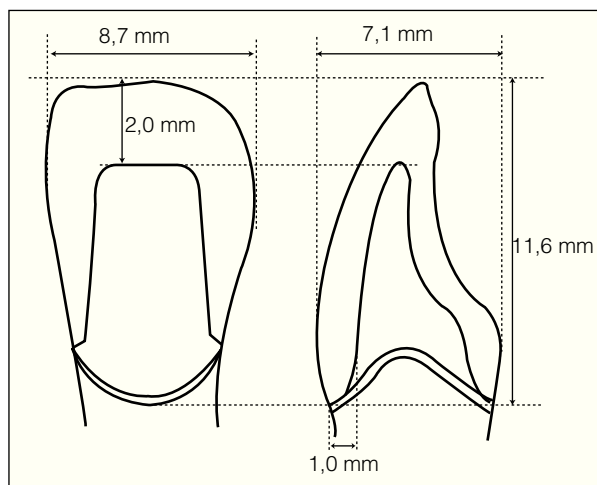


Figura 1 Preparación del diseño y dimensiones de los dientes pilares. (Izquierda) Incisivo central superior derecho; (derecha) canino superior derecho.

con CRF consiste en (1) una estructura principal que protege la PPF frente a las fuerzas verticales; (2) una «alas» coladas o coronas que cubren por completo los pilares y aumentan la resistencia frente a la dislocación, y (3) fibras adicionales que protegen el puente frente al deslaminado. En la región anterior, el hecho de curvar la estructura principal hacia labial supondría una alternativa al uso de las fibras adicionales.

Los dientes anteriores y los posteriores desempeñan funciones diferentes en el movimiento masticatorio. Durante la masticación, los dientes anteriores superiores e inferiores en posición oclusal entran en contacto borde con borde, tras realizar un movimiento de deslizamiento sobre la superficie lingual, y avanzando, a continuación, hacia la posición intercuspídea. Los dispositivos protésicos de la región anterior están sujetos a la influencia de los diversos contactos oclusales de los dientes superiores e inferiores, así como a la fuerza oclusal del movimiento masticatorio. Dados los diferentes perfiles de las coronas y de las situaciones de carga, el comportamiento mecánico de las PPF a base de CRF en la región anterior es relativamente distinto al de la región posterior. Como consecuencia de ello, es indispensable determinar las relaciones existentes entre la posición en la que están colocadas las fibras y el índice de reducción de la fuerza.

Materiales y métodos

Preparación del modelo C-PPF

Para crear el modelo de elementos finitos (EF) se fabricó una réplica de PPF con tres unidades, desde el incisivo central superior derecho hasta el canino superior derecho, con sustitución del incisivo lateral superior derecho. La réplica (D51-SC41, Nissin) se fabricó siguiendo el *Textbook of Dental Anatomy*²¹, empleándose las siguientes medidas anatómicas: distancia mesiodistal de la PPF, 23,5 mm, y longitud de la corona, 11,0 mm. Teniendo en cuenta los requisitos

estéticos y fisiológicos se diseñó un puente con un colgajo de la cresta modificado para el incisivo lateral superior derecho ausente. La morfología transversal del conector para la PPF se elaboró tomando como referencia la forma de una PPF ceramometálica. En la figura 1 se muestran los diseños de la preparación.

Se preparó un hombro con una reducción circunferencial de 1 mm y una reducción incisal de 2 mm para soportar una corona *jacket*. Dado que el cemento, el estado periodontal y el hueso alveolar se supone que pueden influir ligeramente en la magnitud y la distribución de las fuerzas, se ignoraron y se estableció una interfase completa PPF-pilar²²⁻²⁵. Se tomaron las medidas para realizar la réplica a intervalos de 0,25 mm utilizando para ello una unidad de diseño dental en tres dimensiones asistida por ordenador (Dental Cadim ADVANCE) y el método de escaneos²⁶. El preprocesador de un programa de AEF (ANSYS 10.0, ANSYS) generó una serie de nubes de puntos que describían la superficie de la réplica, y que fueron utilizados para introducir o editar los datos para el modelo de EF (figura 2).

Preparación de los modelos EF para las PPF a base de CRF

Los modelos de elementos finitos (EF) para las prótesis parciales fijas a base de composite reforzado con fibra (PPF a base de CRF) estaban compuestos por una PPF de composite híbrido (C-PPF) con una estructura de CRF (de 3,0 mm de ancho y 10 mm de alto). La distancia mesiodistal de la estructura de CRF se diseñó de modo que abarcara la cara mesial del incisivo distal central hasta el canino, cubriendo ambos dientes pilares. La figura 3 muestra tres curvaturas distintas de la estructura con CRF sobre el puente del modelo de EF (es decir, labial, en el centro y lingual). La distancia entre la cara labial del centro mesiodistal del puente y la estructura de fibra se definió como A. El radio de la curvatura (*r*) variaba con el valor de A y con ambos conectores. De acuerdo con esto, se construyeron tres modelos

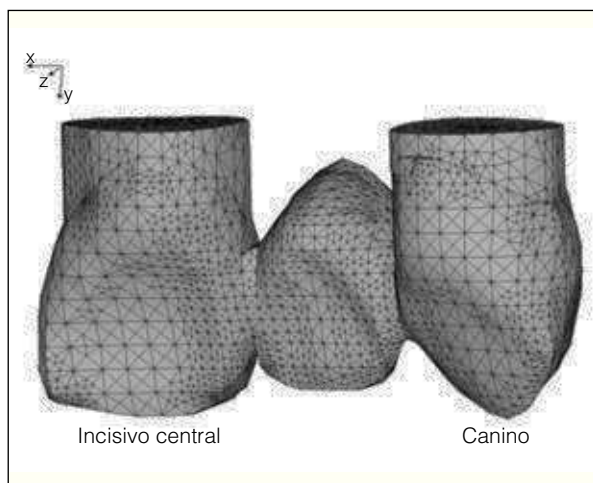


Figura 2 Forma externa del modelo de EF de la PPF (visión lingual).

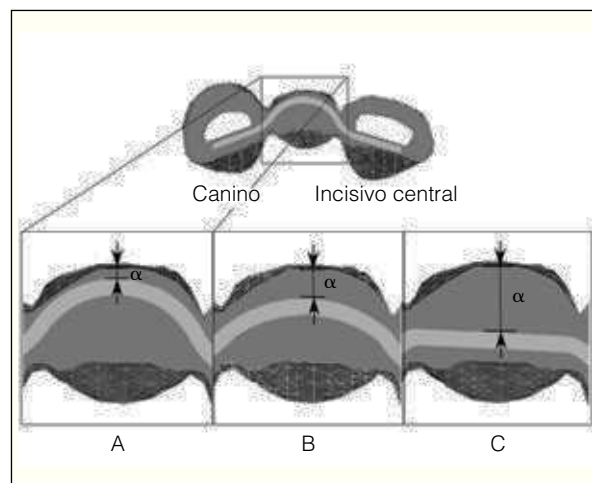


Figura 3 Diseño de una estructura con CRF (sección transversal horizontal). A = FRC1, $\alpha = 0,5$ mm, $r = 3,5$ mm; B = FRC2, $\alpha = 1,5$ mm, $r = 5,0$ mm; C = FRC3, $\alpha = 3,0$ mm, $r = 0,0$ mm.

Tabla 1 Propiedades de los materiales

	Módulo de Young (MPa)	Índice de Poisson	Módulo de cizallamiento (MPa)
Resina de composite híbrido	$2,20 \times 10^4$	0,27	
Dentina	$1,80 \times 10^4$	0,31	
Pulpa	2,1	0,45	
Composite de fibra de vidrio reforzada			
Longitudinal	$x \ 3,90 \times 10^4$	$x \ 0,35$	$x \ 1,40 \times 10^4$
Transversal	$y \ 1,20 \times 10^4$	$y \ 0,11$	$y \ 0,54 \times 10^4$
Transversal	$z \ 1,20 \times 10^4$	$z \ 0,11$	$z \ 0,54 \times 10^4$

distintos de EF para las PPF a base de CRF dependiendo del radio de la curvatura obtenido: CRF1 ($A = 0,5$ mm; $r = 3,5$ mm, cara labial, línea curvada), CRF2 ($A = 1,5$ mm; $r = 5,0$ mm, en el centro, línea curvada) y CRF3 ($A = 3,0$ mm; $r = 0,0$ mm, cara lingual, línea recta) (figura 3).

Propiedades de los materiales

Las propiedades de los materiales empleados en este AEF se recogen en la tabla 1. La mayor parte de los valores se determinaron a partir de estudios previos obtenidos de la literatura^{16,20-23}. Como material de recubrimiento se empleó un composite híbrido con propiedades materiales isotrópicas (Estenia, Kuraray Medical). La estructura de CRF se construyó a base de fibra de vidrio unidireccional (everStick, StickTech) con propiedades materiales anisotrópicas. En este análisis de EF la orientación de la fibra se dispuso como el eje x. Como tal, las propiedades materiales de la estructura de fibra en el eje x se dispusieron para obtener valores elevados (46 GPa), mientras que en los ejes y y z, se dispusieron para obtener valores inferiores (7 GPa), es decir, representando las propiedades anisotrópicas.

De la estructura de fibra anisotrópica se seleccionaron elementos hexagonales con 20 nódulos, mientras que se hizo lo propio a partir del material isotrópico, pero con

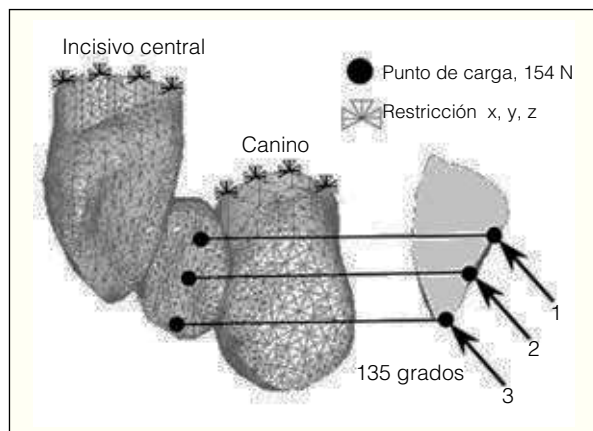


Figura 4 Situaciones de unión. Situación 1: a 0 mm del borde incisal, simulando una oclusión borde con borde; situación 2: a 3 mm del borde incisal, simulando una oclusión céntrica; situación 3: a 6 mm del borde incisal, simulando una profunda sobremordida.

10 nódulos. Para este estudio se construyeron 4 modelos diferentes de EF: C-PPF (con 49.450 elementos y 74.028 nódulos); CRF1 (con 50.197 elementos y 79.367 nódulos), CRF2 (con 49.884 elementos y 78.678 nódulos) y CRF3 (con 48.886 elementos y 77.340 nódulos). Como material anisotrópico, la estructura de CRF ofrece un módulo excepcional-

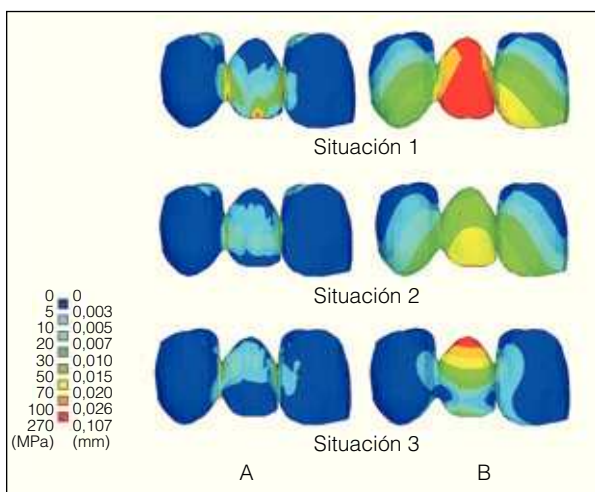


Figura 5 Máxima fuerza principal (A) y desplazamiento (B) de la C-PPF (visión labial). Se halló una elevada concentración de fuerzas (rojo) en la situación de carga 1 y la distribución más baja de fuerzas se halló en la situación de carga 3. El desplazamiento fue similar a la distribución de las máximas fuerzas principales.

mente alto de elasticidad por la orientación de las fibras (tabla 1). Con objeto de mostrar las propiedades materiales intrínsecas de la fibra de vidrio, tuvo que establecerse un nuevo sistema local coordinado, además del sistema rectangular coordinado, con un punto de partida distinto. La orientación de las fibras coincidió con la principal dirección axial de las coordenadas.

Situaciones de unión y procesamiento de datos

La figura 4 muestra las situaciones de unión/conexión y de carga de la estructura con CRF. En el presente estudio se emplearon tres situaciones de carga distintas para simular la oclusión borde con borde (1), oclusión céntrica (2) y una profunda sobremordida (3), observadas durante la oclusión de la región anterior.

De la fuerza oclusal máxima de los dientes permanentes sanos se derivó una carga lateral de 154 N y se aplicó a tres puntos de carga distintos del puente con un ángulo de 135 grados desde la cara lingual (es decir, a 0, 3 y 6 mm equidistantes mesiodistal del borde incisal, representando cada uno de ellos las situaciones de carga 1, 2 y 3, respectivamente). Las situaciones de la unión se definieron considerando como fijo el elemento final sobre los ejes x, y y z en la base del pilar.

El análisis de EF se supuso estático lineal. La construcción del modelo de EF y el análisis se realizaron en un PC Workstation (Precision Workstation 530, Dell) empleando para ello el programa ANSYS 10.0.

Resultados

Máxima fuerza principal y desplazamiento de la C-PPF

La figura 5 muestra el aspecto labial de la máxima fuerza principal y los modelos de desplazamiento de la C-PPF en las tres situaciones distintas de carga. Bajo la situación 1, las

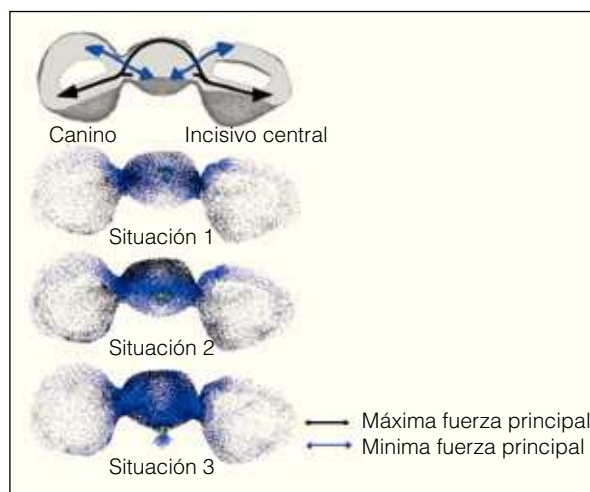


Figura 6 Indicación vectorial de la fuerza principal. Sección transversal horizontal de la C-PPF.

máximas fuerzas principales, que excedían los 100 MPa, se distribuyeron hacia los brazos incisal y gingival de los conectores mesiodistales, alcanzando un valor máximo de 240 MPa en el brazo incisal del conector mesial. Se observó un desplazamiento de 0,026 mm sobre toda la superficie del puente. Sin embargo, este desplazamiento disminuyó gradualmente desde el borde incisal hasta la cara cervical de ambos dientes pilares.

Bajo la situación 2, las máximas fuerzas principales, que excedían los 50-70 MPa, se distribuyeron hacia el brazo gingival del conector mesial, alcanzando un valor máximo de 56,0 MPa. Se observó un desplazamiento de 0,026 mm sobre el borde incisal del puente. Sin embargo, este desplazamiento disminuyó gradualmente desde el borde incisal hasta la cara cervical de ambos dientes pilares.

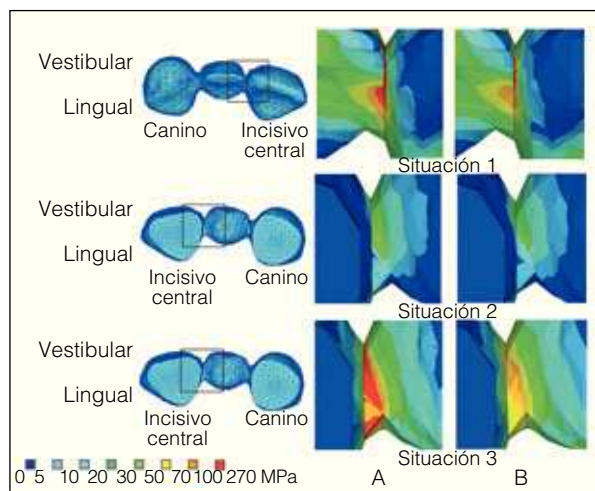
Bajo la situación 3, las máximas fuerzas principales, que excedían los 100 MPa, se distribuyeron hacia el brazo gingival de los conectores mesiodistales, alcanzando un valor máximo de 189 MPa en el brazo gingival del conector mesial. Se observó un desplazamiento de 0,026 mm sobre la base del puente. Sin embargo, este desplazamiento disminuyó gradualmente hacia el borde incisal. En cuanto al desplazamiento de los dos dientes pilares, éste tan sólo se registró en la cara adyacente del espacio edéntulo.

Indicación vectorial de la fuerza principal sobre la C-PPF

La figura 6 muestra la indicación vectorial de la fuerza principal y señala la dirección de la misma sobre la C-PPF. En general, y en todas las situaciones de carga, la máxima fuerza principal estuvo orientada desde la cara lingual hacia el conector del diente pilar. En el conector, la máxima fuerza principal estuvo orientada desde la cresta marginal del diente pilar (la cara del diente ausente) hacia la cara labial del puente, mostrando una curvatura a lo largo de toda la forma externa de la cara labial del puente. En la cara lingual del

Tabla 2 Reducción de la fuerza y máxima fuerza principal en el conector mesial

	Situación de carga 1		Situación de carga 2		Situación de carga 3	
	Fuerza (MPa)	Reducción (%)	Fuerza (MPa)	Reducción (%)	Fuerza (MPa)	Reducción (%)
C-PPF	239	—	56	—	188	—
CRF1	182	24	36	36	132	30
CRF2	189	21	37	34	135	28
CRF3	197	18	44	21	159	15

**Figura 7** Máxima fuerza principal en el conector mesial. A = C-PPF; B = CRF1.

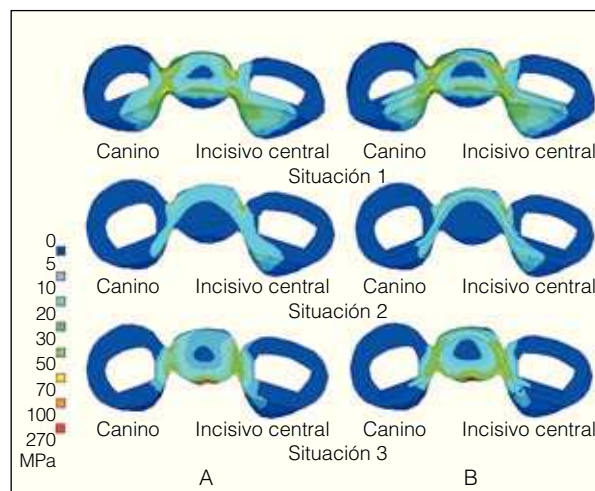
puente, la máxima fuerza principal se dirigió en paralelo a la forma externa del puente.

Índice de reducción de la máxima fuerza principal sobre los modelos de PPF con CRF

El índice de reducción de la fuerza se calculó en base a las diferencias entre los valores de la máxima fuerza principal del conector mesial de la C-PPF, que detectó los valores más elevados en todas las situaciones de carga (situación 1: brazo incisal; situación 2: brazo gingival; situación 3: brazo gingival) y los valores correspondientes a los modelos de PPF con CRF. La tabla 2 muestra los índices de reducción de la fuerza para cada modelo en las variadas situaciones de carga. Los índices de reducción de la fuerza para los modelos de PPF con CRF, por orden descendente son: CRF1, CRF2 y CRF3. El índice de reducción de la fuerza más elevado se obtuvo de la combinación de la situación de carga 2 y la estructura con CRF1.

Comparación entre los modelos C-PPF y CRF-1

La figura 7 representa el aspecto transversal labiolingual vertical del conector mesial (valor más elevado registrado de máxima fuerza principal) de los modelos de C-PPF y CRF1 (índice más elevado observado de reducción de la fuerza). En el caso de la situación 1, el conector mesial se observa desde el borde incisal, mientras que en las situaciones 2 y 3, el conector mesial se observa desde el borde cervical.

**Figura 8** Máxima fuerza principal en la sección transversal horizontal. A = C-PPF; B = CRF1.

En la situación 1, el área con una elevada fuerza, de más de 100 MPa, que se había observado en el modelo de C-PPF, se concentró en la parte más baja del conector mesial en la CRF1. Más aún, también se redujo el área cuya fuerza era de 50-70 MPa, comparada con la C-PPF. En la situación 2, el área con una fuerza de 50-70 MPa, que se había observado en la C-PPF, no se apreció en la estructura CRF1. Aún es más, tan sólo se registró un área con una fuerza de 30-50 MPa en la parte más baja del conector mesial. En la situación 3, el área con una elevada fuerza, de más de 100 MPa, sólo se observó en la cara del puente del conector en la estructura CRF1 y al compararla con la C-PPF el área con una fuerza de 70-100 MPa había disminuido.

La figura 8 muestra el aspecto transversal horizontal del patrón de distribución de las fuerzas generado por las diferentes situaciones de carga en el centro de los conectores de ambas estructuras, C-PPF y CRF1. La C-PPF indujo una elevada concentración de fuerzas en la superficie externa del conector, mientras que la CRF1 indujo la misma fuerza en la estructura de fibra. La máxima fuerza principal generada en la matriz de resina desde el conector al puente en la C-PPF se descargó y transfirió a la estructura de fibra de la CRF1.

En lo referente a la distribución del desplazamiento, el desplazamiento observado en la cara gingival del puente en la C-PPF en la situación 1 (más de 0,026 mm) se modificó a 0,020-0,026 mm de desplazamiento en la estructura CRF1. De forma similar, el desplazamiento observado en el borde incisal de la C-PPF en la situación 2 (0,020-0,026 mm) se redujo a 0,015-0,020 mm de desplazamiento en la estructura CRF1. Una dis-

tancia de desplazamiento superior a 0,026 mm, observada en la base del puente de la C-PPF, tendió a disminuir en la CRF1.

Discusión

Estructura de la C-PPF

En todas las situaciones de carga sobre la estructura de la C-PPF se observó una elevada concentración de fuerzas en el área del conector, que podría atribuirse a las propiedades isotrópicas de la resina de composite híbrido y a la morfología intrínseca de la PPF. Para alcanzar los requerimientos estéticos y biomecánicos deseados, una PPF anterior deberá poseer inevitablemente elevadas e irregulares concentraciones de fuerzas alrededor del área del conector. La distribución de las máximas fuerzas principales en la situación 1 revela que la carga aplicada al borde incisal había causado una deformación inclinada hacia la cara labial, que posteriormente induciría una fuerza de rotación hacia la cara labial, rotando alrededor del brazo inferior de los conectores mesiodistales y hacia la cara labial. La elevada concentración de fuerzas alrededor del brazo superior del conector se produjo principalmente por dos factores: el amplio desplazamiento del puente y los efectos combinados de las fuerzas de inclinación y las fuerzas rotatorias²⁷⁻²⁹. En la situación 2, una carga aplicada en el centro de la superficie lingual (a 3 mm del borde incisal) indujo una fuerza de rotación menor frente a la PPF, lo que resultó en un desplazamiento corto y unos valores de fuerza inferiores. En la situación 3, se observó un amplio desplazamiento alrededor de la base del puente, inducido, principalmente, por el comportamiento giratorio del puente cuando rotó alrededor del brazo superior de los conectores mesiodistales.

Las elevadas concentraciones de fuerzas alrededor del brazo inferior del conector podrían estar inducidas por el comportamiento giratorio, al mantener el conector como un punto fijo. Los patrones de la dirección de las máximas fuerzas principales del puente para una C-PPF, creados a partir de las fuerzas de compresión generadas en la cara lingual y de las fuerzas tensiles de la cara labial, mostraban una curvatura a lo largo de la forma externa de la cara labial. Los patrones de la dirección de las máximas fuerzas principales del diente pilar hasta el conector mostraban una curvatura a lo largo de la cara lingual del diente pilar del puente y en la cara labial del puente, debido a la fuerza de cizallamiento generada desde la cresta marginal lingual hasta la cara labial del puente. Estos resultados obtenidos con la prueba de EF revelaron que factores tales como la morfología de las PPF, los puntos de carga y la dirección de la carga afectan enormemente al patrón direccional de las fuerzas³⁰⁻³².

Estructuras de las PPF con CRF

Los índices de reducción de la fuerza de las máximas fuerzas principales obtenidas a partir de las diferencias entre los modelos de C-PPF y PPF con CRF (CRF1, CRF2 y CRF3) mostraron que el modelo CRF1 obtuvo el índice más elevado de reducción de la fuerza en todas las situaciones de carga. Los

resultados sugieren que la estructura de fibra, que había sido colocada entre un área de distribución de fuerzas elevadas en la cara labial, recibió, efectivamente, más fuerzas tensiles. En lo referente a los modelos CRF2 y CRF3, la posición inapropiada en cuanto a la disposición de la estructura de fibra, únicamente afectó al patrón de distribución de las fuerzas y no al índice de reducción de las mismas. Al investigar la influencia de las fibras de vidrio sobre el desplazamiento, se constató que tan sólo se registró una reducción en el puente, en el caso de la estructura CRF1. Al evaluar el patrón de distribución del desplazamiento de los dientes pilares y los conectores, no se hallaron diferencias significativas entre la C-PPF y los modelos reforzados con estructura de fibra. En cuanto a la dirección de las máximas fuerzas principales en conjunto, no se hallaron diferencias significativas entre la C-PPF y los modelos reforzados con estructura de fibra. Sin embargo, en la estructura de fibra las máximas fuerzas principales tendían a dirigirse en el sentido de la orientación de las fibras, y la dirección de la estructura de fibra y las máximas fuerzas principales coincidían parcialmente una con otra. Esto demuestra el sorprendente contraste con el modelo C-PPF, en el cual las máximas fuerzas principales en los conectores mesiodistales estaban orientadas de forma aleatoria.

Diseño óptimo de la estructura de fibra

La fibra de vidrio es apropiada para un amplio abanico de aplicaciones clínicas³³ que incluyen refuerzos para bases protésicas³⁴, aplicaciones ortodónticas^{35,36}, o núcleos³⁷. Para que las prótesis funcionen adecuadamente durante el máximo de tiempo en un ambiente oral riguroso, es fundamental elaborar la estructura con una fibra de naturaleza anisotrópica (es decir, con un módulo de Young excepcionalmente elevado y un módulo elástico en el sentido de las fibras).

La fibra de vidrio unidireccional continua se utiliza para la estructura de refuerzo de las PPF. A la hora de diseñar una PPF es muy importante obtener el máximo rendimiento de refuerzo con la estructura de fibra y evitar las elevadas concentraciones irregulares de fuerzas. El presente estudio demuestra que el máximo rendimiento que se obtiene del refuerzo de la estructura de fibra se consigue con la estructura a base de CRF1, en cualesquiera de las situaciones de carga, lo que indica un 36 % aproximadamente de reducción de la máxima fuerza principal comparado con la C-PPF. Los resultados de este estudio revelaron que las estructuras de vidrio ofrecen un refuerzo excelente.

El tratamiento estético de la región de los dientes anteriores requiere el uso de materiales con variados tonos de color. Se precisa de un espacio amplio para situar las diferentes combinaciones de matices del composite, especialmente en la región de los bordes incisales de los dientes anteriores. Con objeto de obtener unos resultados estéticos satisfactorios cuando se trabaja con los dientes anteriores, para la colocación de las fundas o carillas (veneer) de composite de diferentes matices/tonos, el mínimo espacio labial que se considera necesario es de 0,5 mm.

Sin embargo, la parte media de la cara vestibular del puente en la región de los dientes anteriores no requiere

más que cubrirlos con tonos de composite para las carillas similares a la dentina y el esmalte, en la parte superior de la estructura CRF1, dado que una estructura con CRF puede utilizar fibra EG (Kuraray Medical) con un matiz/tono o color similar a la dentina o EverStick de un tono translúcido. Los materiales para las PPF son muy adecuados para obtener un color de dientes natural, tanto con las técnicas que emplean carillas o fundas, como con las técnicas de coloración.

Las PPF anteriores reforzadas con fibra se estudiaron desde un punto de vista biomecánico y estructural, y se constató que el efecto óptimo del refuerzo a base de fibra se logra con una estructura a base de CRF curvada extendida desde la cara lingual de ambos dientes pilares hasta la cara labial de la base del puente.

Conclusiones

Al margen de las limitaciones de este estudio *in vitro*, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

1. Se observaron elevadas concentraciones de fuerzas alrededor de los conectores en todas las situaciones de carga.
2. En todos los modelos de PPF con CRF, la estructura de fibra soportó la fuerza generada, lo que demuestra la capacidad de la estructura de CRF para soportar las fuerzas. El índice de reducción de fuerza más elevado se obtuvo con una estructura CRF curvada, que se extendía desde la cara lingual de los dientes pilares hasta la cara labial de la base del puente.
3. El refuerzo de fibra también permitió reducir el desplazamiento cuantificado.

Bibliografía

1. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;79:125-130.
2. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413-418.
3. Bae JM, Kim KN, Hattori M, et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont* 2001;14:33-39.
4. Lastumäki TM, Kallio TT, Vallittu PK. The bond strength of light-curing composite resin to finally polymerized and aged glass fiber-reinforced composite substrate. *Biomaterials* 2002;23:4533-4539.
5. Handa I, Shinya A, Gomi H, Sailynoja ES. Bending strength of fiber reinforced posterior hybrid resin material [in Japanese]. *J J Dent Mater* 2003;22:171-180.
6. Sailynoja ES, Shinya A, Gomi H, Ishii Y. The effect of immersion temperature on the flexural strength of a pre-coated fiber reinforced composite resin. *Prosthodont Res Pract* 2003;2:1-10.
7. Nakamura T, Waki T, Kinuta S, Tanaka H. Strength and elastic modulus of fiber-reinforced composites used for fabricating FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16:549-553.
8. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater* 2003;19:226-231.
9. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Composite-composite repair bond strength: Effect of adhesion primers. *J Dent* 2003;31:521-525.
10. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiber-reinforced composites to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent* 2003;5:301-311.

11. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91:241-246.
12. Sailynoja ES, Shinya A, Koskinen MK, et al. Heat curing of UTMA-based hybrid resin: Effects on the degree of conversion and cytotoxicity. *Odontology* 2004;92:27-35.
13. Shimizu K, Shin-ya A, Gomi H, Nakasone Y. Fatigue properties of hybrid resin with glass fiber reinforcement—The influence of cyclic loading, glass fiber reinforcement and test environments [in Japanese]. *J J Dent Mater* 2004;23:294-305.
14. Bae JM, Kim KN, Hattori M, et al. Fatigue strengths of particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mater J* 2004;23:166-174.
15. Lassila LVJ, Tezvergil A, Lahdenperä M, et al. Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontol Scand* 2005;63:196-204.
16. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, et al. Finite element analysis of fiber-reinforced fixed partial dentures. *Dent Mater J* 2005;24:275-279.
17. Fennis WM, Tezvergil A, Kuijs RH, et al. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. *Dent Mater* 2005;21:565-572.
18. Waki T, Nakamura T, Kinuta S, Wakabayashi K, Yatani H. Fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures reinforced with fiber-reinforced composite. *Dent Mater J* 2006;25:1-6.
19. Shinya A, Matsuda T, Shinya A, Nakasone Y. Hybrid resin fixed partial dentures reinforced with glass fiber—Optimum posterior fiber frame design with finite element analysis [in Japanese]. *J J Dent Mater* 2004;23:183-192.
20. Ootaki M, Shinya A, Gomi H, Shinya A, Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: Effect of vertical reinforcement thickness on fiber frame. *Dent Mater J* 2007;26:280-289.
21. Fujita T. Textbook of Dental Anatomy, ed 22. Tokyo: Kanehara, 1995:75-104.
22. el-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. VII: Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970;23:177-186.
23. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator [in German]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:953-960.
24. Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent Clin North Am* 1998;42:665-682.
25. Göhring TN, Mörmann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: Preliminary results after one year. *J Prosthet Dent* 1999;82:662-668.
26. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am* 1999;43:7-35.
27. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 2000:1-21.
28. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Experimental design of FPD made of all-ceramics and fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2000;16:159-165.
29. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;87:516-527.
30. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721-728.
31. 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.

32. Meiers JC, Kazemi RB, Donadio M. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *J Prosthet Dent* 2003;89:388-393.
33. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002;23:2221-2229.
34. Nakamura M, Takahashi H, Hayakawa I. Reinforcement of denture base resin with short-rod glass fiber. *Dent Mater J* 2007;26:733-738.
35. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Norcini A, Macchi A. Fiber-reinforced composites in lingual orthodontics. *J Clin Orthod* 2005;39:710-714.
36. Brauchli LM, Wiedmer C, Wichelhaus A. A light-focusing tool for bonding fiber-reinforced composite retainers. *J Clin Orthod* 2006;40:359-360.
37. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004;20:29-36.