
DISTRIBUCIÓN DE LOS ESFUERZOS EN TRAMOS PROTÉSICOS FIJOS DE TRES UNIDADES CON ELEMENTOS INTRARRADICULARES COLADOS Y PREFABRICADOS: ANÁLISIS BIOMECÁNICO UTILIZANDO UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS¹

STRESS DISTRIBUTION IN THREE UNIT FIXED PARTIAL PROSTHESIS WITH CAST AND PREFABRICATED POST AND CORE: A BIOMECHANICAL FINITE ELEMENT ANALYSIS¹

ÉRICA JANETH SALDARRIAGA QUINTERO², CÉSAR IVÁN URIBE DÍAZ³,
EDWIN CHICA ARRIETA⁴, FEDERICO LATORRE CORREA⁵

RESUMEN. Introducción: en esta investigación se analiza el comportamiento de la distribución de los esfuerzos en tramos de prótesis parcial fija (PPF) utilizando un modelo de elementos finitos. **Métodos:** se hicieron dos modelos de un incisivo central y un canino como pilares y de un incisivo lateral como pónico, los pilares fueron simulados con tratamiento endodóntico, con un recorte de la gutapercha dejando 4 mm apicales y con elementos intrarradiculares prefabricados y colados para ambos pilares en diferentes modelos, los cuales soportan una estructura en metal noble cubierta por cerámica. Para mayor fidelidad se hizo un modelo tridimensional de las estructuras de soporte periodontal (hueso cortical, esponjoso y ligamento periodontal), por medio de un software que tiene la capacidad de mostrar el comportamiento de los cuerpos al introducirle algunas propiedades mecánicas de los elementos que componen el sistema. El modelo fue sometido a un esfuerzo de 1 N porque solo muestra el patrón de comportamiento de la distribución del esfuerzo sin llegar al límite de falla, con inclinación de 45° sobre los cúngulos del canino, central y pónico similar a la que se tienen en una oclusión normal. **Resultados:** se observó esfuerzo de von Mises en la dentina del canino: aleación de metal noble de 0,92 N/mm² y fibra de vidrio 1,17 N/mm². El esfuerzo de von Mises en la dentina del central: aleación de metal noble 1,11 N/mm² y fibra de vidrio 1,92 N/mm². **Conclusiones:** la distribución de los esfuerzos fue parecida a la obtenida en los dientes únicos, donde cuando se utilizan elementos intrarradiculares rígidos, este asume la mayor parte del esfuerzo por sus propiedades mecánicas. La decisión de cuál elemento intrarradicular elegir depende de muchas variables.

Palabras clave: poste colado, poste prefabricado, elementos finitos.

Saldarriaga EA, Uribe CI, Chica E, Latorre F. Distribución de los esfuerzos en tramos protésicos fijos de tres unidades con elementos intrarradiculares colados y prefabricados: análisis biomecánico utilizando un modelo de elementos finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2009; 21(1): 33-41.

ABSTRACT. Introduction: this study analyzes the behavior of stress distribution in three-unit fixed partial dentures (FPD) using a finite elements model (FEM). **Methods:** a canine and a central incisor were modeled; both of them were joined together by a FPD with a lateral incisor as pontic. Endodontic treatment with a 4 mm apical seal was simulated for abutment teeth; cast post and

-
- 1 Artículo derivado de una investigación hecha como requisito parcial para optar al título de especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, de dos de los coautores. Investigación financiada por la Facultad de Odontología y Facultad de Ingeniería de la Universidad de Antioquia. Investigación con la participación del grupo GEA, Colciencias B.
 - 2 Estudiante de posgrado de Odontología Integral del Adulto, Facultad de Odontología, énfasis en Prostodoncia, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: erikasaldarriaga@hotmail.com.
 - 3 Estudiante de posgrado de Odontología Integral del Adulto, Facultad de Odontología, énfasis en Prostodoncia, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: cesarudh@yahoo.com.
 - 4 Ingeniero mecánico, maestro en Ingeniería, especialista en Diseño Mecánico, profesor asistente Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: echica@udea.edu.co.
 - 5 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, profesor Asociado Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: flatorre@une.net.co.

RECIBIDO: OCTUBRE 28/2008-ACEPTADO: JULIO 28/2009

cores and prefabricated posts were modeled for abutments and a noble metal framework veneered with porcelain was used as the final restoration. For better precision, a three-dimensional model of supporting structures such as cortical bone, trabecular bone and periodontal ligament was designed. Software capable of showing the behavior of bodies when different mechanical properties are introduced to the system was used. Oblique loads of 1N in a 45° angle were applied on the cingulum area of both abutments and pontic which was intended to show the distribution of stress without failing. **Results:** the greatest strain was found on both the canine and central incisor dentine where fiber posts were used (0.92 N/mm² cast post and core, 1.17 N/mm² fiber post on the canine; 1.11 N/mm² cast post and core, 1.92 N/mm² fiber post for the central incisor). **Conclusions:** distribution of von Mises stress was found to be similar to that of single tooth. When rigid intraradicular elements were used, this element absorbs most of the energy. The decision of which element is better depends on different variables.

Key words: cast post, prefabricate post, finite element.

Saldarriaga EA, Uribe CI, Chica E, Latorre F. Stress distribution in three unit fixed partial prosthesis with cast and prefabricated post and core: a biomechanical finite element analysis. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2009; 21(1): 33-41.

INTRODUCCIÓN

En la práctica odontológica es frecuente que un porcentaje de los pacientes con necesidad de rehabilitación protésica presenten ausencias dentales o dientes muy destruidos, en cuyo caso una alternativa de tratamiento indicado es la prótesis fija, ya que otras alternativas son descartadas por costos, tiempo, deficiencias físicas, psíquicas, compromiso sistémico o por otras múltiples situaciones que no favorecen otras opciones.

En estos pacientes es común la reconstrucción de los muñones con elementos intrarradiculares prefabricados o colados con el propósito de dar soporte y retención adecuada a la restauración final en dientes con poca estructura remanente.^{1,2}

Aunque se ha demostrado que los elementos intrarradiculares no refuerzan estructuralmente la raíz para prevenir la fractura,^{3,4} debido a que esta depende directamente del espesor de la dentina, es frecuente el uso de retenedores intrarradiculares,⁵⁻⁸ ya que es la alternativa más efectiva para reemplazar la estructura coronal perdida en los dientes endodónticamente tratados,⁹⁻¹¹ para hacer restauraciones definitivas que proporcionen resultados estéticos; además, el tratamiento con prótesis parcial fija (PPF) sobre estos elementos intrarradiculares, proporcionan resultados biomecánicos satisfactorios.¹²⁻¹⁵

A pesar de que la literatura sobre el tema no es concluyente ni hay una suficiente evidencia en la recomendación del uso de postes o elementos intrarradiculares en tramos de PPF,¹⁶⁻¹⁹ se cuestionan sus propiedades biomecánicas, argumentando las

implicaciones del debilitamiento de las paredes radicales cuando estos elementos se utilizan; otra variable es el tipo de elementos intrarradiculares que se utilizan, ya que la forma de los conductos puede afectar la estabilidad y la retención de los elementos intrarradiculares prefabricados cuando ocurre aumento del espacio entre la dentina y el poste en los conductos elípticos, incrementando la posibilidad de falla cuando se comparan con los elementos intrarradiculares colados.

Otra variable ante los diversos sistemas de elementos intrarradiculares que se ofrecen es como influye el módulo de elasticidad del material en la distribución de los esfuerzos y si esto podría ser más favorable para el sistema según el tipo de elemento intrarradicular que se elija.²⁰⁻²⁴ A la vez surge la duda si se incrementa la posibilidad de fracaso de la restauración o del mismo diente, con el compromiso biológico y económico que se deriva de esta situación ante los esfuerzos.²⁵⁻²⁷ Sin embargo, la base científica para esta afirmación no parece sustentada por la investigación, lo que lleva en la práctica a que los clínicos usen elementos intrarradiculares para tramos de PPF sin soporte científico sólido, sino de acuerdo con la experiencia, las destrezas individuales y las recomendaciones de las casas comerciales.²⁸⁻³⁰

El propósito de esta investigación fue evaluar la distribución de los esfuerzos en la estructura dentaria cuando se utilizan postes colados y de fibra de vidrio para restaurar muñones en tramos de PPF de un canino a un central superior por medio de la interpretación de los resultados obtenidos en un modelo de elementos finitos.³¹⁻³³

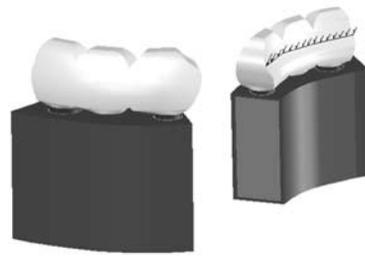
MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un modelado en el *software* CAD Solid Edge de un tramo de prótesis parcial fija de un incisivo lateral como pónico y un incisivo central superior y un canino como pilares incluyendo su estructura de soporte (hueso alveolar), obteniendo un modelo compuesto por hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, encía, raíz, gutapercha, cemento resinoso, postes, muñón de resina (para postes prefabricados) y restauración metal cerámica. Se hicieron dos modelos: uno para elementos intrarradiculares colados en metal noble (Spartan Plus) y otro para prefabricados de fibra de vidrio, ya que estas dos modalidades de elementos intrarradiculares son las más usadas en nuestro medio. Se escogió este tramo por la forma cónica de la raíz del central y ovalada del canino las que son fáciles de modelar, por estar compuesto de dientes unirradiculares; además el incisivo lateral superior es un diente con alta susceptibilidad a perderse por trauma, a presentar malformaciones o a estar ausente por factores genéticos. Además la forma simple del tramo facilita el diseño en el computador, por la posición de los dientes en el arco y su inclinación con respecto al plano de Frankfort (porion-órbita), lo cual hace que las fuerzas a las que va a estar sometido sean principalmente oblicuas y que generen esfuerzos de diferentes direcciones y magnitudes con respecto a su eje longitudinal.³⁴

Se tendrá en cuenta como variable que la forma interna del conducto del canino es elíptico, por tanto en el modelo en el que se utilizan los postes prefabricados, el grosor del cemento hacia vestibular y hacia lingual será mayor para poder compensar la forma cilíndrica del elemento intrarradicular prefabricado (figura 1).

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen el modelo numérico fueron obtenidas de una extensa búsqueda bibliográfica. De esta forma el modelo contará con propiedades isotrópicas para: la porcelana, los elementos intrarradiculares colados de metal noble, la gutapercha, la dentina y el ligamento periodontal; y propiedades ortotrópicas para el hueso cortical, esponjoso y para los postes en fibra de vidrio.³⁵ Los modelos serán cargados con una fuerza de oclusión de 1 N y aplicada sobre la superficie de las coronas en un ángulo de 45° (figura 1).

Figura 1
Modelo de tramo PPF y sitio de aplicación de la carga



El hueso cortical será de 1 mm de espesor en la zona periférica desde la región basal y de 0,5 mm hacia la región interna del alvéolo. El incisivo superior tiene una longitud total de 25 mm, la corona mide 9 mm en sentido cervicoincisor x 7,5 mm mesiodistal y la raíz 16 de largo x 5 mm de diámetro, en el canino la longitud es de 27 mm de longitud, la corona 9 mm en sentido cervico incisor x 7,5 mm mesiodistal y la raíz 18 mm de largo x 5 mesiodistal x 6 mm bucolingual,³⁶ en el incisivo lateral (pónico) la corona es de 8 x 6 mm.

Para las dimensiones de los elementos intrarradiculares se conservó material endodóntico en los últimos 4 mm de la longitud radicular y 2 mm de espesor de la dentina en todo el radio de la porción cervical y con un espesor de cemento de 50 u (cemento Relyx U100 casa comercial 3M).³⁷⁻⁴⁰

Propiedades mecánicas de los materiales utilizados

Material	E (Mpa)			V		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ
Dentina ^{41, 42, 34}	18.600	18.600	18.600	0,310	0,31	0,310
Ligamento periodontal ²⁰	68,90	68,90	68,90	0,400	0,40	0,400
Encía ^{26, 20}	19.60	19.60	19.60	0,300	0,30	0,300
Hueso cortical ^{26, 20}	10.300	14.200	27.000	0,295	0,10	0,115
Hueso esponjoso ^{20, 26, 46}	315.65	390,38	942,63	0,295	0,10	0,115
Gutapercha ^{20, 26, 34}	0,69	0,69	0,69	0,405	0,45	0,450
Cerámica ³⁴	69.000	69.000	69.000	0,208	0,28	0,28
Perno colado metal noble ⁴¹	97.000	97.000	97.000	0,303	0,33	0,33
Poste en fibra de vidrio ²⁰	11.000	40.000	11.000	0,070	0,26	0,320
Cemento resinoso ^{20, 34}	8.000	8.000	8.000	0,250	0,25	0,250
Muñón en resina ³⁴	12.400	12.400	12.400	0,300	0,30	0,300
Estructura metálica ⁶	97.000	97.000	97.000	0,330	0,33	0,330

E: módulo de elasticidad.

V: coeficiente de Poisson.

Estos modelos fueron exportados al *software* de elementos finitos ALGOR con el fin de llevar a cabo el análisis del comportamiento mecánico de la estructura modelada. El tipo de análisis que se llevó a cabo fue elástico lineal donde se utilizaron elementos tetraédricos tipo *Brick* y mediante el método de valoración H se logró convergencia de malla para el modelo, con 275.306 nodos y 78.659 elementos.

La carga aplicada a los modelos fue arbitraria, de 1 N uniformemente distribuida a lo largo de la superficie lingual simulando las cargas generadas durante algunos de los movimientos masticatorios. Por tratarse de un análisis elástico lineal es irrelevante tener carga mayor o menor a la encontrada ya que la única variación que se consigue es en la magnitud de los esfuerzos. El comportamiento del modelo es el mismo, independiente de si se utilizan cargas de 1 N o de otro valor ya que la distribución del esfuerzo es idéntica pero con valores igualmente distribuidos pero a diferente escala.

RESULTADOS

Luego de realizar el modelo matemático tridimensional de un tramo anterior, dos pilares y un pónico en metal cerámica, soportado por elementos intrarradiculares colados y prefabricados se corrió la simulación en un *software* de elementos finitos y se obtuvieron los siguientes resultados:

Esfuerzo tensil

La distribución del esfuerzo tensil en la dentina muestra valores superiores en el modelo con postes de fibra de vidrio a la vez que el poste muestra menor concentración de esfuerzos, demostrando transmisión mayor de esfuerzos a la dentina debido a las propiedades del material (figura 2).

Los elementos intrarradiculares colados muestran mayor distribución de esfuerzos tensiles dentro de su propia estructura y proporción mucho menor hacia la dentina, debido al módulo de elasticidad mayor del poste (figura 3)

Figura 2
Esfuerzo máximo principal en la dentina

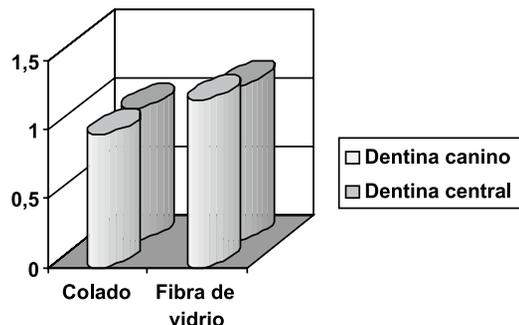
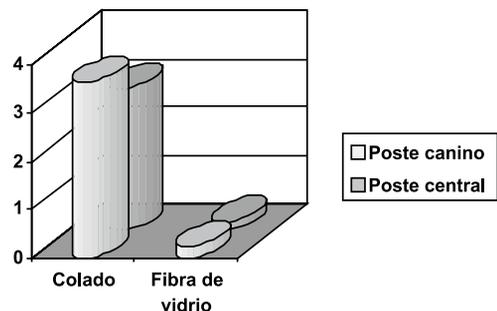


Figura 3
Esfuerzo máximo principal del poste



Esfuerzos compresivos

En lo que respecta a los esfuerzos compresivos la distribución de los mismos siguió un comportamiento similar a los tensiles siendo mayor la concentración de estos esfuerzos en la dentina para el modelo de los elementos de fibra de vidrio, y mayor dentro del mismo elemento para el modelo con elementos intrarradiculares colados⁴³ (figura 4).

Esfuerzo de von Mises

La distribución de el esfuerzo de von Mises para el modelo con elementos intrarradiculares colados mostró concentración mayor dentro del mismo elemento en comparación con los elementos intrarradiculares de fibra de vidrio los cuales distribuyeron mayores esfuerzos hacia la dentina en proporción a los encontrados dentro del propio elemento (figura 5).

Figura 4
Esfuerzos compresivos

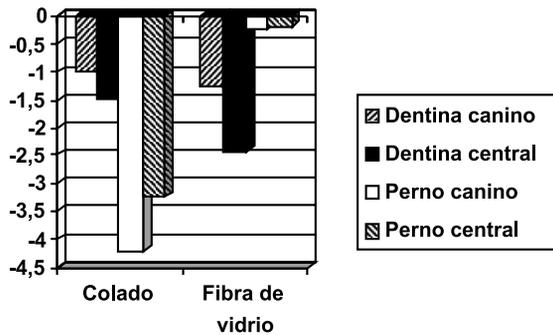
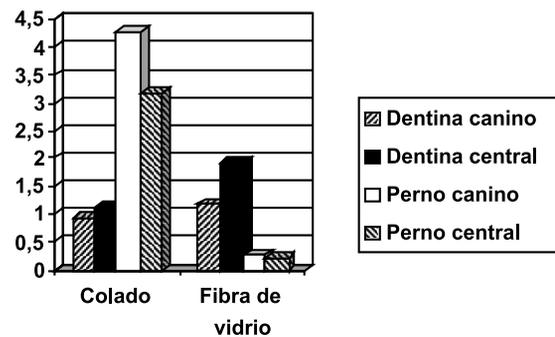


Figura 5
Esfuerzo de von Mises



DISCUSIÓN

Los estudios basados en elementos finitos han sido utilizados por la odontología, debido a que permiten evaluar el comportamiento mecánico en los sistemas biológicos como la cavidad oral.

En este estudio se hizo un modelo numérico tridimensional de un tramo de prótesis parcial fija, uno para elementos intrarradiculares colados y otro para prefabricados de fibra de vidrio con el fin de conocer la distribución de los esfuerzos sobre las diferentes estructuras de soporte de los dientes rehabilitados con tramos de prótesis fija. Trabajar con un modelo tridimensional ofrece la posibilidad de tener un modelo más real y con mayor validez. Para presentar los resultados se utilizaron cortes sagitales con orientación en los ejes YZ (en este modelo el eje Y corresponde al eje axial del diente) y este corte se escogió por la orientación en el sentido de la carga aplicada. El modelo es homogéneo, elástico lineal e isotrópico para la mayoría de los materiales (porcelana, cofia metálica, poste en metal noble, muñón de resina, cemento resinoso, dentina, encía, gutapercha y ligamento periodontal) excepto para el hueso cortical, para el hueso esponjoso y para el poste de fibra de vidrio que son considerados como ortotrópicos.

Los datos del módulo de Young y razón de Poisson de todos los componentes fueron suministrados al programa de simulación Algor. No fue posible determinar el punto de falla, ya que sería necesario

suministrar el límite de fluencia de todos los elementos para poder dar un resultado específico del punto de fractura de un material determinado o tejido. El análisis de los elementos finitos aplicado en esta investigación mostró cambios en los esfuerzos inducidos en los dientes. Existen diferencias significativas en la distribución de los esfuerzos en los dientes tratados endodónticamente y rehabilitados con postes prefabricados (fibra de vidrio) y colados (metal noble) al modificar las propiedades mecánicas y la geometría del elemento intrarradicular. Estos resultados están de acuerdo con estudios como el de Asmussen y colaboradores,⁴³ en el que al cambiar las propiedades y geometría, hay diferencias significativas.

Se encontró que los postes con módulo de elasticidad más altos presentan una distribución de esfuerzos menores en la dentina y que los postes con módulos de elasticidad bajos presentan mayor distribución de esfuerzos en la dentina, cuando se compara dentina y poste en forma individual. Este resultado se muestra en los estudios de Asmussen y colaboradores,⁴³ contrario a estudios como el de Pegoretti y colaboradores²⁰ que indica que los postes con módulo más alto generarían mayor esfuerzo en la dentina, pero no hay claridad en su explicación, como lo plantea Asmussen y colaboradores en su estudio.

Este resultado no está de acuerdo con un estudio hecho por Zarone y colaboradores en 2006,⁴⁴ en el que evalúan los patrones de la distribución de los

esfuerzos en un diente sano comparado con dientes restaurados con diferentes configuraciones de materiales. Este estudio afirma que los materiales utilizados para la restauración de los postes deben tener propiedades similares a las de los tejidos duros del diente para permitir que todo el sistema restaurador imite el comportamiento mecánico del diente natural.

Pegoretti y colaboradores en 2002,²⁰ a través de un análisis de elementos finitos en 2D, analizaron el comportamiento mecánico de un poste reforzado con fibra de vidrio comparándolo con un poste reforzado con fibra de carbono y un poste colado en oro teniendo como control un modelo de diente natural. Este estudio muestra una distribución de los esfuerzos en la zona del margen cervical y en la interfase poste / dentina, en todos los modelos, pero se describe que el poste de fibra de vidrio presenta menor distribución de esfuerzos en la interfase poste / dentina debido a que los esfuerzos son transmitidos hacia la dentina y no son concentrados en la interfase. Aunque el poste de fibra de vidrio distribuye en forma homogénea los esfuerzos hacia la dentina, esto no significa que sea mejor para la estabilidad de los elementos restauradores. Los resultados de esta investigación confirman que hay mayor distribución de los esfuerzos en la dentina y menor distribución de los esfuerzos en este tipo de poste, sin embargo queda el interrogante sobre la resistencia de un material menos rígido en el conducto y su capacidad de resistir las deformaciones como muestran estudios como el de Torbjorner (2004).⁴⁵

El hecho de tener postes con un material de módulo de elasticidad alto como en el caso del poste de titanio y el poste colado, lleva a que el esfuerzo sea distribuido en el mismo poste, el cual tiene mayor resistencia a la deformación como lo plantean Naumann y colaboradores en 2007,⁴⁶ en cuyo estudio se investigó el impacto de un material rígido (poste de titanio) en comparación con uno más “flexible” (poste de resina reforzada con fibra) y se encontró que el utilizar un poste con un módulo de Young bajo, cercano o parecido al módulo de la dentina (como en el del poste reforzado con fibra), no es ventajoso y es debatible. Cuando un sistema con di-

ferentes componentes y diferente rigidez es cargado, mayor será la capacidad de ese componente rígido de resistir grandes fuerzas sin distorsión.

Sorrentino y colaboradores en 2006⁴⁷ hicieron un estudio con elementos finitos donde se evaluó la distribución de los esfuerzos en todo el sistema conformado por el poste, el muñón, la corona y advierte la importancia de la rigidez del material de la corona incluso más que del mismo poste y el muñón y asegura que cubriendo todo el sistema con un material rígido se evitarán mayores esfuerzos en todo el diente.

Otro estudio in vitro (Qing H y colaboradores)⁴⁸ investigó la resistencia a la fractura de los dientes anteriores tratados endodónticamente y restaurados con poste de fibra de vidrio y zirconio. Tomaron como grupo control dientes con postes colados; se observa que existen diferencias en la resistencia a la fractura en los dos grupos evaluados, sugiriendo que los postes con módulo de elasticidad alto podrían mejorar la resistencia a la deflexión. Confirman también que el poste y el muñón colados fueron más resistentes a las fuerzas de deflexión, presentaban fallas a la carga altas, pero aclaran que estos resultados no son concluyentes para decir que no es conveniente el uso clínico de los postes de fibra.

En el estudio hecho por Asmussen y colaboradores,⁴³ se analizaron los esfuerzos en los dientes restaurados con postes, teniendo en cuenta las variables del tipo de material, la forma, el agente de unión, el módulo de elasticidad, el diámetro y la longitud (6, 7, 8, 9 y 10 mm) del poste mencionan cómo los esfuerzos tensiles (máximos principales) y el esfuerzo de von Mises disminuyeron con el incremento en el módulo de elasticidad y muestra que el aumento de la longitud no tiene gran efecto sobre estos esfuerzos, pero sí disminuye significativamente los esfuerzos de cizalla, siendo que los valores aumentados de estos esfuerzos en la interfase dentina / cemento se dan con disminución de la longitud del poste.

Es de discutir también la forma en que los postes de fibra transmiten el esfuerzo porque aunque este es más homogéneo y se distribuye en un área mayor, el valor de los esfuerzos sugieren deformación

mayor de estos elementos a cargas menores lo que genera riesgo de fractura o deformación permanente del poste de fibra que lleve a un fracaso de la restauración; contrario a los elementos intrarradiculares colados que retienen el esfuerzo dentro de su estructura mayor tiempo antes de deformarse concentrándolos en un área menor. Seefeld y colaboradores⁴⁹ en un estudio in vitro al comparar varios tipos de postes con diferentes módulos de elasticidad comprobó la relación directa entre la rigidez, el radio y la resistencia flexural de dicho poste, así mismo Wiskott y colaboradores⁵⁰ en un estudio in vitro que comparó la resistencia a la fatiga de varios tipos de postes metálicos con fibra de vidrio, determinó que la resistencia a la fatiga de los postes de fibra era de 2 a 7 veces menor que la de los dientes reconstruidos con postes rígidos, demostrando así que en estos últimos la falla se produce posterior a los de fibra de vidrio.

Los resultados en tramos son coherentes con la distribución encontrada en los estudios reportados en la literatura y con los resultados encontrados por este grupo investigador.⁵¹

Entre las limitaciones de este estudio debe tenerse en cuenta que no se encuentran disponibles todas las propiedades mecánicas de los elementos para determinar la carga a la que se produce la falla por lo que solo se puede evaluar la tendencia hacia el sitio en que se podría producir mayor riesgo por la concentración de los esfuerzos. Además de que el modelo es linealmente isotrópico lo que impide evaluar el comportamiento de la estructura en todas las direcciones.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio por ser un modelo matemático se puede concluir:

1. Los elementos intrarradiculares con un módulo de elasticidad alto tienden a concentrar los esfuerzos dentro de su propia masa por su resistencia a la deformación comprometiendo menos la dentina.

2. Los elementos intrarradiculares con un módulo de elasticidad bajo transmiten mayor concentración de esfuerzos a la dentina por la deformación que presentan ante cualquier tipo de esfuerzo.
3. Los resultados de la distribución de los esfuerzos no son comparables, debido a su diferente geometría y material y no indican cuál tipo de retenedor intrarradicular es mejor, solo muestra su comportamiento de acuerdo con las propiedades del material.
4. Estos resultados se encuentran de acuerdo con los obtenidos por este grupo de investigación, que mostró la distribución de esfuerzos en dientes individuales.
5. La elección del material debe tomarse teniendo en cuenta todas las variables que se discuten, comprendiendo la influencia del material en su comportamiento.

REFERENCIAS

- 1 Guzy G, Nicholl J. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979; 42(1): 39-44.
- 2 Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 611-619.
- 3 Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Preparation for extensively damaged teeth In: Shillingburg, HT. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3.^a ed. Co. Chicago: Quintessence Pub. 1997. p. 181-209.
- 4 De Castro Albuquerque R, De Abreu Polleto L, Fontana R, Cimini C. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30(9): 936-943.
- 5 Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Baquins M. Coronaradicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 442-448.
- 6 Holmes D, Díaz-Arnold A, Leary J. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-147.
- 7 Helfer A, Melnick S, Shilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 34(4): 661-665.
- 8 Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 565-567.

9. Ricks-Williamson L, Fotos P, Goel V, Spivey J, Rivera E, Khera S. A three-dimensional finite element analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod* 1995; 21(7): 362-367.
10. Sedgley C, Messer M, Harold H. An endodontically treated teeth. A conservative approach. *Dent Clin North Am* 1985; 29(2): 293-303.
11. Becerra G, Valencia G. Relaciones endodóntico-protésicas, postes y muñones. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 1998; 10(1): 29-35.
12. Stockton L. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999; 81(4): 380-385.
13. Sorensen J, Engelman M. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 64(4): 419-424.
14. Walton J, Gardner M, Agar J. A Survey of crown and fixed partial dentature failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 79(4): 416-421.
15. Yang H, Lang L, Felton D. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 721-728.
16. Rosentiel S, Land M, Fujimoto J. Principles of tooth preparation. In: *Contemporary fixed prosthodontics*. 4.ª ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 209-257.
17. Oh W, Gotzen N, Anusavice K. Influence of conector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002; 81(9): 623-627.
18. Goodacre Ch, Vernal G, Rungcharassaeng K, Kan J. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1): 31-39.
19. Scurria M, Bader J, Shugars D. Meta analysis of fixed partial denture survival: Protheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4): 459-465.
20. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchtti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.
21. Craig R. Propiedades Mecánicas. En: *Craig R. Materiales de Odontología restauradora*. 10.ª ed. Barcelona: Harcourt Brace; 1998. p. 115-145.
22. Butz F, Lenon A, Heydecke G, Strub J. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core systems: an *in vitro* study. *Int J Prostho* 2001; 14(1): 58-64.
23. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and core systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87(4): 438-445.
24. Marchi G, Paulillo S, Pimenta L, Lima F. Effect of different filling in combination with intraradicular post on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 623-629.
25. Davy D. Determination of stress patterns in root filled teeth incorporating various dowel desings. *J Dent Res* 1981; 60(7): 1301-1310.
26. Ko C, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosteh Dent* 1992; 68(3): 421-427.
27. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; 72(4): 367-372.
28. Alkkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87(4): 431-437.
29. Smith ChT, Schumann N J. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998; 29: 305-312.
30. Pao YC, Reinhardt R, Krejci R. Root stresses with tapered-end post desing in periodontally compromised teeth. *J Prosthet Dent* 1987; 57(3): 281-286.
31. Calao E, Vásquez M, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. El método de elementos finitos y su aplicación en la investigación odontológica. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 1999; 11(1): 44-49.
32. Peláez A, Mejía S. Conceptos básicos en modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos. Una herramienta útil para la docencia y la investigación. *Rev CES Odontol* 2000; 13(1): 51-54.
33. Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-598 .
34. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005; 38: 2375-2389.
35. Buameister T, Avllone EA. Propiedades de los materiales. En: *Manual del Ingeniero Mecánico*. 2.ª ed. México D. F.: McGraw-Hill; 1978. p. 54-85.
36. Major M, Nelson S. Anatomía dental y fisiología de la oclusión. 8.ª ed. Madrid: Elsevier; 2004. p. 1-22.
37. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 30(2): 162-165.
38. Baumgartner J, Falkler W. Bacterial in the apical 5 mm of infected root canals. *J Endod* 1991; 17(8): 380-383.
39. Milot P, Sheldon R. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown desing. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 428-435.
40. Fernandes A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90(6): 556-562.
41. Reinhardt R, Krejci R, Pao Y, Stannard J. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62(9): 1002-1008.

42. Huysmans MC. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent* 1993; 21(1): 57-64.
43. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 321-329.
44. Zarone F. Evaluation of the biomechanical behaviour of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. *Dent Mater* 2006; 22: 1035-1044.
45. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal post. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996; 104: 605-611.
46. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium post. *Dent Mater* 2007; 23: 138-144.
47. Sorrentino R. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core, and crown materials. *Dent Mater* 2007; 23(8): 983-993.
48. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Áng W. In Vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon post. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 93-98.
49. Seefeld F, Wenz H, Judwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater* 2007; 23: 265-271.
50. Wiskott A, Meyyer M, Perriard J, Sherrer S. rotational fatigue-resistance of seven post types anchored on natural teeth. *Dent Mater* 2007; 23: 1412-1419.
51. Sánchez H, Chica E, Latorre F. Distribución de esfuerzos en un incisivo central superior restaurado con diferentes postes. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2007; 19(1): 49-59.