
ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN DIFERENTES ELEMENTOS DE RETENCIÓN INTRARRADICULAR PREFABRICADOS¹

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN DIFFERENT PREFABRICATED INTRARADICULAR RETENTION ELEMENTS¹

ANDRÉS FELIPE GÓMEZ MIRA², EDWIN CHICA ARRIETA³, FEDERICO LATORRE CORREA⁴

RESUMEN. Introducción: el método de elementos finitos (MEF) fue usado para analizar la distribución de los esfuerzos en un incisivo central maxilar rehabilitado con elementos de retención intrarradiculares prefabricados. **Métodos:** se modeló un incisivo central superior restaurado con tres elementos de retención intrarradicular, conformado por dentina, ligamento periodontal, hueso cortical, hueso esponjoso, corona metal-cerámica, cemento resinoso y gutapercha. Los postes modelados fueron hechos de aleación de titanio, fibra de vidrio y fibra de carbono. El análisis de la distribución de esfuerzo fue realizado por el software Algor. Las variables incluidas en el modelado fueron el módulo de elasticidad y la razón de Poisson para todos los componentes del modelo. Se aplicó una carga de 200 N en la superficie palatina de la corona con una inclinación de 45° al eje axial para calcular la distribución de los esfuerzos sobre la estructura restaurada. **Resultados:** los esfuerzos se comportaron de una manera diferente según el material del elemento intrarradicular que se utilizó para la retención de la corona. A mayor módulo de elasticidad del elemento de retención intrarradicular utilizado se observó aumento en la distribución de los esfuerzos en el mismo, disminuyendo en la dentina. **Conclusiones:** con las limitantes de este estudio, se encontró que el incremento del módulo de elasticidad de los pernos prefabricados causa disminución de los esfuerzos en la dentina.

Palabras clave: análisis de elementos finitos, poste, distribución de esfuerzos.

Gómez AF, Chica E, Latorre F. Análisis de la distribución de esfuerzos en diferentes elementos de retención intrarradicular prefabricados. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2008; 20 (1): 31-42.

ABSTRACT. Introduction: the three-dimensional (3D) finite element analysis (FEA) was used to analyze the stress distribution in a maxillary central incisor, restored with prefabricated intrarradicular posts. **Methods:** the model of the dowel-restored tooth used involved dentin, periodontal ligament, cortical and trabecular bone, gingiva, metal-ceramic crown, resin cement and gutta-percha. The dowels were made of titanium alloy, glass fiber and carbon fiber. The dowel was cemented with resin luting agents. The analysis of stress distribution was performed by mean of the use of Algor software. The variables included their modulus of elasticity and Poisson's ratio for all the components in the model. A load of 200 N was applied to the palatal surface of the crown at an angle of 45 degrees in relation to the longitudinal axis in order to calculate the stress distribution of the restored structure. **Results:** the results behaved differently depending on the intraradicular element used for retention of the crown. When the modulus of elasticity was higher in the intraradicular retention element, the stress distribution was observed to be higher in it, but it decreased in dentin. **Conclusions:** within the limitations of the study, it was found that increasing the modulus of elasticity in the dowel decreases the stress in dentin.

Key words: finite element analysis, posts, stresses distribution.

Gómez AF, Chica E, Latorre F. Analysis of stress distribution in different prefabricated intraradicular retention elements. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2008; 20 (1): 31-42.

-
- 1 Artículo derivado de una investigación realizada como requisito parcial para optar al título de especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prosthodontia, Facultad de Odontología, de uno 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, Universidad de Antioquia, q. e. p. d.
 - 3 Ingeniero mecánico, Maestría en Ingeniería, Especialización en Diseño Mecánico, profesor asistente Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: echica@udea.edu.co.
 - 4 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, profesor asistente Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: flatorre@une.net.co.

RECIBIDO: FEBRERO 5/2008 - ACEPTADO: SEPTIEMBRE 16/2008

INTRODUCCIÓN

La profesión odontológica frecuentemente se ve enfrentada al problema de rehabilitar los dientes con endodoncia y débiles estructuralmente en su porción coronal y radicular. Para darle solución a este problema se han utilizado durante las últimas décadas los elementos de retención intrarradicular prefabricados, en aleación de titanio, fibra de vidrio y fibra de carbono que proporcionaran retención a las restauraciones protésicas.¹

Se busca con estos elementos aumentar la resistencia a la fractura radicular, sin embargo Guzy² demostró en 1979, que los elementos de retención intrarradicular no refuerzan los dientes con endodoncia. Stockton³ afirma que la resistencia a la fractura radicular está directamente relacionada con el grosor de la dentina remanente. Estos hallazgos indican que es de gran importancia ofrecer tratamientos restauradores que brinden longevidad y resistencia estructural.

Sorensen y Engelman⁴ en 1990 hicieron un estudio en dientes con tratamiento de conductos en el que evaluaron la resistencia a la fractura y encontraron que los elementos de retención intrarradicular colados eran una opción para proporcionar soporte y retención a la restauración protésica definitiva. Los retenedores intrarradicales se han fabricado tradicionalmente con aleaciones de metal noble o metal base. Actualmente existen nuevas alternativas en elementos de retención intrarradicular que ofrecen más versatilidad en las restauraciones, menor tiempo en el consultorio y a su vez predecibilidad en los resultados estéticos. Por este motivo, se han desarrollado nuevos materiales en odontología, que han repercutido en el uso de elementos prefabricados de diferentes compuestos como lo son el titanio, la fibra de vidrio y la fibra de carbono.

En los últimos años, se ha promocionado la utilización de estos nuevos sistemas y materiales con la idea del mejor comportamiento biomecánico, menor costo y menor tiempo de trabajo en el consultorio, igualmente para favorecer las propiedades físicas semejantes a la dentina, lo que podría proporcionar una distribución de los esfuerzos semejante a la de

un diente sano, favoreciendo además una adecuada estética de la restauración definitiva. Por estos motivos los sistemas prefabricados han tenido una buena acogida en la profesión.⁵

Por su parte, Smith y Schumann⁶ concluyeron que existe gran variedad de sistemas de elementos intrarradicales prefabricados y demostraron que no existe un sistema único que llene todas las exigencias de un elemento intrarradicular ideal. De lo anterior se puede deducir que el odontólogo se ve enfrentado a una disyuntiva para seleccionar el elemento de retención intrarradicular más apropiado al no tener una base científica clara acerca del comportamiento biomecánico.

Existen varios factores que influyen directamente en la retención de los elementos intrarradicales en el diente y están relacionados con la longitud del poste, el diámetro, el diseño, los tipos de materiales de cementación, el método de cementación, la forma del canal radicular, la preparación del espacio del canal radicular, la porción coronal remanente, la localización del diente en el arco dental y el material del elemento intrarradicular.⁷⁻¹⁰

La evaluación del comportamiento biomecánico de estos elementos intrarradicales se realizó inicialmente en estudios que utilizaban instrumentos (galgas) de deformación y métodos fotoelásticos; sin embargo, estos métodos tienen limitaciones, ya que solo permiten describir cómo se producen las fracturas radicales y la fuerza requerida para que ocurran, sin considerar la distribución de los esfuerzos en el sistema diente-poste-periodonto.

Otros métodos como el de elementos finitos, tienen el potencial de simular mediante un modelo matemático equivalente a un objeto real, compuesto por diferentes materiales sometidos a diversas cargas; por tanto, es útil para modelar el sistema que comprende un diente restaurado protésicamente, sistema que posee una geometría tridimensional compleja.¹¹

Entre de las ventajas de utilizar el método de elementos finitos se pueden considerar las siguientes: es una técnica que permite pruebas claras y objetivas en los sistemas biológicos propuestos

como objeto de estudio, se aumenta la rapidez en el procesamiento de los datos, se tienen respuestas útiles que pueden orientar la toma de las decisiones en problemas reales. Además, permite repetir los experimentos varias veces, inclusive cambiando las posibles variables que afectan el sistema biológico en estudio. Estas ventajas hacen que la simulación sea una herramienta útil y versátil para el diseño y la evaluación de técnicas innovadoras que pueden predecir el comportamiento de un sistema biológico real con aproximación, lo cual lo convierte en una alternativa importante para la investigación.¹¹

El propósito de este estudio fue evaluar la distribución de los esfuerzos de tres elementos intrarradicales prefabricados que difieren en sus propiedades físicas en dientes tratados endodónticamente y restaurados con coronas.

MATERIALES Y MÉTODOS

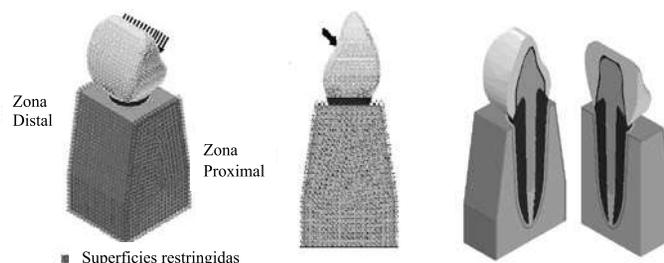
En este estudio se utilizó el *software CAD Solid Edge* para modelar el incisivo central superior izquierdo, el cual incluyó la estructura de soporte (hueso alveolar). El modelo está compuesto por

el hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, raíz, gutapercha, cemento resinoso, postes, muñón de resina, cofia metálica y corona metal-cerámica.

Se decidió modelar un incisivo central superior por ser el diente que presentaba una alta prevalencia de fractura y necesidad de restauración.¹²⁻¹⁴ Otra razón para escoger el incisivo fue su anatomía radicular circular y relativamente uniforme en la persona adulta, que pasa de ser inicialmente ovoide en el joven a una anatomía circular en el adulto.¹⁵ Esta condición permite la indicación del uso de elementos de retención intrarradicular prefabricados y sirve para poder tener una comparación con estudios de una misma metodología realizados en dientes anteriores.

También fue seleccionado por su posición anterior en el arco dental y su inclinación, estando sometido a fuerzas oblicuas con respecto a su eje longitudinal en un ángulo de 45°. Este ángulo es el resultado de cruzar los ejes longitudinales del incisivo central superior (111°) con el incisivo central inferior (90°), teniendo como referencia el plano de Frankfort (porción-orbita) y el plano mandibular respectivamente.¹⁶

Figura 1
Modelo geométrico del incisivo central superior



A partir del modelo de la figura 1, se definen tres modelos: modelo poste de titanio, modelo poste fibra de vidrio, modelo poste fibra de carbono.

La carga aplicada a los modelos fue arbitraria de 200 N, distribuida uniformemente en la superficie lingual simulando las cargas generadas durante algunos de los movimientos masticatorios. Por tratarse de un análisis elástico lineal es irrelevante

tener una carga mayor o menor a la anotada en esta investigación, ya que la única variación que se conseguirá es en la magnitud de los esfuerzos, sin embargo la distribución del esfuerzo será idéntica sobre los componentes del modelo.

Los modelos fueron mallados con elementos hexaédricos (elementos que permiten tres grados de libertad translacional por nodo, tipo *Brick*, lo-

grando la convergencia de malla con 48.587 nodos y 17.025 elementos.

Las propiedades mecánicas de las partes que componen el modelo numérico fueron obtenidas de la literatura reportada. De esta forma el modelo contó

con propiedades isotrópicas para: la porcelana, el poste, la gutapercha, la dentina, la resina, la cofia metálica y el ligamento periodontal y propiedades ortotrópicas para el hueso cortical, el hueso esponjoso, la fibra de vidrio y la fibra de carbono (véase tabla 1).

Tabla 1
Propiedades de los materiales utilizados en el modelo de elementos finitos

Referencias	Material	E (MPa)			V		
		X	Y	Z	XY	YZ	XZ
17	Hueso cortical	10.300	14.200	27.000	0,295	0,10	0,115
18-20	Hueso esponjoso	315.650	390.380	942.630	0,295	0,10	0,115
21	Dentina	18.600	18.600	18.600	0,310	0,31	0,310
19	Cerámica	69.000	69.000	69.000	0,280	0,28	0,280
22	Cemento resinoso	8.000	8.000	8.000	0,250	0,25	0,250
19	Titanio	120.000	120.000	120.000	0,330	0,33	0,330
22	Fibra de vidrio	11.000	40.000	11.000	0,070	0,26	0,320
23	Fibra de carbono	8.500	125.000	8.500	0,017	0,25	0,320
19	Gutapercha	0,690	0,690	0,690	0,450	0,45	0,450
21	Ligamento periodontal	68.900	68.900	68.900	0,400	0,40	0,400
24	Cofia metálica	96.600	96.600	96.600	0,350	0,35	0,350

E: módulo de elasticidad. V: coeficiente de Poisson.

Geometría

Se modeló la raíz del incisivo central con un muñón de dos milímetros de estructura coronal remanente en altura con un bisel de un milímetro en su periferia para obtener el efecto de abrazadera del elemento de retención intrarradicular prefabricado.²⁵⁻²⁷

La raíz se consideró de forma cónica para facilitar su modelado, con diámetro coronal de cinco milímetros; esto no altera los resultados, dada la gran variabilidad que existe en la anatomía y en las dimensiones radiculares de un individuo a otro.

Para el modelado del conducto radicular se tuvo en cuenta que la amplitud del canal pulpar no superara en un tercio la amplitud radicular en su parte más estrecha; teniendo como mínimo un milímetro de

dentina sana a su alrededor, sobre todo en la región del ápice.^{28, 29}

Los cuatro milímetros apicales del conducto radicular fueron modelados con las propiedades de la gutapercha (material de obturación para endodoncia), conservando así la cantidad mínima de obturación que se describe en la literatura para evitar la filtración.^{8, 29, 30}

Para el resto del conducto radicular y su porción coronal se modeló un elemento intrarradicular con los diferentes tipos de materiales. El espigo del elemento de retención intrarradicular tiene diámetro coronal de 1,6 mm y apical de 1,1 ajustándose a la anatomía interna del canal radicular con su porción apical redondeada. El poste de titanio que se modeló corresponde a las propiedades del Tenax (coltene

walladent), los postes de fibra de vidrio y de fibra de carbono fueron modelados con la anatomía y propiedades de la casa comercial Angelus. Los postes fueron cementados con cemento resinoso para lo cual se modeló una película de 0,040 mm.

La configuración del muñón o núcleo guardó las proporciones de la preparación para una corona completa metal-cerámica de un incisivo central superior izquierdo, en la que se necesita una reducción axial de 1,8 mm. Con esto se aseguró un espacio adecuado para la modelación de la corona metal cerámica de la siguiente manera: el espesor de la porcelana es entre 1,5 y 1,8 mm, excepto en la porción incisal que fue de 2 mm. La estructura metálica (metal noble spartan, casa Williams) es de 0,3 mm en la porción más delgada.

El ligamento periodontal se modeló teniendo en cuenta las propiedades isotrópicas (materiales con iguales características en todas las direcciones); con un espesor en la periferia de la raíz de 0,2 mm y ubicado a 1,5 de la unión cementoamélica.

Para el diseño del hueso alveolar se incluyeron el hueso esponjoso que forma el interior del cuerpo maxilar y el hueso cortical, ambas estructuras con propiedades ortotrópicas (diferentes características en eje X, Y, Z), con una altura ósea de 18 mm desde la cresta alveolar hasta la porción basal maxilar y con el hueso cortical de un milímetro de espesor en la zona periférica desde la región basal y de 0,5 mm hacia la región interna del alvéolo. El diente se modeló con una longitud total de 25,0 mm, la corona de 9,5 en sentido inciso cervical por 8 en sentido mesiodistal y la raíz 15,5 mm de longitud por 5 de diámetro.

RESULTADOS

Cuando el incisivo tratado endodónticamente y con poste intrarradicular fue sometido a cargas masticatorias simuladas de 200 N con inclinación de 45° sobre la cara lingual de la corona protésica, se observaron los siguientes resultados que se presentan de manera gráfica con una intensidad de colores que definen la magnitud de los esfuerzos principales en cada una de las superficies del modelo. Para estable-

cer una comparación de los tres modelos analizados se realizó un corte sagital sobre los modelos con una orientación en el plano YZ (en los modelos el eje Y corresponde al eje longitudinal del diente), este corte se escogió debido a la orientación de la carga aplicada.

Descripción de resultados en los esfuerzos máximos principales

Titanio

La figura 2.1 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en titanio. El valor más alto de este esfuerzo máximo principal es localizado en la cara lingual del tercio medio y cervical del poste con el valor de 114,2189 N/mm², en la dentina el mayor valor fue de 71,71491 N/mm² localizado en el tercio medio y en el tercio cervical de la dentina.

Fibra de carbono

La figura 2.2 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en fibra de carbono. El valor más alto de este esfuerzo máximo principal es localizado en la cara lingual del tercio medio y tercio cervical de la dentina con el valor de 63,66417 N/mm², en el perno el mayor valor fue de 16,82508 N/mm² localizado en una pequeña porción de la cara vestibular tercio medio, pero se observa distribución homogénea y casi completa en todo el perno con carga de 7,4572 N/mm².

Fibra de vidrio

La figura 2.3 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en fibra de vidrio. El valor más alto de este esfuerzo máximo principal es localizado en la cara lingual del tercio medio y cervical de la dentina con valor de 64,72073 N/mm², en el perno el mayor valor fue de 17,48768 N/mm² localizado en un pequeño espacio en el centro del tercio medio del mismo elemento, pero se observa distribución homogénea y casi completa en todo el perno de una carga de 8,0410 N/mm².

Figura 2
Esfuerzo máximo principal según material utilizado

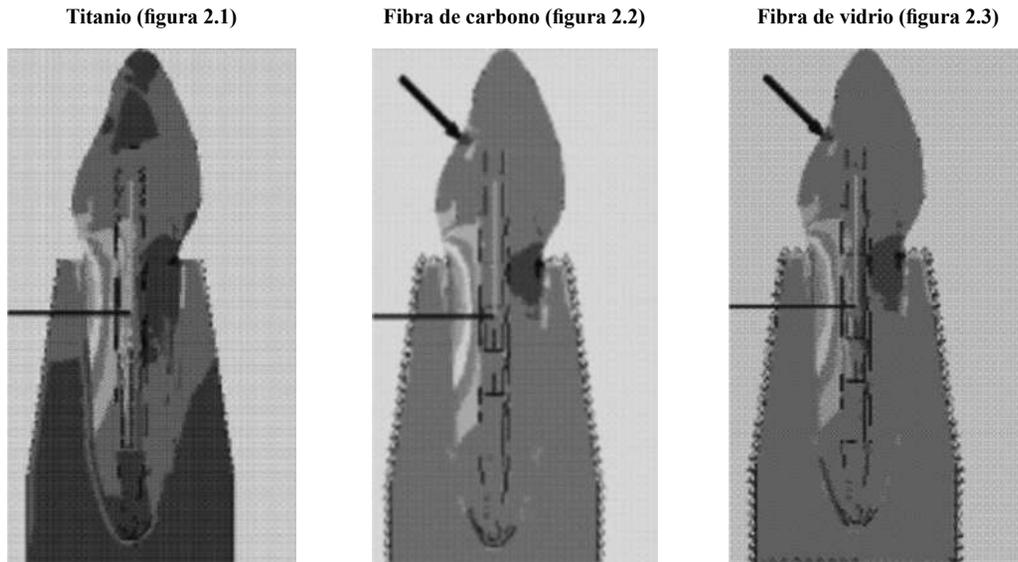
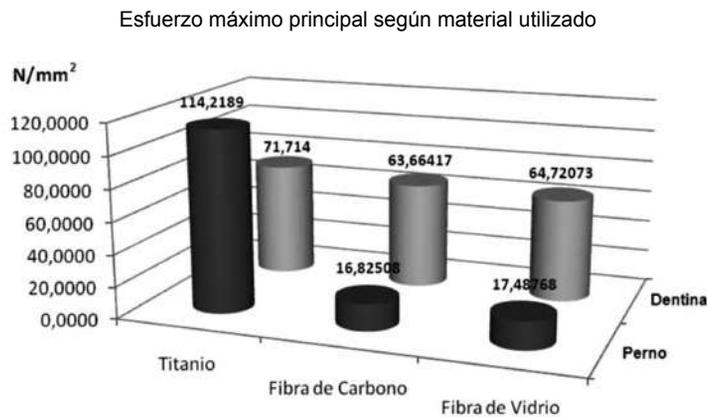


Figura 2.4
Comparación de resultados del esfuerzo máximo principal



Descripción de los resultados en esfuerzos mínimos principales

Titanio

La figura 3.1 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en titanio. El valor más alto de este esfuerzo mínimo principal es localizado en la cara vestibular del tercio medio o cervical del poste con valor de $-170,9686 \text{ N/mm}^2$,

en dentina el mayor valor fue de $-110,7278 \text{ N/mm}^2$ localizado en el tercio cervical de la dentina.

Fibra de carbono

La figura 3.2 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en fibra de carbono. El valor más alto de este esfuerzo mínimo principal es localizado en la cara vestibular, tercio cervical de la dentina con el valor de

-88,6721 N/mm², en el perno el mayor valor fue de -12,4662 N/mm² localizado en la cara vestibular tercio medio.

Fibra de vidrio

La figura 3.3 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de

retención intrarradicular prefabricado en fibra de vidrio. El valor más alto de este esfuerzo mínimo principal es localizado en la cara vestibular del tercio cervical de la dentina con el valor de -86,9987 N/mm², en el perno el mayor valor fue de -77,8962 N/mm² localizado en el tercio medio cara vestibular del mismo elemento.

Figura 3
Esfuerzo mínimo principal según material utilizado

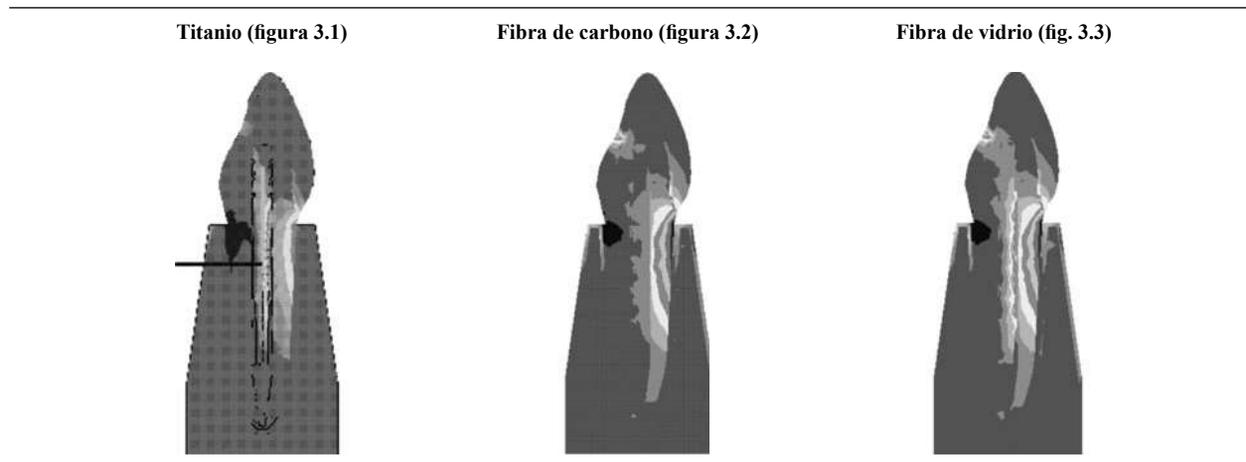
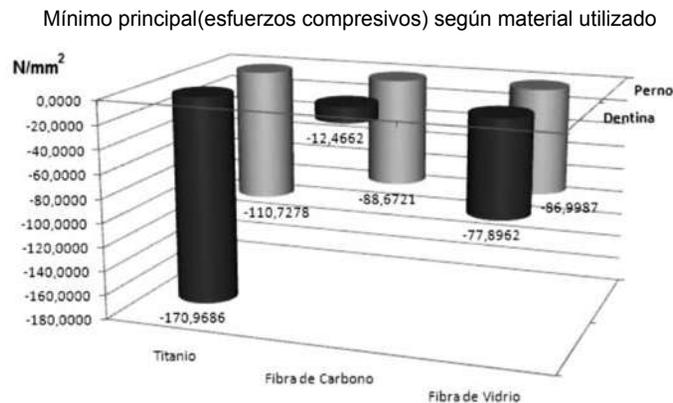


Figura 3.4
Comparación de resultados esfuerzos mínimos principales



Descripción de resultados en esfuerzos Von Mises

Titanio

La figura 4.1 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención

intrarradicular prefabricado en titanio. El valor más alto de Von Mises es localizado en dos lugares del modelo y estos son: el tercio medio del poste en sus caras vestibular y lingual, con valor de 149,1163 N/mm². No obstante, de los dos lugares en donde se encuentra el mayor esfuerzo, la zona en donde más se distribuye

es la cara vestibular del perno. En la dentina el mayor valor fue de 89,46983 N/mm², localizado en el tercio cervical de la cara vestibular.

Fibra de carbono

La figura 4.2 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en fibra de carbono. El valor más alto de Von Mises es localizado en dos lugares de la dentina y estos son: la cara vestibular y lingual en el tercio cervical, con valor de 64,72951 N/mm², en el perno el mayor

valor fue de 16,18244 N/mm² localizado en todo el tercio medio y parte de tercio apical.

Fibra de vidrio

La figura 4.3 muestra el modelado de un incisivo central superior, restaurado con un elemento de retención intrarradicular prefabricado en fibra de vidrio. El valor más alto de Von Mises es localizado en la cara vestibular del tercio cervical de la dentina con valor de 63,10455 N/mm², en el perno el mayor valor fue de 55,21659 N/mm² localizado en el tercio medio de la cara vestibular del mismo elemento.

Figura 4
Esfuerzo Von Mises según material utilizado

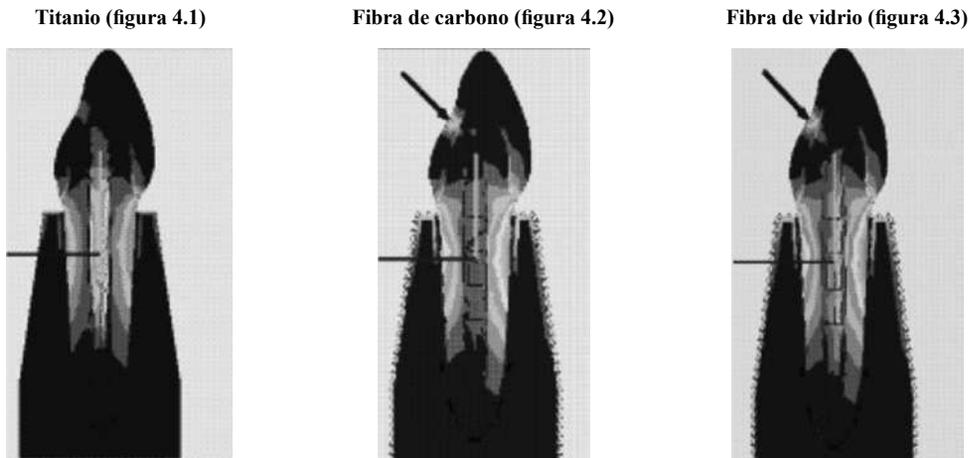
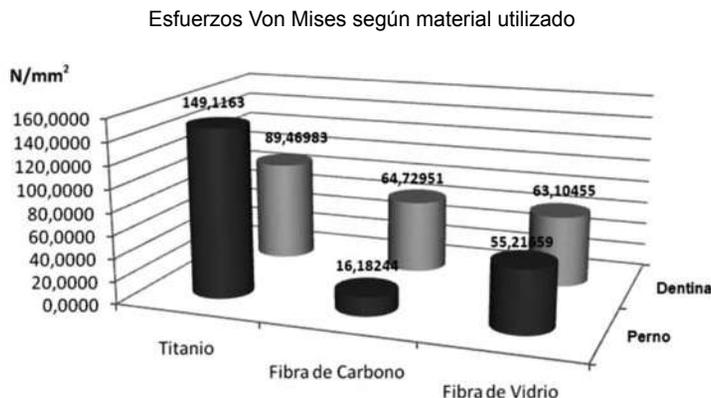


Figura 4.4
Comparación de los resultados de los esfuerzos Von Mises



En la tabla 2 se presenta un cuadro comparativo de los esfuerzos máximos, mínimos y Von Mises para un incisivo central superior rehabilitado con

poste, para los tres tipos de materiales (titanio, fibra de carbono y fibra de vidrio) con carga de 200 N.

Tabla 2
Comparación de esfuerzos máximos, mínimos y Von Mises N/mm² para un incisivo central superior rehabilitado con elementos de retención intrarradicular prefabricados

Carga	Tipo de material utilizado	Esfuerzo máximo principal N/mm ²		Esfuerzo mínimo principal N/mm ²		Esfuerzo Von Mises N/mm ²	
		Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
200 N	Titanio	114,2189	71,71491	-170,9686	-110,7278	149,1163	89,46983
	Fibra de carbono	16,82508	63,66417	-12,4662	-88,6721	16,18244	64,72951
	Fibra de vidrio	17,48768	64,72073	-77,8962	-86,9987	55,21659	63,10455

DISCUSIÓN

Los reportes científicos realizados en odontología por el método de elementos finitos han sido analizados por medio de resultados que muestran el comportamiento de los esfuerzos, siendo estos de tipo tensil, compresivo, tangencial o una combinación conocida como el esfuerzo de Von Mises, que es un criterio de falla de los materiales, el cual indica por dónde se están presentando las principales concentraciones de esfuerzos.^{13, 30-33}

En este estudio se analizó la distribución de los esfuerzos en un incisivo central superior configurado en forma tridimensional, el cual se restauró con tres diferentes postes (fibra de vidrio, titanio y fibra de carbono). El modelo es homogéneo, elástico lineal e isotrópico para la gran cantidad de materiales que se simulan (cerámica, cofia metálica, poste en titanio, muñón en resina, cemento resinoso, dentina, gutapercha y ligamento periodontal) y ortotrópico para el hueso cortical, el hueso esponjoso y para el poste de fibra de carbono y fibra de vidrio.

En algunos estudios se da importancia al valor de la cantidad de la fuerza que se le aplica al modelo, pero este dato es irrelevante debido a que es un modelo elástico lineal, en el cual solo cambia la magnitud pero no la distribución de los esfuerzos, por tanto cualquier cantidad aplicada al modelo, mostraría un resultado idéntico en los mapas de distribución de esfuerzos.

Cambiando las propiedades del elemento intrarradicular (módulo de elasticidad y razón de Pois-

son) se pueden comparar los diferentes mapas de distribución de los esfuerzos para cada uno de los postes (fibra de vidrio, fibra de carbono y titanio). En los tres modelos numéricos se observó un comportamiento similar en cuanto a la localización de la zona compresiva y tensil, donde se ubicaron en zonas parecidas: la zona compresiva fue en el poste y en la dentina tercio medio y cervical de la cara bucal y la zona tensil en el poste y en la dentina en el tercio medio y cervical de la cara lingual.

Los resultados de este estudio son coherentes con otros estudios anteriores de MEF respecto a los esfuerzos compresivos y tensil y en las zonas de la superficie radicular que fueron encontrados.³⁴⁻³⁶ El estudio de Holmes²⁵ fue realizado en el maxilar inferior donde los esfuerzos tensiles se encontraron en la cara bucal y los compresivos en la lingual teniendo en cuenta que por ser un estudio en la mandíbula la fuerza fue aplicada en la cara bucal de la corona, invirtiendo las zonas compresiva y tensil.

En este estudio se encontró mayor concentración de los esfuerzos en el poste cuando presentan un módulo de elasticidad mayor y menor esfuerzo en la dentina. Los anteriores resultados están de acuerdo con lo encontrado por E. Asmussen³⁵ y el estudio de Sildoli³⁶ en 1997, quienes encontraron que los esfuerzos en la dentina se disminuyen por utilizar postes cementados con resina, por incrementar el módulo de elasticidad, el diámetro y la longitud del poste. También Li Li-li et al.³⁷ en 2006 encontraron en su estudio de MEF tridimensional, que al combinar postes prefabricados en titanio con diferentes

materiales de cementación, el comportamiento biomecánico se daba de una forma más favorable entre más alto fuera el módulo de elasticidad del cemento, ya que así se concentraban en mayor proporción esos esfuerzos entre la interfase del material cementante y el elemento de retención intrarradicular. Sin embargo, Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, y Apicella A³⁸ concluyeron que un módulo de elasticidad alto en un material cementante, no es relevante cuando el módulo de elasticidad del perno es bajo, ya que la mayoría de los esfuerzos tienden a ocupar el perno de bajo módulo de elasticidad.

En el estudio de Ko CC³⁹ en 1992, el cual comparó con modelos bidimensionales el esfuerzo de un diente natural y uno restaurado con poste, se observó una disminución significativa en el esfuerzo sobre la dentina. Resultados similares fueron encontrados por Ho⁴⁰ en 1994 al comparar modelos tridimensionales de un diente natural con dientes restaurados con poste.

En el estudio de Asmussen³⁵ se encuentra que el mayor esfuerzo se da en el poste con un módulo de elasticidad mayor, mayor longitud y diámetro disminuyendo el esfuerzo de la dentina. Contrario a estos resultados, Pegoretti⁴¹ concluyó en su estudio que el poste de fibra de vidrio resultó en un esfuerzo menor en la dentina comparándolo con un poste de fibra de carbono y un poste de aleación de oro colado, este comportamiento es debido según el autor a la similitud existente entre el módulo de elasticidad del poste en fibra de vidrio y la dentina. Esta teoría es presentada por otros estudios³⁸ de postes prefabricados; sin embargo cuando se analizan estos estudios se observa que la disminución del esfuerzo está es en el perno por tener un módulo de elasticidad bajo, pero se aumenta el esfuerzo en la dentina especialmente en el área cervical. En el estudio de Pegoretti⁴¹ se encuentra distribución más homogénea con el material que tiene menor módulo de elasticidad, que también se confirma en este estudio y el cual corresponde a un comportamiento de los materiales de menor módulo de elasticidad, en que el esfuerzo cuando pasa el límite de fluencia del material se convierte en más homogéneo, pero no se puede concluir de este resultado que el esfuerzo

menor para la dentina sea mejor para el sistema, ya que depende de otras variables el pronóstico del diente, como lo son la estructura remanente de dentina.

En este estudio el mayor esfuerzo es dado en el perno con mayor módulo de elasticidad, siendo en este caso el perno de titanio el cual disminuye el esfuerzo de la dentina. Este resultado es coherente con el estudio de Boschian⁴² en 2006, quien en su estudio analizó tres elementos (fibra de vidrio, acero inoxidable y titanio), y encontró menor distribución de esfuerzos en la dentina cuando se utiliza un elemento de retención intrarradicular con un módulo de elasticidad alto.

En la literatura actual^{6, 43-45} no está claro cuál es la indicación para la utilización de uno u otro sistema (colados o prefabricados) al igual que el tipo de material por utilizar. Por una parte están los colados que pueden ser muy versátiles ya que pueden copiar la anatomía del conducto radicular, además tiene un módulo de elasticidad alto, presentando mayor resistencia a la deformación. Según Martínez-Insúa⁴⁶ los dientes preparados con postes colados presentan fractura cuando se ejercen cargas demasiado altas que rara vez suceden en la boca y los postes prefabricados tienen un módulo de elasticidad bajo que hace que fracturen o deformen a más baja aplicación de la carga pero presentarían fracturas de mejor pronóstico (fractura del mismo poste, fractura de muñón o tercio cervical de la raíz) con posibilidad de reparación; esta posibilidad de restauración es discutible ya que con solo cambiar el poste fracturado por otro nuevo no van a cambiar las condiciones que llevaron a la fractura. No se debe pensar en reparar sino en corregir todo el factor etiológico que causó la fractura, lo cual implicaría un cambio en las propiedades del material y las consecuencias de la pérdida de la restauración.

En este estudio se tuvo en cuenta solo una variable (el material del poste), pero hay que considerar otras como: el tipo de cemento, la forma del conducto radicular, longitud del poste, diámetro del poste y la estructura dental remanente, esta última variable es la más importante para el pronóstico real de la posibilidad de fractura del diente.

CONCLUSIONES

Con las limitaciones de este estudio teórico, se pueden deducir las siguientes conclusiones:

- La distribución de esfuerzos para la dentina fue menor con el incremento del módulo de elasticidad del poste.
- Los incisivos superiores al presentar una carga angulada por lingual van a presentar esfuerzos tensiles en la cara lingual de la raíz y poste tercio medio y cervical y esfuerzos compresivos en la cara bucal de la raíz y perno tercio medio y cervical en condiciones parecidas a las del estudio.
- El poste de titanio, por tener mayor módulo de elasticidad, presenta un esfuerzo mayor que el de los otros postes prefabricados.

AGRADECIMIENTOS

Al estudiante de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Antioquia, Carlos Mario Chica por el modelado solido del incisivo central.

HOMENAJE PÓSTUMO

Para Andrés Felipe Gómez Mira, coautor de este artículo, por la energía, entereza y vitalidad que mantuvo durante el proceso de una desafortunada enfermedad. Su ánimo y ganas de vivir son lección de vida para todos nosotros.

CORRESPONDENCIA

Federico Latorre Correa
Facultad de Odontología
Universidad de Antioquia
Calle 64 N.º 52-59
Medellín, Colombia
Correo electrónico: flatorre@une.net.co

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Preparation for extensively damaged teeth. En: *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3.ª ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 181-209.
2. 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.
3. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent* 1999; 81(4): 380-385.
4. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 64(4): 419-424.
5. Anusavice K. Propiedades mecánicas de los materiales dentales. En: *Ciencia de los materiales dentales*. 11.ª ed. Madrid: Elsevier; 1996. p. 42-71.
6. Smith Ch T, Schumann NJ. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998; 29(5): 305-312.
7. Fernández A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90(6): 556-562.
8. Schwartz R, Robbins J. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature Review. *J Endod* 2004; 30(5): 289-301.
9. Hudis S, Goldstein Gary. Restorative of endodontically treated teeth: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986; 55(1): 33-38.
10. Becerra Gerardo, Valencia Guillermo. Relaciones endodóntico-protésicas, postes y muñones. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 1998; 10(1): 29-35.
11. Geng J-P, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-598.
12. Mah R, McEvoy S. Engineering principles and modeling strategies. En: McNeil C, editor. *Science and practice of occlusion*. Chicago: Quintessence; 1997. p. 153-164.
13. Peláez A, Mejía S. Conceptos básicos de modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos. *Rev CES Odontol* 2000; 13(1): 51-55.
14. Fox K, Word DJ. A clinical report of 85 fractured metallic post-retained crowns. *Int Endodont J* 2004; 37(8): 561-573.
15. Ingle JI, Bakland LK. Preparación de la cavidad endodóntica. En: *Endodoncia*. 5.ª ed. México DF: McGraw-Hill; 2004. p.409-579.
16. Buameister T, Avallone EA. Propiedades de los materiales. En: *manual del ingeniero mecánico*. 2.ª Ed. México DF: McGraw-Hill; 1978. p.54-85.
17. Moyer R. Analysis of the craneofacial skeleton: cefalometrics. En: *Handbook of orthodontics*. 4.ª ed Year book medical publishers inc; 1988. p. 247-301.
18. Dechow P. C. and Schwartz C. Elastic properties of the human mandibular corpus. In: *Biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment, Craniofacial Growth Series*. Ann Arbor, Michigan: Center of human growth and development the University of Michigan. 1992; 27: 299 -314.
19. Dechow PC, Nail GA, Schwartz Dabney CL. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 1993; 23(6): 291-306.

20. Turner CH, Cowin S, Rho JY, Ashman RB, Rice JC. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J Biomech* 1990; 23(6): 549-561.
21. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62(9): 1002-1008.
22. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 127-134.
23. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002; 18: 295-303.
24. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in – vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 45-61.
25. Holmes DC, Díaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 140-147.
26. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1993; 68: 428-435.
27. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 529-36.
28. Stankiewicz NR, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int End J* 2002; 35: 575-581.
29. Botero JA, Salazar LM, Roldan S, Zapata U, Naranjo M. Investigación Comportamiento de las fuerzas generadas por un perno colado sobre una raíz por medio de un análisis tridimensional de elementos finitos. *Rev CES Odontol* 2004; 17(1): 51.
30. Tjan AH, Whang S. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53(4): 496-500.
31. Fernández B, Bessone L. Evaluación de la resistencia a la fractura de dientes reconstruidos con diferentes sistemas de perno-muñón. *Rev Int Protés Estomatol* 2003; 5(4): 304-309.
32. 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.
33. 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: 438-445.
34. Alkkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 431-437.
35. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 321-329.
36. Sildoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 5-9.
37. Li Li-li, Wang Zhong-yi, Bai Zhong-chenn, Mao Yong, Gao Bo, Xin Hai-tao, Zhou Bing, Zhang Young and Liu Bing. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006; 119(4): 305-311.
38. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbón posts in a maxillary incisor. *Dent Mat* 2005; 21: 709-715.
39. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 421-427.
40. 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: 367-372.
41. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23(13): 2667-2682.
42. Boschian PL, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post- restored tooth using the three- dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006; (33): 690-697.
43. Albuquerque R de Castro, Abreu PLT. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 936-943.
44. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration of the endodontically treated tooth. In: *Contemporary fixed prosthodontics*. 4.ª ed. Elsevier; 2006. p. 336-378.
45. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the compospost. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1996; 20: S50-6.
46. Martínez-Insúa A, Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fibre post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 527-532.