

Resistencia de dientes restaurados con postes prefabricados ante cargas de máxima intercuspidad, masticación y bruxismo

Resistance of teeth restored with prefabricated posts to maximum intercuspitation loads, mastication and bruxism

Santiago Correa Vélez, Juan Felipe Isaza, Ana Sol Gaviria, Mauricio Naranjo

Grupo de Investigación en Bioingeniería. Universidades EAFIT y CES. Medellín, Colombia.

RESUMEN

Objetivo: determinar por el método de los elementos finitos la resistencia de dientes restaurados con postes prefabricados ante cargas estáticas de máxima intercuspidad y cargas cíclicas de masticación y bruxismo y analizar el efecto de la pérdida periodontal en la resistencia de las restauraciones.

Métodos: se realizó una investigación *in vitro* mediante el método de los elementos finitos de dientes con pérdida periodontal, rehabilitados con postes prefabricados en fibra de vidrio, carbono y titanio. Los dientes fueron reconstruidos a partir de imágenes tomográficas de un paciente periodontalmente sano.

Resultados: se muestra que ante cargas estáticas las rehabilitaciones no presentan tendencia a la falla, independientemente del material del poste o del grado de pérdida periodontal. En el caso de bruxismo y pérdida periodontal de 4 mm, la dentina presenta una durabilidad de 60 000 ciclos independiente del material del poste. Para cargas de masticación y periodonto sano, la falla en la dentina ocurre a los 100 000 ciclos con poste en titanio, 200 000 ciclos con poste en fibra de carbono y 1 100 000 ciclos con poste en fibra de vidrio. Para una pérdida periodontal de 2 mm la durabilidad de la dentina se reduce a 4 000 ciclos con poste en titanio, 5 000 ciclos con poste en fibra de carbono y 7 000 ciclos con poste en

fibra de vidrio. Para pérdida periodontal de 4 mm, la durabilidad de la dentina se estima en 1 000 ciclos, independientemente del material del poste utilizado.

Conclusiones: ante carga estática de máxima intercuspidadación las rehabilitaciones con postes prefabricados en fibra de vidrio, carbono y titanio no presentan tendencia a la falla, independientemente del grado de pérdida periodontal. Ante cargas cíclicas, los postes prefabricados presentan una vida útil infinita, y es la dentina la estructura más afectada ante dichos eventos.

Palabras clave: postes, análisis de elementos finitos, bruxismo, carga cíclica, pérdida ósea alveolar.

ABSTRACT

Objective: Using the finite element method, determine the resistance of teeth restored with prefabricated posts to maximum static intercuspitation loads, cyclical mastication loads and bruxism, and analyze the effect of periodontal loss on resistance by restorations.

Methods: Using the finite element method, an in vitro study was conducted of teeth with periodontal loss rehabilitated with prefabricated glass fiber, carbon and titanium posts. Reconstruction of the teeth was based on tomographic images from a periodontically healthy patient.

Results: It was shown that rehabilitations did not tend to yield to static loads, irrespective of post material or the degree of periodontal loss. For bruxism and 4 mm periodontal loss, dentin durability was 60 000 cycles, irrespective of post material. For mastication loads and a healthy periodont, dentin failure occurs at 100 000 cycles with titanium posts, 200 000 cycles with carbon fiber posts, and 1 100 000 cycles with glass fiber posts. For 2 mm periodontal loss, dentin durability decreased to 4 000 cycles with titanium posts, 5 000 cycles with carbon fiber posts, and 7 000 cycles with glass fiber posts. For 4 mm periodontal loss, dentin durability is estimated at 1 000 cycles, irrespective of post material.

Conclusions: Restorations with glass fiber, carbon and titanium prefabricated posts do not yield to maximum static intercuspitation loads, irrespective of the degree of periodontal loss. Prefabricated posts exhibit endless resistance to cyclic loads. Dentin is the structure most severely affected by such events.

Key words: posts, finite element analysis, bruxism, cyclic load, alveolar bone loss.

INTRODUCCIÓN

La rehabilitación de dientes severamente deteriorados ha sido una de las principales preocupaciones de los odontólogos a través del tiempo;¹ los dientes con gran pérdida de estructura dental necesitan tratarse endodónticamente y requieren de un perno que sustituya la estructura perdida, para poder ser restaurados con una corona. Al realizar estos procedimientos, se debe conservar la mayor cantidad de estructura remanente.² Las fallas por fatiga en dientes no vitales restaurados con postes y coronas, son un factor crítico en la rehabilitación oral y depende de la cantidad de estructura dentaria remanente y del tipo de poste utilizado. Esta fatiga

ocurre en el punto más débil de la restauración o donde haya mayor concentración de esfuerzos.³ Una consecuencia de esta pérdida tisular es la alteración de la capacidad del diente para resistir las fuerzas generadas durante la función.⁴ Esto puede aumentar la posibilidad de fracturas en dientes restaurados con endodoncia y creó la necesidad de nuevos materiales.⁵ Algunos autores⁶ sugieren que la necesidad de utilizar postes, depende de la cantidad de tejido remanente para la retención de la corona.

Los pernos son elementos que, tienen componente radicular y coronal y reemplazan la estructura coronal perdida y dan retención y resistencia a la corona final. Durante la preparación para el perno, es fundamental preservar el máximo de estructura dental⁷⁻⁸ pero aún existe controversia en la asociación entre estructura remanente y resistencia ante las fuerzas.³ Ha sido reportado que los pernos no refuerzan el diente,⁹ pero sí existe un efecto de férula de 2 mm, no lo debilita. Adicionalmente, en un estudio *in vitro*¹⁰, se encontró que se requiere un mínimo de efecto férula de 1,0 mm.

Estudios recientes muestran que no existen diferencias significativas en la resistencia mecánica entre postes prefabricados y postes colados.¹¹ Entre los materiales utilizados para los postes prefabricados se encuentran el circonio, titanio, fibra de vidrio y fibra de carbono. El titanio y circonio, son rígidos y resistentes a la fractura y los de fibra de vidrio y carbono, tienen módulos elásticos inferiores a los dos anteriores y similar al de la dentina.¹² Aunque la diferencia entre postes colados y prefabricados no es significativa, la utilización de múltiples postes prefabricados mejora sustancialmente la distribución de esfuerzos al compararse con un único poste colado.¹³

Otro factor poco estudiado es el estado periodontal del diente en relación con las fuerzas aplicadas, sin embargo algunos estudios demuestran que los esfuerzos son diferentes y mayores con el aumento en la pérdida ósea.¹⁴ Adicionalmente, al analizar los esfuerzos con análisis de elementos finitos sobre el diente natural intacto, se ha encontrado que estos son diferentes a los del diente restaurado con perno y corona.¹⁵ Es entonces factible que un diente restaurado con perno y corona y adicionalmente con pérdida ósea, tenga más probabilidad de fractura ante las fuerzas funcionales generadas en la boca.

Adicionalmente, no se encuentra en la literatura estudios con suficiente validez clínica como estudios controlados aleatorios (ECA) que relacione el tipo de carga aplicada por el paciente con el tipo de falla por fatiga; son también pocos los estudios que relacionan la pérdida ósea en el sistema diente restaurado con perno y corona con la distribución de esfuerzos producto de fuerzas de función normal y de bruxismo. También se encuentra en la literatura controversia respecto al tipo de material de perno ideal y frente a su módulo elástico para una mejor distribución de esfuerzos.

Con el sistema numérico de modelación de elementos finitos (MEF) es posible modelar de manera aproximada la realidad en 3 dimensiones, un sistema de diente restaurado con endodoncia, perno y corona, ligamento periodontal y hueso alveolar, aplicarle fuerzas funcionales y parafuncionales, constantes y cíclicas, observar el comportamiento ante estas fuerzas y observar las tendencias que presenta el modelo con respecto a concentración de esfuerzos y deformaciones. Por tanto, se pretende encontrar una relación entre el tipo de carga estática o dinámica el material del poste y la pérdida periodontal que permita recomendar al protesista el material más idóneo para elaborar una restauración con poste prefabricado. El objetivo de este artículo es determinar por medio del método de los elementos

finitos la resistencia de dientes restaurados con postes prefabricados en titanio, fibra de vidrio y fibra de carbono ante cargas estáticas de máxima intercuspidadación y cargas cíclicas de masticación y bruxismo. Al mismo tiempo se analiza el efecto de la pérdida periodontal en la resistencia de las restauraciones.

MÉTODOS

Se realizó una investigación *in vitro* mediante el MEF, el comportamiento estructural en términos de esfuerzos principales y alternantes, de dientes con diferentes grados de pérdida periodontal, rehabilitados con postes prefabricados en fibra de vidrio, fibra de carbono y titanio con el fin de establecer las diferencias en la magnitud de los esfuerzos, la localización de los mismos y el número de ciclos de vida esperados ante fuerzas de máxima intercuspidadación, ciclos de bruxismo y masticación. Los resultados de los MEF no pueden extrapolarse de manera completa a la clínica, sin embargo, si el modelo realizado se ajusta adecuadamente a las condiciones físicas reales de la restauración (en cuanto geometría, propiedades mecánicas, condiciones de contorno y cargas) pueden obtenerse resultados indicativos de lo sería el comportamiento de dicho modelo frente a esas cargas en la clínica. Para obtener la geometría para la reconstrucción en 3 dimensiones y su posterior análisis en elementos finitos se seleccionó un paciente de sexo masculino, adulto, sin restauraciones, periodontalmente sano y oclusión clase I canina bilateral.

Para la reconstrucción en 3 dimensiones se utilizó un tomógrafo axial computarizado de 521 imágenes con 0,5 mm entre cortes, realizada en RapidForm 2006®.

A partir de la nube de puntos que se obtuvo, se creó un cascarón. Posteriormente se crearon superficies paramétricas de la mandíbula, el hueso esponjoso y el canino inferior, con el tejido pulpar. Una vez exportadas las superficies a GID 10® se hicieron las correcciones necesarias, se modelaron los detalles geométricos del canino con su ligamento periodontal, se procedió a cortar parte del hueso esponjoso y cortical de la mandíbula para obtener modelos de menor complejidad numérica. Finalmente se preparan tres modelos de canino con periodonto sano y pérdida periodontal de 2 mm y 4 mm respecto de la unión cemento-amélica (Fig. 1a).

A continuación se realizó la geometría de los diferentes postes; fibra de vidrio con longitud de 20 mm (FRC Postec®, Ivoclar/Vivadent), fibra de carbono con longitud de 19 mm (Carbopost®, Carbotech), y titanio con longitud de 14 mm (Tenax®, Coltène-Whaladent). Cada poste fue modelado geoméricamente en software CAD y la respectiva reconstrucción del muñón fue idéntica para todos los postes. El tejido pulpar fue reemplazado por gutapercha en los 5 mm apicales de la raíz conservando un selle apical indicado⁷. La geometría de cada poste prefabricado se ajustó en el conducto radicular conservando un espacio de 250 micras para el cemento. La preparación coronal se realizó en forma de chaflán conservando 2 mm de remanente dentinal para obtener efecto ferrule.¹⁶ Posteriormente, se reconstruyó la porción coronal correspondiente al núcleo usando resina para reconstrucción de muñones siguiendo el contorno externo del canino y conservando las dimensiones mínimas necesarias para la elaboración de una corona en metal-porcelana. En la figura 1b se muestran los postes de fibra de carbono, de vidrio y titanio respectivamente.

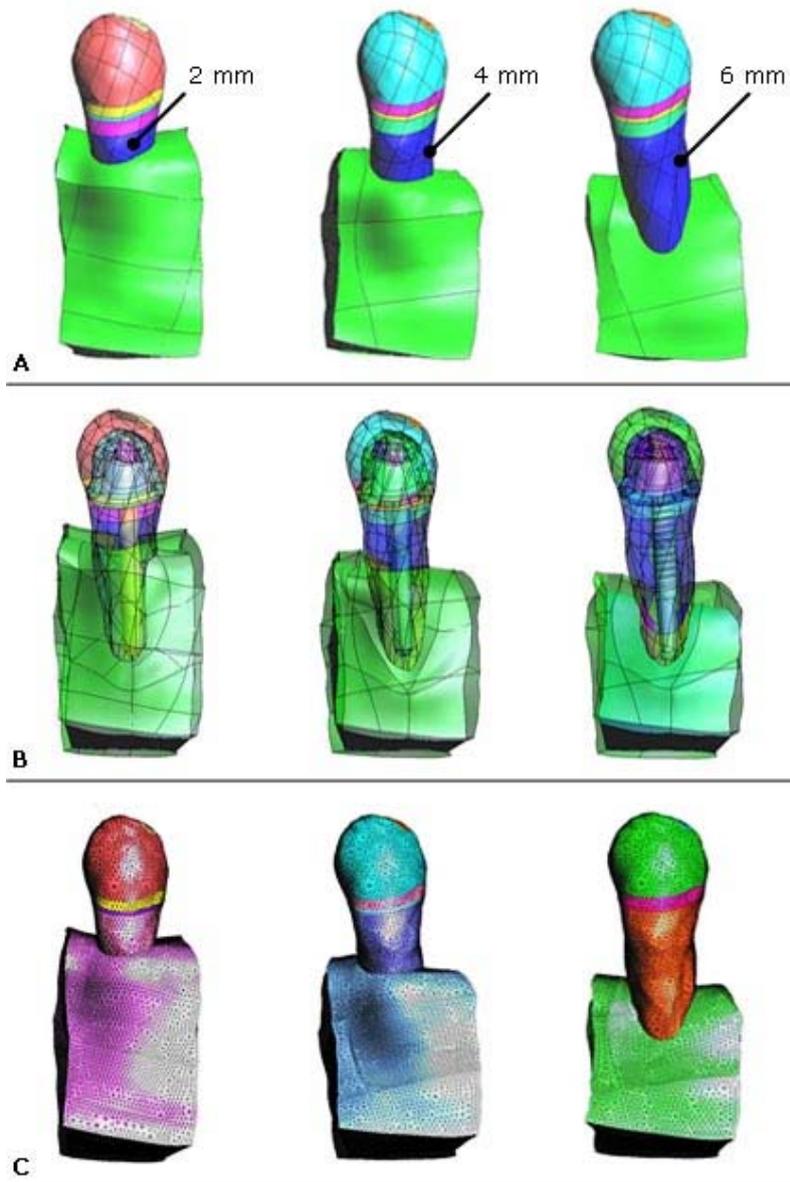


Fig. 1. Generación del modelo geométrico y de elementos finitos. **A)** Canino con periodonto sano, pérdida ósea de 2 mm y pérdida ósea de 4 mm. **B)** Rehabilitación con poste de fibra de vidrio, fibra de carbono y titanio. **C)** Malla para diente con pérdida ósea de 2 mm y pérdida ósea de 4 mm.

Se obtuvieron nueve modelos 3 dimensiones que se mallaron con elementos tetraedro de 10 nodos (Fig. 1c) y se asignaron las propiedades de cada material.¹⁷⁻²⁴ Cada modelo fue analizado bajo tres condiciones de carga: carga de máxima intercuspidad de 469 N²⁵, carga cíclica por bruxismo de 220,5 N aplicada durante 7,1 s. seguida por un receso de 2 s.²⁶ y carga cíclica por masticación de 474,6 N durante 0,191 s. seguida de un receso de 0,7 s.²⁷ Todas las cargas se aplicaron normales a la superficie de contacto oclusal entre el canino superior e inferior, determinada en el paciente mediante una fotografía del contacto marcado con un papel articular Accufilm II Parkell®. Para la carga de máxima intercuspidad se ejecuta un análisis estático en el programa de elementos finitos Ansys 13® y para las cargas cíclicas un análisis dinámico, teniendo en cuenta el ciclo de cargas mencionado.

La tabla muestra los valores de las propiedades elásticas de los materiales de la restauración las cuales son recopiladas de diversas fuentes. En ella se relacionan los módulos de elasticidad de los materiales, los cuales son una medida de su rigidez, en cada una de las tres direcciones. De esta forma, E_x es el módulo de elasticidad en dirección mesio-distal, E_y es el módulo de elasticidad en dirección vertical y E_z , es el módulo de elasticidad en dirección antero-posterior. Del mismo modo la tabla relaciona los módulos de Poisson que son la relación entre la deformación transversal y la deformación longitudinal de un elemento sometido a carga axial. A partir del módulo de Poisson se estima la rigidez al cortante de los materiales (ν_{xy} el módulo de Poisson en el plano coronal, ν_{yz} en el sagital y ν_{xz} en el transversal). Finalmente la tabla presenta los valores de la resistencia a la cedencia (S_y) de los postes prefabricados, la cual es el valor de esfuerzo en megapascales (MPa) para el cual los materiales comienzan a deformarse plásticamente, es decir, sin recuperación elástica y se deforman permanentemente.

Tabla. Propiedades elásticas de los materiales encontradas por otros autores

Material	E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{xz}	S_y (MPa)
Hueso cortical ²⁸	25 500	14 450	10 200	0,15	0,315	0,215	N.A
Hueso esponjoso ²⁷	904	156	696	0,3	0,3	0,3	N.A
LPD ²⁹	0,68	0,68	0,68	0,49	0,49	0,49	N.A
Dentina ²⁴	16 300	16 300	16 300	0,25	0,25	0,25	N.A
Cemento ¹⁹	2 600	2 600	2 600	0,33	0,33	0,33	N.A
Ti-6Al-4V ^{22,26}	109 000	109 000	109 000	0,31	0,31	0,31	1 477
Fibra vidrio ²²	48 000	48 000	48 000	0,26	0,26	0,26	1 215
Fibra carbono ²²	141 000	141 000	141 000	0,25	0,25	0,25	1 394
Resina ²⁵	12 400	12 400	12 400	0,3	0,3	0,3	N.A
Spartan Plus ²³	141 000	141 000	141 000	0,3	0,3	0,3	N.A
Porcelana ²⁵	69 000	69 000	69 000	0,2	0,2	0,2	N.A

E_x : Módulo de elasticidad en dirección mesio-distal.

E_y : Módulo de elasticidad en dirección vertical.

E_z : Módulo de elasticidad en dirección antero-posterior.

ν_{xy} : Relación de Poisson en el plano coronal.

ν_{xz} : Relación de Poisson en el plano transversal.

N.A: No aplica debido a que no se predice falla de estas estructuras.

Los esfuerzos tensiles (P1) y esfuerzos compresivos (P3) se comparan con los valores de resistencia a la cedencia (S_y) de los materiales de los postes. En los análisis cíclicos se obtienen los esfuerzos alternantes de los materiales de los postes y la dentina. La naturaleza alternante de los esfuerzos hace que estos fluctúen entre valores de tracción y compresión, por lo que se produce falla por fatiga en las estructuras. La fatiga se predice al ubicar el esfuerzo alternante en el eje de las ordenadas y cruzarlos con los valores de resistencia a la fatiga de la curva S-N para obtener los ciclos estimados de falla en el eje de las abscisas. La curva S-N relaciona el número de ciclos de operación de un material con su resistencia a la fatiga, y se utiliza para predecir la vida útil de las restauraciones. Las curvas S-N²⁸⁻³⁰ para los materiales mencionados se muestran en la figura 2.

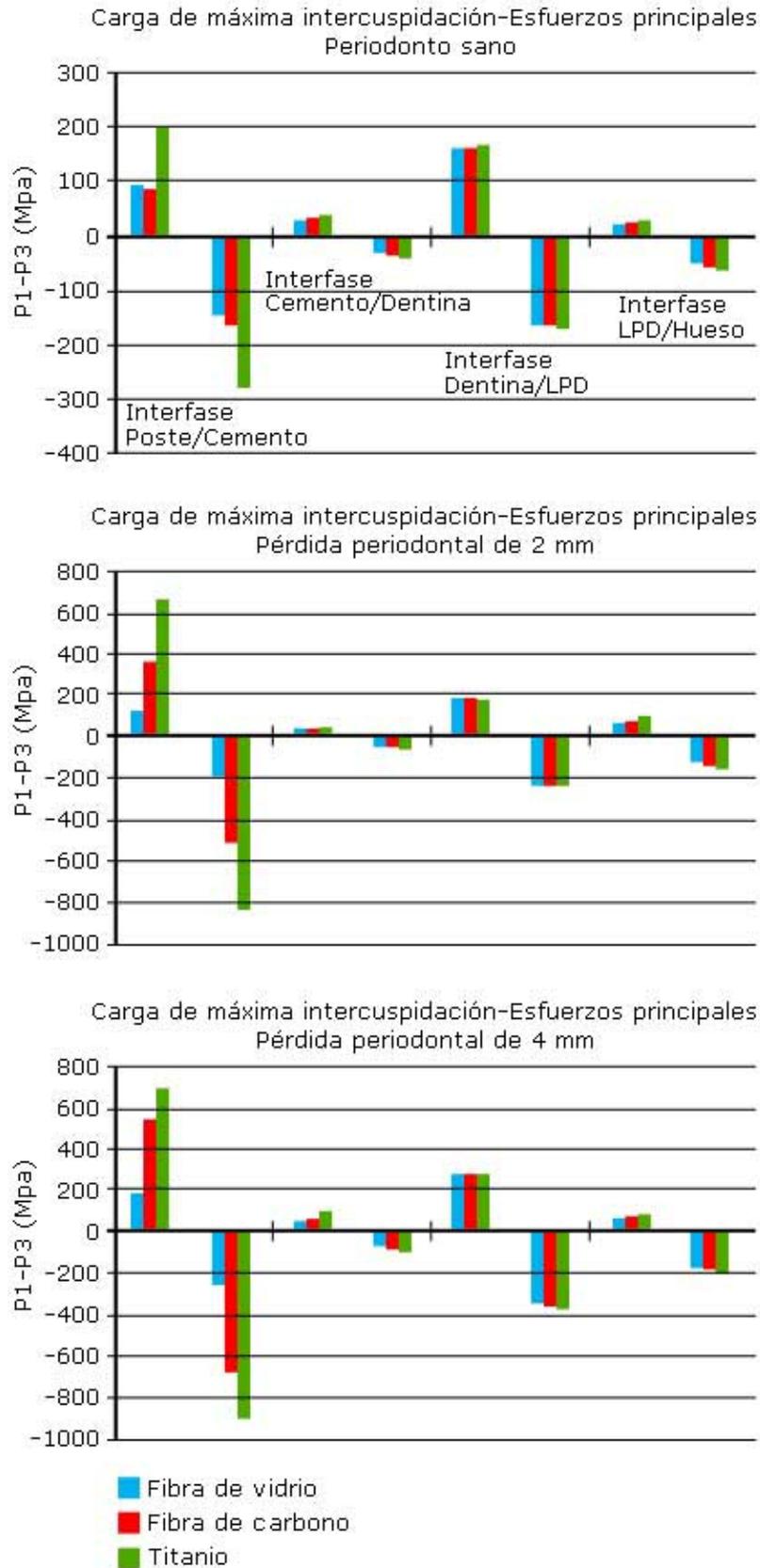


Fig. 2. P1 y P3 para carga máxima intercuspidad en periodonto sano, pérdida periodontal de 2 mm y pérdida periodontal de 4 mm, medida desde la unión cemento amélica hasta la cresta ósea alveolar.

RESULTADOS

En el análisis estático (máxima intercuspidad) se calculan los esfuerzos principales tensiles (P1) y compresivos (P3) en las interfases: poste-cemento, cemento-dentina, dentina-ligamento periodontal (DLP) y DLP-hueso cortical. Los resultados para cada material y nivel de pérdida periodontal se muestran en la figura 3. Los valores positivos en la gráfica corresponden a los esfuerzos tensiles (P1) y los valores negativos corresponden a los esfuerzos compresivos (P3). Se observa cómo el poste de titanio presenta valores de esfuerzos principales mayores, especialmente en la interfase poste-cemento. Sin embargo, para ninguno de los postes analizados, los valores de esfuerzo suponen fractura del material, dado que estos valores son inferiores al límite de cedencia de los materiales (tabla).

Tabla. Propiedades elásticas de los materiales encontradas por otros autores

Material	E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{xz}	S_y (MPa)
Hueso cortical ²⁸	25 500	14 450	10 200	0,15	0,315	0,215	N.A
Hueso esponjoso ²⁷	904	156	696	0,3	0,3	0,3	N.A
LPD ²⁹	0,68	0,68	0,68	0,49	0,49	0,49	N.A
Dentina ²⁴	16 300	16 300	16 300	0,25	0,25	0,25	N.A
Cemento ¹⁹	2 600	2 600	2 600	0,33	0,33	0,33	N.A
Ti-6Al-4V ^{22,26}	109 000	109 000	109 000	0,31	0,31	0,31	1 477
Fibra vidrio ²²	48 000	48 000	48 000	0,26	0,26	0,26	1 215
Fibra carbono ²²	141 000	141 000	141 000	0,25	0,25	0,25	1 394
Resina ²⁵	12 400	12 400	12 400	0,3	0,3	0,3	N.A
Spartan Plus ²³	141 000	141 000	141 000	0,3	0,3	0,3	N.A
Porcelana ²⁵	69 000	69 000	69 000	0,2	0,2	0,2	N.A

E_x : Módulo de elasticidad en dirección mesio-distal.

E_y : Módulo de elasticidad en dirección vertical.

E_z : Módulo de elasticidad en dirección antero-posterior.

ν_{xy} : Relación de Poisson en el plano coronal.

ν_{xz} : Relación de Poisson en el plano transversal.

N.A: No aplica debido a que no se predice falla de estas estructuras.

Adicionalmente, la distribución de esfuerzos principales compresivos (P3) se muestra en la figura 4, para cada material de poste y nivel de pérdida periodontal. En cuanto a la distribución de esfuerzos se observa que éstos se concentran por debajo de la cresta ósea, aproximadamente en la porción media de la raíz y se acercan a la cresta a medida que disminuye su altura.

Del análisis de fatiga realizado mediante el programa de elementos finitos Ansys 13® se obtienen los esfuerzos alternantes para los postes de fibra de vidrio, fibra de carbono, titanio y la dentina, los cuales se analizan a continuación.

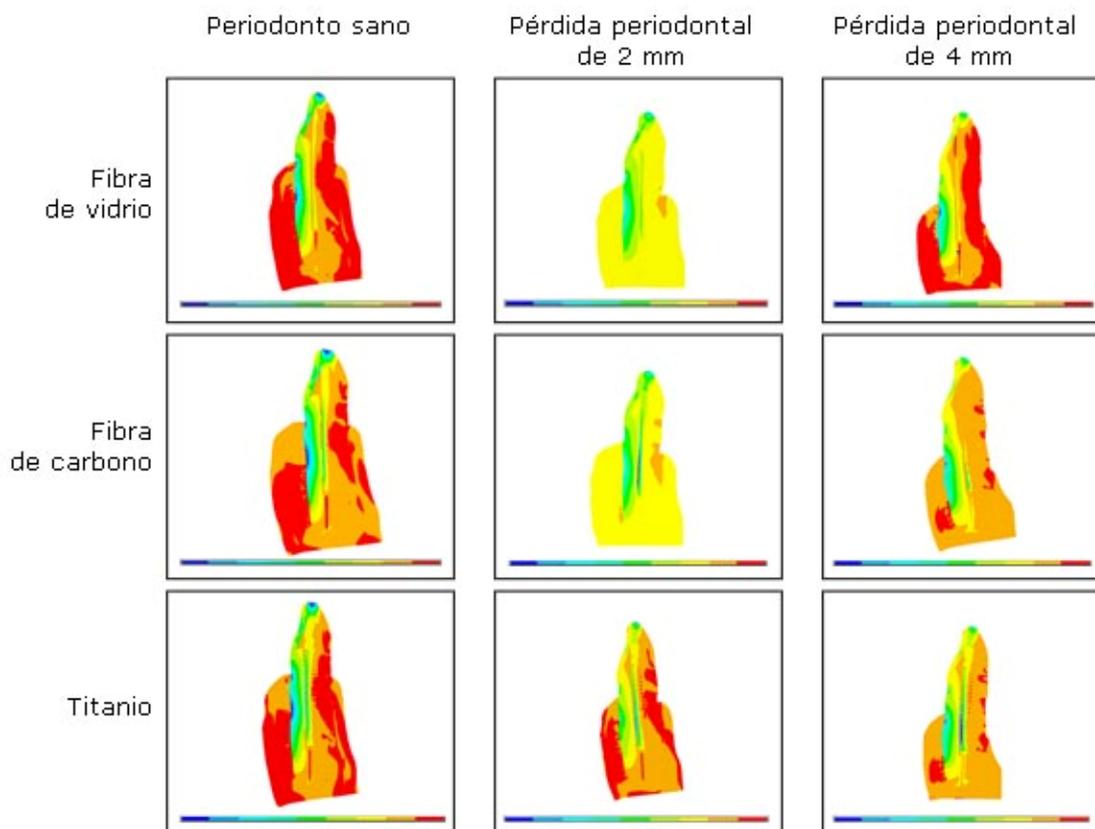


Fig. 3. Distribución de esfuerzos compresivos P3 ante carga de máxima intercuspidadación de 469 N²⁵.

Para el análisis dinámico correspondiente al ciclo de carga de bruxismo se calculan los esfuerzos alternantes en cada una de las interfases antes mencionadas. Los resultados para cada material y altura ósea se muestran en la figura 5. Al cruzar estos resultados con las curvas de resistencia a la fatiga de la figura 2 se observa que en el ciclo de bruxismo se predice vida infinita para los tres tipos de postes y la dentina, en el caso de periodonto sano o pérdida ósea de 2 mm (cresta ósea a 4 mm de la unión cemento-amélica). Para el caso de pérdida ósea de 4 mm (cresta ósea a 6 mm de la unión cemento-amélica) se espera que se presente falla por fatiga en la dentina (iniciación de grietas) a los 60 000 ciclos para cualquiera de los tres materiales de postes.

Para el análisis dinámico correspondiente al ciclo de carga de masticación se calculan los esfuerzos alternantes en cada una de las interfases antes mencionadas. Los resultados para cada material y altura ósea se muestran en la figura 6. Al cruzar estos resultados con las curvas de resistencia a la fatiga de la figura 2 se observa que para los tres tipos de postes, independientemente de la altura ósea se predice vida infinita. Sin embargo la dentina exhibe un comportamiento diferente ante los ciclos de masticación. En el caso del diente sin pérdida periodontal, se espera que la dentina presente falla por fatiga (iniciación de grietas) a los 100 000 ciclos de masticación en el caso de rehabilitación con poste de titanio, 200 000 ciclos con poste de fibra de carbono y 1 100 000 ciclos con poste de fibra de vidrio. Para una pérdida periodontal de 2 mm (cresta ósea a 4 mm de la unión cemento-amélica) se espera que la dentina presente falla por fatiga a los 4 000 ciclos en el caso de rehabilitación con poste de titanio, 5 000 ciclos con poste de fibra de carbono y a los 7 000 ciclos con poste de fibra de vidrio. Finalmente, para una pérdida periodontal de 4 mm (cresta ósea a 6 mm de la unión cemento-amélica) se espera que la dentina presente falla por fatiga a los 1 000 ciclos aproximadamente para los tres tipos de postes.

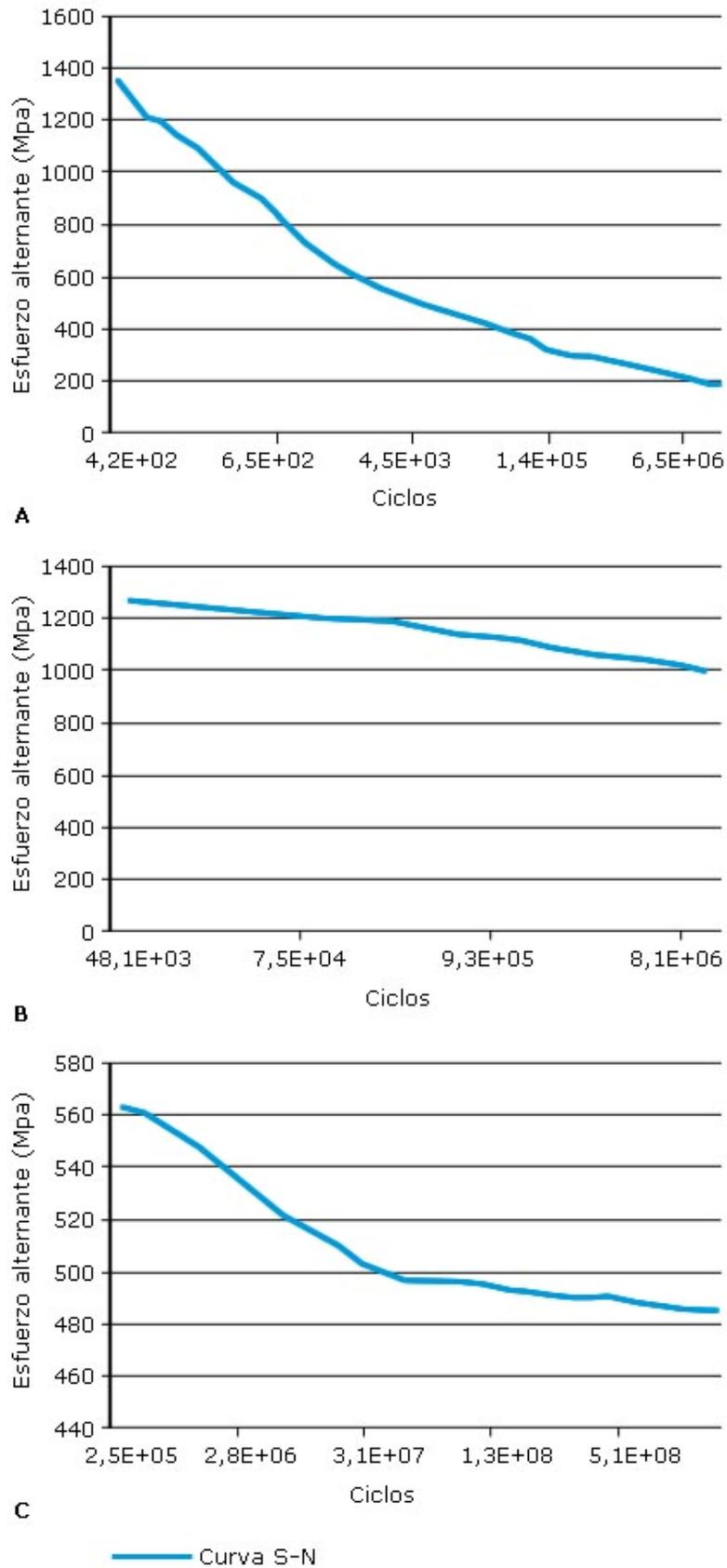


Fig. 4. Curva S-N de los materiales de la restauración. **A)** Curva S-N de fibra de vidrio²⁸, **B)** Curva S-N de fibra de carbono²⁸, **C)** Curva S-N de titanio²⁹.

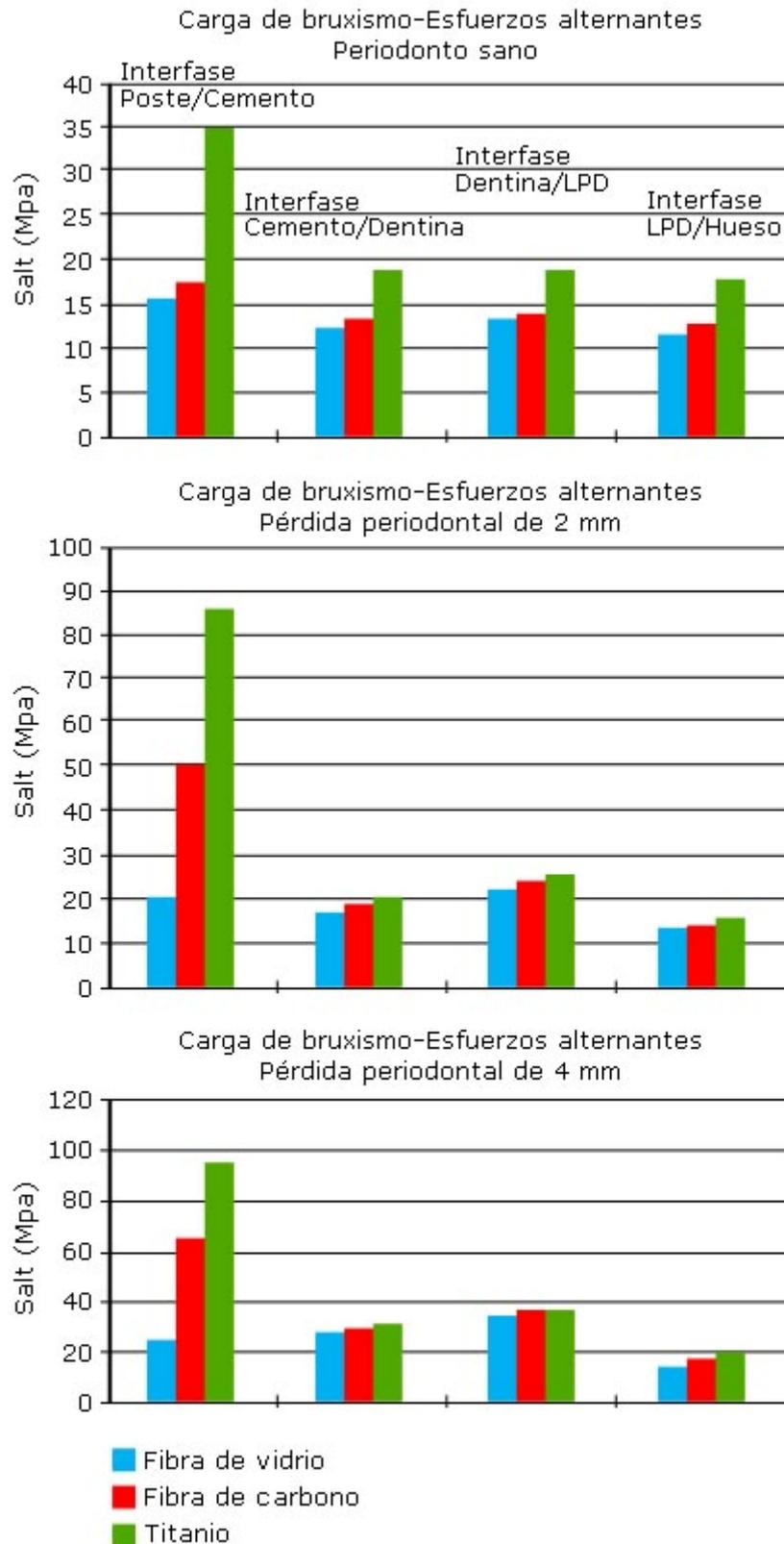


Fig. 5. Esfuerzos alternantes ante carga cíclica de bruxismo en periodonto sano, pérdida periodontal de 2 mm y pérdida periodontal de 4 mm, tomada desde la unión cemento amélica hasta la cresta ósea alveolar.

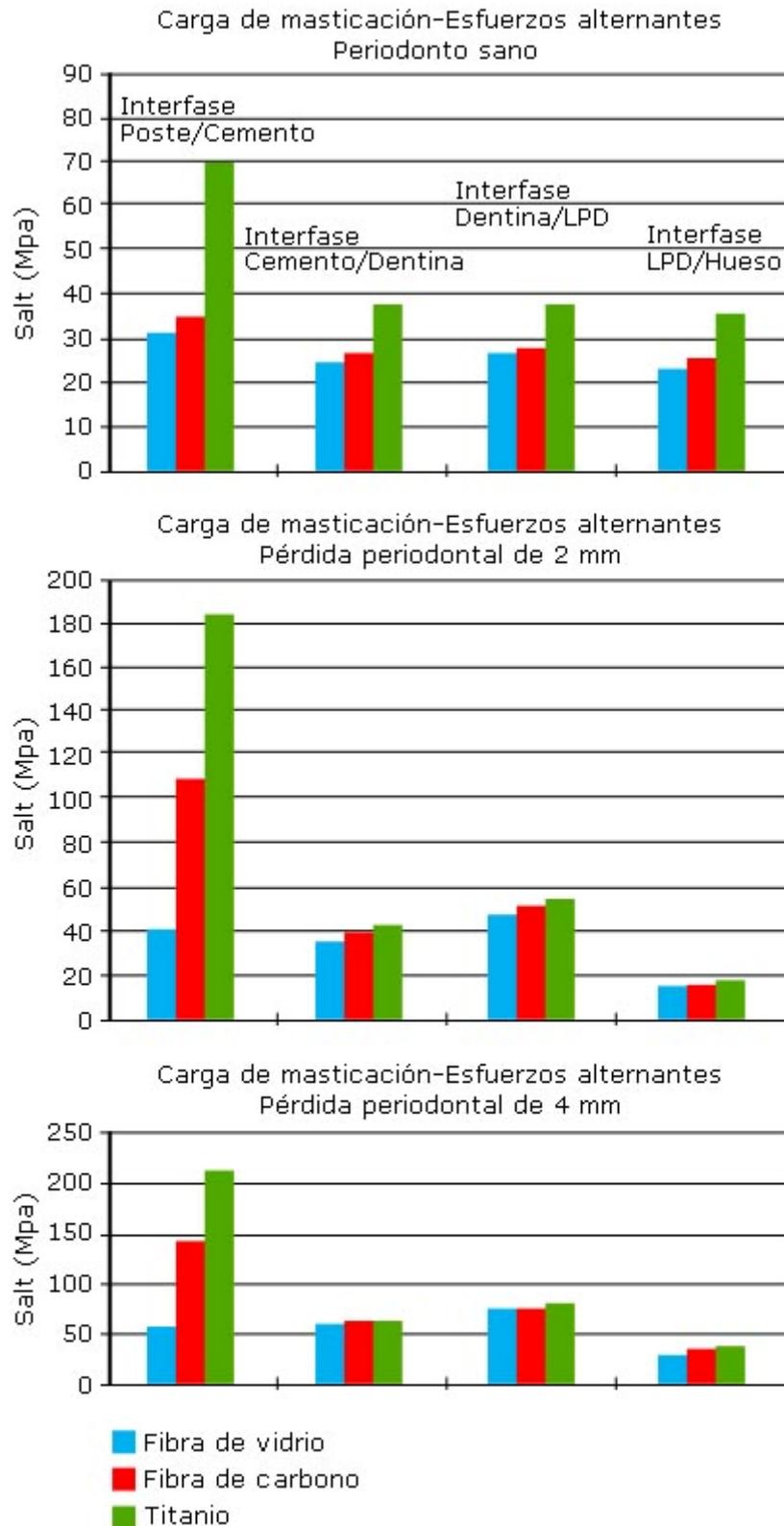


Fig. 6. Esfuerzos alternantes ante carga cíclica de masticación en periodonto sano, pérdida periodontal de 2 mm y pérdida periodontal de 4 mm, tomada desde la unión cemento amélica hasta la cresta ósea alveolar.

DISCUSIÓN

No se han encontrado en la literatura estudios *in vitro* que comparen simultáneamente las siguientes variables: altura ósea, material del poste y tipo de carga. Las tres constituyen, según la evidencia científica, los factores más críticos en el éxito de una restauración.

En cuanto a la altura ósea y el tipo de carga, *Ni y otros*¹⁴ presentaron un estudio multiparámetro *in vitro* de sesenta dientes tratados endodónticamente con postes de fibra de vidrio, de titanio y colados. Se colocó una corona de 8 mm y plano oclusal divergente de 135°. Los dientes fueron montados en un material que simula el hueso normal y reabsorbido. Los desplazamientos se midieron con un microscopio y un detector enfriado criogénicamente (CCD, de sus siglas en inglés). Se simuló pérdida ósea de 2 a 6 mm y se sometió las restauraciones a carga oblicua de 100 N. Todos los dientes muestran tendencias de desplazamiento hacia atrás en dirección al paladar en coincidencia con los resultados del presente artículo. Los dientes montados sobre periodonto sano muestran desplazamientos en el rango de las 100 µm mientras que los dientes montados sobre hueso reabsorbido muestran desplazamientos mayores, del rango de las 140-220 µm. Aunque no se midieron directamente los esfuerzos, el incremento en el rango de desplazamientos significa un aumento en el valor de los esfuerzos, lo cual coincide con lo reportado en este estudio. Los resultados de resistencia a la fractura cuantificados mediante ANOVA, muestran que una reducción de la altura ósea altera significativamente la resistencia a la fractura del diente ($p= 0,011$), lo cual coincide con los resultados de los análisis de fatiga por bruxismo y masticación reportados en este artículo. Sin embargo no hay relación de significancia entre la altura ósea y el material del poste ($p= 0,688$) lo cual no concuerda con los resultados del presente artículo, los cuales indican que la rigidez del poste afecta la resistencia a la fatiga de la dentina, incrementándose el efecto en la medida que disminuye la altura ósea. En cuanto a los modos de fractura, la mayoría de las mismas se presentaron en la porción media de la raíz, lo cual es coincidente con los resultados del presente artículo reportados en la figura 3, donde se observa la mayor concentración de esfuerzo en dicha zona.

*Naumann y otros*³¹ presentaron un estudio *in vitro* de treinta dientes tratados endodónticamente con postes de fibra de vidrio reforzada. Los dientes fueron restaurados con coronas cerámicas y embebidos en una matriz de resina autopolimerizante con la línea media inclinada 135° respecto del horizonte. En esta matriz de resina se simuló periodonto sano y pérdida periodontal de 25 % y 50 %. La magnitud de pérdida periodontal simulada es inferior a la presentada en el presente artículo. Un grupo de dientes fueron cargados estáticamente hasta la falla en una máquina universal de ensayos mientras otro grupo fueron ciclados térmicamente para representar la fatiga por masticación. Las cargas estáticas máximas obtenidas fueron de 501 N en el diente íntegro y disminuyeron a medida que se aumentaba la pérdida ósea hasta los 352 N. Aunque nuevamente no se midieron los esfuerzos, la disminución en la carga máxima estática supone el incremento del esfuerzo de ruptura a medida que aumenta la pérdida ósea, lo cual coincide con los resultados del presente artículo. En cuanto a los modos de fractura, la mayoría de los dientes presentaron falla horizontal en el último tercio de la raíz y falla oblicua en la porción media, lo cual concuerda con los resultados del presente artículo muestran mayor concentración de esfuerzos en dichas zonas. En cuanto a los ciclos de carga, los resultados muestran que en la medida que se reduce el soporte óseo los resultados son altamente dependientes de la resistencia de la dentina, lo cual es concordante con los resultados de este estudio.

En cuanto a los materiales de los postes y su incidencia en la distribución y magnitud de los esfuerzos, *Pegoretti y otros*¹⁵ desarrollan modelos de elementos finitos bidimensionales con propiedades de materiales isotrópicas de diente íntegro y diente rehabilitado con postes prefabricados en fibra de vidrio y fibra de carbono y poste colado en oro. Los modelos son sometidos a tres tipos de carga; vertical de 100 N simulando un evento de bruxismo, oblicua de 50 N a 45° simulando un evento de masticación y horizontal de 10 N simulando una fuerza externa traumática. Los resultados de dicha investigación muestran que para la carga de bruxismo de 100 N los mayores esfuerzos se concentran en el tercio medio inferior de la raíz en la región cervical. Para la carga oblicua de 50 N los mayores esfuerzos se presentan en la superficie del poste en el tercio medio inferior de la raíz en la región labial. Finalmente para la carga externa de 10 N los esfuerzos se concentran en la margen cervical de la corona. Las diferencias en la localización de los esfuerzos se deben al hecho de diferenciar las direcciones de las cargas. En el presente artículo solo se consideraron cargas de origen muscular, las cuales independientemente de su origen (máxima intercuspidad, bruxismo o masticación) se distribuyen perpendicularmente a las superficies en contacto durante la oclusión. En cuanto a los materiales del poste se concluye que la fibra de vidrio, al tener propiedades mecánicas similares a la dentina distribuyen más homogéneamente los esfuerzos y también su magnitud es menor. Esto es concordante con los resultados del presente artículo.

En otro análisis numérico, *Eraslan y otros*¹⁶ proponen un modelo tridimensional de elementos finitos de diente sometido a carga estática oblicua de 300 N orientada a 135° respecto del eje longitudinal del diente y aplicada en la superficie palatal de la corona. Los dientes son restaurados con poste cerámico de óxido de circonio y poste en fibra de vidrio. En dicho estudio analizan la incidencia del efecto ferrule en la magnitud y distribución de los esfuerzos. Para ello realizan modelos sin efecto ferrule y con ferrule de 1 mm y 2 mm. Las propiedades de material son consideradas homogéneas e isotrópicas. Se utiliza el criterio de energía de distorsión o de von Mises para reportar los resultados de esfuerzo. Los mayores esfuerzos se concentran en el punto de aplicación de la carga y en la margen cervical del diente del lado bucal. Los resultados muestran que los esfuerzos disminuyen conforme aumenta el efecto ferrule. Asimismo, la magnitud de esfuerzo es menor en la restauración que utiliza poste en fibra de vidrio respecto a la fibra de carbono. Si bien el efecto ferrule no fue una variable considerada en el presente artículo (se mantuvo constante a 2 mm), los resultados son coincidentes en cuanto a la incidencia del módulo de elasticidad del poste en la dentina.

Conclusiones opuestas pueden encontrarse en el estudio de *Yamamoto y otros*³² quienes realizaron un estudio de fotoelasticidad bidimensional de dientes restaurados con postes en resina, resina y fibra de vidrio y poste metálico colado, todos sometidos a una carga oblicua de 400 N aplicada a 45° del eje longitudinal del diente en el lado palatal. Los esfuerzos se concentraron principalmente en el borde alveolar, lo cual se explica fundamentalmente por la ausencia de ligamento periodontal en el modelo. La magnitud de los esfuerzos decreció en el siguiente orden: poste en resina, poste en metal colado y poste en resina con fibra de vidrio. Se observa en este caso que no se repite la relación entre el módulo de elasticidad del poste y la magnitud de los esfuerzos, esto es, la mayoría de los estudios, incluyendo el del presente artículo, muestran que a menor módulo de elasticidad menor es la magnitud de los esfuerzos en la restauración. La diferencia en los resultados puede deberse a las limitaciones del modelo fotoelástico el cual es bidimensional plano con un espesor de 6 mm y sin ligamento periodontal el cual es una estructura que ayuda a mitigar la concentración de esfuerzos en el borde alveolar.

El presente estudio presenta ventajas significativas respecto a los estudios previos ya discutidos, entre otras, por la calidad de la representación anatómica de las estructuras dentales y óseas, la cual se realizó a partir de una tomografía de un sujeto vivo y periodontalmente sano; la cantidad de grados de libertad empleados en la simulación numérica que posibilitan la convergencia de la solución; la simulación dinámica que permite predecir falla por fatiga ante eventos cíclicos como son el bruxismo y la masticación y la utilización de propiedades ortotrópicas en las estructuras anatómicas. Estos detalles redundan en una mayor calidad de los modelos numéricos y por ende mayor confiabilidad de los resultados obtenidos.³³

Dentro de las limitaciones del presente estudio puede mencionarse que, tal y como lo afirma *Khaled y otros*,³⁴ la falta de resultados *in vivo* y de estudios aleatorios controlados a largo plazo hace imposible que exista una opinión indiscutible en el tema de rehabilitación con postes. Desafortunadamente el uso de FEM no puede suplir esta falta de evidencia clínica. El modelo MEF presentado tiene limitaciones en cuanto a que las propiedades mecánicas de los tejidos vivos son diferentes a las reportadas en la literatura, las condiciones de contorno necesarias al seccionar el hueso mandibular alteran la condición elástica del mismo respecto a la estructura real y las cargas aplicadas pueden variar significativamente en cuanto a magnitud, dirección y punto de aplicación. Pese a estas limitaciones, los resultados obtenidos y su similitud con estudios previos pueden indicar al prostodoncista sobre la conveniencia de usar postes de menor módulo elástico, los cuales pueden soportar mayores ciclos de esfuerzo, tal y como apuntan los resultados encontrados en esta investigación. Asimismo la pérdida de altura ósea debe ser tenida en cuenta ya que afecta directamente la vida útil de la restauración.

Ante carga estática de máxima intercuspidad las rehabilitaciones con postes prefabricados en fibra de vidrio, fibra de carbono y titanio no presentan tendencia a la falla, independientemente del grado de pérdida periodontal. Ante cargas cíclicas (masticación y bruxismo), los postes prefabricados presentan una vida útil infinita, y es la dentina la estructura más afectada ante dichos eventos. Esta falla por fatiga puede evidenciarse por la aparición de grietas, tanto en la interfase cemento-dentina como en la interfase dentina-ligamento periodontal. En la medida que aumenta el módulo elástico del poste y la altura de la pérdida periodontal, esta tendencia se incrementa, por lo tanto este estudio recomienda el uso de postes poliméricos que reducen la concentración de esfuerzo en la dentina y retardan la falla radicular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Halpern BG. Restoration of endodontically treated teeth. A conservative approach. *Dent. Clin. North Am.* 1985 Abr;29(2):293-303.
2. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996 Abr;75(4):375-80.
3. Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J.* 2008;19(4):329-33.
4. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):565-7.
5. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999 Mar;81(3):262-9.

6. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct; 38(9):733-43.
7. Pilo R, Shapenco E, Lewinstein I. Residual dentin thickness in bifurcated maxillary first premolars after root canal and post space preparation with parallel sided drills. *J Prosthet Dent* 2008;99:267-73.
8. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin- Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101:174-82.
9. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont.* 2009 Ago; 18(6):527-36.
10. Ma PS, Nicholls JI, Junge T, Phillips KM. Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2009 Oct;102(4):229-34.
11. Gómez-Polo M, Llidó B, Rivero A, del Río J, Celemín A. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *Journal of Dentistry.* 2010;38:916-20.
12. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison J, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent.* 2010;104:379-88.
13. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *Journal of Biomechanics.* 2007;40:2386-98.
14. Ni C, Chang C, Chen T, Chuang S. A multiparametric evaluation of post-restored teeth with simulated bone loss. *Journal of Biomechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2011; 4:322-30.
15. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002 Jul; 23(13):2667-82.
16. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Investig.* 2009 Jun;13(2):223-7.
17. Stewardson D, Shortall A, Marquis P, Lumley P. The flexural properties of endodontic post materials. *Dental Materials.* 2010;26:730-6.
18. Li D, Brantley WA, Mitchell JC, Daehn GS, Monaghan P, Papazoglou E. Fatigue studies of high-palladium dental casting alloys: Part I. Fatigue limits and fracture characteristics. *J Mater Sci Mater Med.* 2002 Abr;13(4):361-7.
19. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch. Oral Biol.* 1999 Oct;44(10):813-22.
20. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech.* 2005 Dic;38(12):2375-89.
21. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil.* 2001 Feb;28(2):133-9.

22. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):648-57.
23. Dechow PC, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic Propertiesproperties of the human mandibular corpus. In: Goldstein SA, Carlson DS (eds). *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment.* Ann Arbor: Craniofacial Growth Series, Center of Human Growth and Development. 1992;299-314.
24. Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. The Elastic Modulus of the Temporomandibular Joint Disc from Adult Dogs. *Journal of Dental Research.* 1991;70(12):1545-8.
25. van Eijden TMGJ. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology.* 1991;36(7):535-9.
26. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001 May;28(5):485-91.
27. Youssef RE, Throckmorton GS, Ellis E 3rd, Sinn DP. Comparison of habitual masticatory patterns in men and women using a custom computer program. *J Prosthet Dent.* 1997 Ago;78(2):179-86.
28. Chung D. *Carbon Fiber Composites.* Butterworth-Heinemann; 1994. p. 102-3.
29. Zuo J.H, Wang Z.G, Han E.H. Effect of microstructure on ultra-high cycle fatigue behavior of Ti-6Al-4V. *Materials Science and Engineering.* 2008;473:147-52.
30. Kruzic J.J, Ritchie R.O. Fatigue of mineralized tissues: Cortical bone and dentin. *J of the Mech BehaviorBehavior of Biomedical Materials I.* 2008:3-17.
31. Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. *J Dent.* 2006 Nov;34(10):790-5.
32. Yamamoto M, Miura H, Okada D, Komada W, Masuoka D. Photoelastic stress analysis of different post and core restoration methods. *Dent Mater J.* 2009 Mar;28(2):204-11.
33. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999 May;27(4):275-8.
34. Khaled AL-Omiri M, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture Resistance of Teeth Restored with Post-retained Restorations: An Overview. *Journal of Endodontics.* 2010;36(9):1439-49.

Recibido: 29 de octubre de 2012.

Recibido: 22 de diciembre de 2012.

Dr. *Santiago Correa Vélez.* Grupo de Investigación en Bioingeniería Universidades EAFIT y CES. Medellín, Colombia. Correo electrónico: scorrea5@eafit.edu.co