
DISTRIBUCIÓN DE LOS ESFUERZOS EN TRES TIPOS DE ELEMENTOS INTRARRADICULARES CON DIFERENTES LONGITUDES¹

STRESS DISTRIBUTION IN THREE TYPES OF POSTS WITH DIFFERENT LENGTHS¹

JULIA LUCÍA BARGUIL DÍAZ,² EDWIN CHICA ARRIETA,³ FEDERICO LATORRE CORREA⁴

RESUMEN. Introducción: el objetivo fue observar la distribución de los esfuerzos en los dientes restaurados con elementos de retención intrarradicular (postes) de diferentes longitudes, usando el análisis de elementos finitos (AEF). **Métodos:** un modelo tridimensional de elementos finitos (modelo de 4 mm con 34.010 nodos y 9.317 elementos, modelo de 6mm con 36.798 nodos y 10.371 elementos, modelo de 8 mm con 38.587 nodos y 11.025 elementos) de un incisivo central superior es presentado. El modelo del diente restaurado con un poste está formado por hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, encía, raíz, gutapercha, cemento resinoso, postes, muñón de resina (para postes prefabricados), cofia metálica y corona cerámica. Los diferentes postes fueron modelados en una aleación de metal noble, titanio y fibra de vidrio. Los postes fueron cementados con cemento resinoso. Las variables incluidas en el modelado fueron el módulo de elasticidad, la razón de Poisson y la longitud del poste (4, 6 y 8 mm). Se aplicó una carga de 1 N en la corona con una inclinación de 45° y fueron calculados los esfuerzos de von Mises, los esfuerzos máximos y mínimos principales y los esfuerzos máximos cortantes. **Resultados:** el análisis de elementos finitos indicó que la distribución de los esfuerzos generados en el diente modelado con los diferentes postes disminuyó significativamente, de acuerdo con una relación inversamente proporcional con el módulo de elasticidad del material. Los esfuerzos en la raíz también se vieron reducidos al incrementar la longitud del poste (4, 6 y 8 mm). **Conclusiones:** con las limitantes de este estudio, se encontró que existen variaciones marcadas con respecto a la longitud de los postes relacionadas con la distribución de los esfuerzos en la dentina y en el mismo poste, siendo menor la distribución de los esfuerzos en la dentina con postes de mayor longitud y de mayor módulo de elasticidad.

Palabras clave: poste, longitud de poste, análisis de elementos finitos.

Barguil J, Chica E, Latorre F. Distribución de los esfuerzos en tres tipos de elementos intrarradicales con diferentes longitudes. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2008; 19 (2): 24-37.

ABSTRACT. Introduction: the purpose of this study was to observe the stress distribution of teeth restored with intraradicular retention elements (posts) of different lengths, using the finite element analysis (FEA). **Methods:** a tridimensional model of finite elements (4mm model with 34010 nodes and 9317 elements, 6 mm model with 36798 nodes and 10371 elements, 8 mm model with 38587 nodes and 11025 elements) of an upper central incisor is presented. The model of the dowel restored tooth involved trabecular bone, cortical bone, periodontal ligament, gingiva, root, gutta-percha, resin luting cement, posts, composite resin core (for prefabricated posts), metallic posts and metal ceramic crown. The dowels were fabricated with noble metal casting alloy, titanium and fiber glass. The dowels were cemented with resin luting cement. The variables included were modulus of elasticity, Poisson's ratio, and post's length (4, 6 and 8 mm). A load of 1N was applied to the crown at an angle of 45 degrees; von Mises stresses, main maximum and minimum stresses, maximum shear stress were then calculated. **Results:** finite element analysis indicated that the distribution of stresses generated on the modeled tooth with different post lengths decreased significantly, this is in agreement with an inverse proportional relationship with the material's modulus of elasticity. Stresses on the root were also reduced when post length was increased (4, 6 and 8 mm). **Conclusions:** within the limitations of this study, it was found that strong variations exist with respect to the post length in relation with the stress distribution on the dentin and in the post itself, being less the distribution of stresses in the dentin and in the posts with more length and with a higher modulus of elasticity.

Key words: post, post length, finite element analysis.

Barguil J, Chica E, Latorre F. Stress distribution in three types of posts with different lengths. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2008; 19 (2): 24-37.

-
- 1 Artículo derivado de una investigación realizada como requisito parcial para optar al título de especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, 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 energía alternativa (GEA), Colciencias B.
 - 2 Estudiante de posgrado de Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
 - 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: OCTUBRE 23/2007 - ACEPTADO: FEBRERO 19/2008

INTRODUCCIÓN

La odontología restauradora frecuentemente se ve enfrentada al problema de rehabilitar los dientes tratados endodónticamente y debilitados estructuralmente en su porción coronal y radicular.

El pronóstico de estos dientes tratados endodónticamente y restaurados con elementos intrarradicales está influenciado por una variedad de parámetros tales como: el número de los dientes adyacentes, los contactos oclusales, la posición del diente en el arco, el estado apical de la raíz, la degradación del colágeno radicular, las relaciones intermoleculares en la dentina radicular, la cantidad del tejido duro perdido, el grosor de la pared de la dentina coronal remanente, el tipo de restauración definitiva, la presencia de un mínimo de dentina remanente de 1,5 a 2 mm para tener el efecto de férula y el tipo de poste y material del muñón utilizados.¹

Considerando estos dos últimos parámetros se ha demostrado que el propósito de un elemento de retención intrarradicular (poste) y del muñón, es incrementar la retención para la reconstrucción protésica fija (Schwartz R. y colaboradores. 2004,² Assif D. y colaboradores. 1994,³ Guzy G. y col. en 1979,⁴) ya que estos elementos no refuerzan el diente tratado endodónticamente. Stockton⁵ en su revisión afirma que la resistencia a la fractura radicular en los dientes tratados endodónticamente está directamente relacionada con el grosor de la dentina remanente, por tanto debe ser muy bien evaluada ya que esta influye en el pronóstico favorable del diente.

Sorensen y colaboradores⁶ hicieron un estudio en dientes tratados endodónticamente en el que evaluaron la resistencia a la fractura y expresan no encontrar relación significativa entre la cantidad de estructura dentaria remanente axial y la resistencia a la fractura en seis diseños de preparaciones dentarias y mencionan que el efecto férula es más importante entre la corona y el margen de la terminación que entre el muñón y el poste.

Torbjörner y colaboradores⁷ en un estudio hecho en 788 dientes, en el cual compararan dos tipos de postes: uno metálico y de paredes paralelas con un núcleo colado, reportan que existe 2,1% de fallas por

año con los postes completamente colados durante un periodo de cinco años. Otros investigadores confirman el éxito de los postes colados señalando que estos ofrecen ventajas en ciertas situaciones clínica; como por ejemplo cuando varios dientes requieren elementos intrarradicales, cuando el diente es pequeño (por ejemplo los incisivos inferiores), cuando no existe estructura coronal adecuada para obtener las características antirrotacionales y de unión. Pero la gran desventaja de utilizar los postes colados es la posibilidad de que se trasluzca a través de restauraciones cerámicas libres de metal.²

Aunque los postes colados usualmente se hacen con aleaciones de metal noble o metal base, en los últimos años se ha promocionado la búsqueda de nuevos materiales como el titanio, el zirconio, la fibra de vidrio y la fibra de carbono utilizados para la fabricación de elementos de retención intrarradicular^{8,9} (postes prefabricados). Se ha intentado con estos materiales mantener las propiedades físicas y estéticas de los tejidos biológicos que se reemplazan.

Estos sistemas prefabricados han tenido buena acogida en la profesión debido a que pueden proporcionar resultados satisfactorios con menor costo y menor tiempo de cita en el consultorio⁵ y aunque existe amplia gama de estos sistemas, no se puede hablar de un sistema único que llene todas las expectativas de un elemento intrarradicular ideal.¹⁰

La gran mayoría de los estudios hechos en dientes tratados endodónticamente y postes reportan que las principales causas de fracasos son: la caries, la pérdida de retención del poste, la pérdida de retención de la corona, la fractura de la raíz, la distorsión y la fractura del poste y que algunas de esas fallas están relacionadas con las propiedades mecánicas de los postes.⁹

Otros factores además de los mencionados anteriormente influyen directamente en la retención de los postes, entre ellos están la longitud, el diámetro, el diseño, los agentes cementantes, el método de cementación, la forma del canal radicular, la preparación del espacio del canal y de la porción coronal remanente, entre otros.^{2,5,11,12}

Los medios cementantes han sido objeto de estudio ya que pueden influir en el éxito o fracaso. Según el sistema de adhesión, estudios realizados por Junge y colaboradores demuestran que los postes cementados con cementos resinosos fueron más resistentes a las cargas cíclicas que los cementados con fosfato de zinc o con cementos de ionómero de vidrio resinomodificados.² Asmussen E y colaboradores en su estudio con elementos finitos reportaron que la utilización del cemento fosfato de zinc no muestra demasiada diferencia con respecto a la utilización de un agente resinoso cementante y que el hecho de utilizar un material de unión reducía el esfuerzo en el diente.¹³

Lewis R y colaboradores han demostrado la importancia de la longitud del poste en la retención ya que las decisiones para considerar la longitud han estado basadas en valoraciones clínicas.¹⁴

Varios autores han sugerido que la longitud del poste dentro de la raíz debe ser al menos igual a la longitud de la estructura coronaria.

Un estudio realizado por Johnson J y colaboradores evaluó las longitudes, el diámetro y la forma de los postes, determinando su resistencia a las fuerzas tensiles y no se encontró diferencias significativas entre las longitudes de 7 y 9 mm; una diferencia similar entre las de 9 y 11 mm y una diferencia significativa entre las de 7 y 11 mm de longitud; estas últimas mostraron incremento en la retención de 24 a un 30%.¹⁵

Otro estudio (Nergiz I y colaboradores en 2002) realizado *in vitro*, para determinar las fuerzas retentivas en los postes cónicos con diferentes longitudes (9, 12, 15 mm) y con diferentes diámetros (0,5, 0,9 y 1,1) concluye que las fuerzas retentivas de los postes se afectan en una relación directamente proporcional al diámetro y a la longitud del poste.¹⁶

El estudio de Asmussen y colaboradores en 2005 analiza con el método de elementos finitos en 3D algunas variables como: el material, la forma, el tipo de unión, el módulo de elasticidad, el diámetro y la longitud del poste prefabricado. En el parámetro de la longitud toman ciertas medidas (6, 7, 8, 9,

10 mm) para establecer el esfuerzo producido con estas variaciones encontrando que con una disminución en la longitud del poste se incrementan los esfuerzos en la dentina y que el esfuerzo máximo fue localizado en la parte apical del poste.¹³

Se han valorado varios métodos para estudiar los dientes tratados endodónticamente y que han recibido postes (estudios *in vivo*, *in vitro*), creandose controversias con los resultados debido a que no se pueden controlar las diferentes variables que se presentan clínicamente.

Uno de los métodos de estudio que es útil actualmente es el de análisis de elementos finitos (AEF) en segunda o tercera dimensión, siendo los de 3D más exactos, más completos que los de 2D. La utilización de este método proporciona información sobre los esfuerzos tensiles, compresivos, y cortantes (llamados también de cizalla) y además brinda información sobre la combinación de todos estos, conocida como el equivalente de esfuerzos de von Mises. Los esfuerzos de von Mises son usados como un indicador de la posible ocurrencia de daño en las estructuras modeladas.¹³

Entre las ventajas de trabajar con el método de elementos finitos se pueden considerar las siguientes: facilita la solución de problemas biomecánicos complejos de diversa índole,¹⁷ 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 y se tienen respuestas útiles para la toma de decisiones en problemas reales. Además permite repetir los experimentos las veces necesarias cambiando las posibles variables que afectan el sistema biológico en estudio. Estas ventajas hacen que la simulación sea una herramienta útil para el diseño y la evaluación de técnicas innovadoras y para predecir el comportamiento de un sistema biológico real con gran aproximación, el cual lo convierte en un instrumento importante para la docencia y la investigación.¹⁸

El propósito de este estudio es evaluar y analizar los diferentes esfuerzos (tensiles, compresivos,

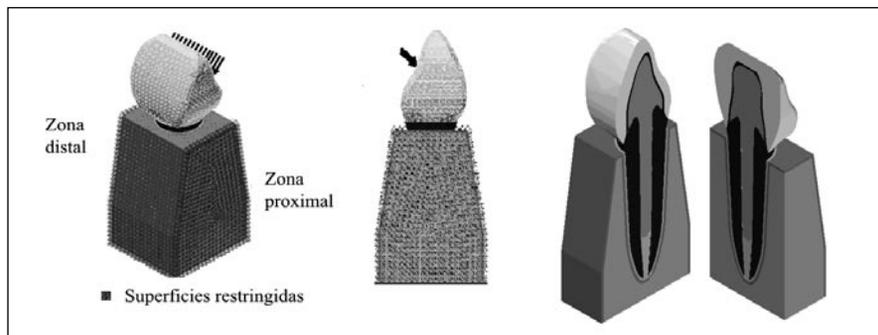
cortantes y el equivalente de von Mises) cuando es modificada la longitud de tres tipos diferentes de postes en un incisivo central superior tratado endodónticamente y rehabilitado con una corona metal cerámica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se ha modelado en el software CAD Solid Edge V17 el incisivo central superior 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), cofia metálica y corona cerámica. Se seleccionó el

incisivo central superior por la forma cónica de la raíz, por ser un diente unirradicular que presenta un promedio de restauración alto, además de que la forma simple facilita el diseño en el computador ya que presenta un canal pulpar relativamente cilíndrico con pocas alteraciones y variaciones en su forma.¹⁹ 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°. Esta angulación 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 (porion-orbita) y el plano mandibular respectivamente²⁰ (figura 1).

Figura 1
Modelo incisivo central superior



A partir del modelo de la figura 1 fueron definidos nueve modelos:

- Modelo de poste colado en metal noble con longitudes de 4, 6, 8 mm.
- Modelo de poste prefabricado en titanio con longitudes de 4, 6, 8 mm.
- Modelo de poste prefabricado en fibra de vidrio con longitudes de 4, 6, 8 mm.

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 dental modelada. El tipo de análisis que se llevó a cabo fue elástico lineal donde se utilizaron elementos tetraédricos tipo *Brick* logrando convergencia de

mallas para el modelo de 4 mm con 34.010 nodos y 9.317 elementos, para el modelo de 6 mm con 36.798 nodos y 10.371 elementos, para el modelo de 8 mm con 38.587 nodos y 11.025 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 una carga mayor o menor a la colocada 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 utilizamos cargas de 1 N o de otro valor ya que la distribución del esfuerzo es idéntica pero con valores escalados.

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen el modelo numérico fueron obtenidas de la literatura reportada. De esta forma el modelo contó con propiedades isotrópicas para: la cerámica, el poste de metal noble, el poste de

titanio, la gutapercha, la dentina, la resina, el cemento resinoso, la cofia metálica y el ligamento periodontal y propiedades ortotrópicas para el poste de fibra de vidrio, el hueso cortical y esponjoso (véase tabla 1).

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

Material	E (Mpa) módulo de elasticidad			V coeficiente de Poisson		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ
Dentina ^{21, 22, 13}	18,600	18,600	18,600	0,310	0,31	0,310
Ligamento periodontal ^{21, 23, 13}	68,900	68,900	68,900	0,400	0,40	0,400
Encía ²³	19,600	19,600	19,600	0,300	0,30	0,300
Hueso cortical ^{24, 25}	10,300	14,200	27,000	0,295	0,10	0,115
Hueso esponjoso ²⁶	315,650	390,380	942,630	0,295	0,10	0,115
Gutapercha ^{21, 23, 13}	0,690	0,690	0,690	0,450	0,45	0,450
Cerámica ²¹	69,000	69,000	69,000	0,280	0,28	0,280
Metal noble ²¹	77,000	77,000	77,000	0,330	0,33	0,330
Poste de titanio ²⁷	120,000	120,000	120,000	0,330	0,33	0,330
Poste en fibra de vidrio ^{13, 28}	11,000	40,000	11,000	0,070	0,26	0,320
Cemento resinoso ^{13, 29}	8,000	8,000	8,000	0,250	0,25	0,250
Muñón en resina ²⁸	12,400	12,400	12,400	0,300	0,30	0,300
Cofia metálica ³⁰	96,600	96,600	96,600	0,350	0,35	0,350

Geometría

Se modeló la raíz del incisivo central con un muñón de 2 mm de estructura coronal remanente llevando un bisel de un milímetro en su periferia para obtener el efecto de abrazadera (de férula) al modelar el poste (que puede ser colado o prefabricado).^{2, 6, 31, 32}

La raíz se diseñó de forma cónica para facilitar la modulación, esto no afecta los resultados, dada la gran variabilidad que existe en la anatomía y en las dimensiones radiculares de un individuo a otro.

Para el diseño del conducto radicular se tuvo en cuenta que la amplitud del canal pulpar no superara un tercio de 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.^{5, 33, 34}

Los cuatro milímetros apicales del conducto radicular se modelaron con las propiedades de la gutapercha (material de obturación para endodoncia)

conservando así, la cantidad mínima de obturación remanente que se describe en la literatura para evitar la filtración.^{2, 12}

Para el resto del conducto radicular y su porción coronal se diseñó un poste con los diferentes tipos de materiales. El espigo del poste de metal noble tiene un diámetro coronal de 1,6 mm y apical de 1,1 mm ajustándose a la anatomía interna del canal radicular con su porción apical redondeada. Los postes fueron cementados con cemento resinoso para lo cual se modeló una película de 0,040 mm.

La configuración del muñón núcleo guardó las proporciones de la preparación para una corona completa metal cerámica de un incisivo central superior izquierdo; la cual requiere de reducción axial de 1,8 mm, con esto se aseguró un espacio adecuado para la modulación de la corona metal cerámica de la siguiente manera: el espesor de la porcelana fue de 1,5 mm distribuido uniformemente, excepto en la porción incisal que fue de 23 mm; la estructura

(cofia) metálica fue de 0,3 mm en la porción más delgada.

El ligamento periodontal se diseñó con un espesor en la periferia de la raíz de 0.2 mm y se ubicó a 1,5 mm de la unión cementoamélica; se tuvo en cuenta las propiedades isotrópicas (materiales con iguales características en todas las direcciones) para el diseño de esta estructura. Para el diseño del hueso alveolar se incluyó el hueso esponjoso que forma el interior del cuerpo maxilar y el hueso cortical que rodea tanto el maxilar como el alvéolo. Se consideraron ambas estructuras con propiedades ortotrópicas (materiales con diferentes características en los ejes x, y, z). La altura ósea fue de 18 mm desde la cresta alveolar hasta la porción basal maxilar. El hueso cortical fue 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 diente tuvo longitud total de 23 mm, la corona midió 9 x 8 mm y la raíz 14 x 5 mm, el perno midió en longitud total 15 mm y la longitud dentro de la raíz fue de 10 mm, esta última longitud fue la que se varió en el modelo del presente estudio.

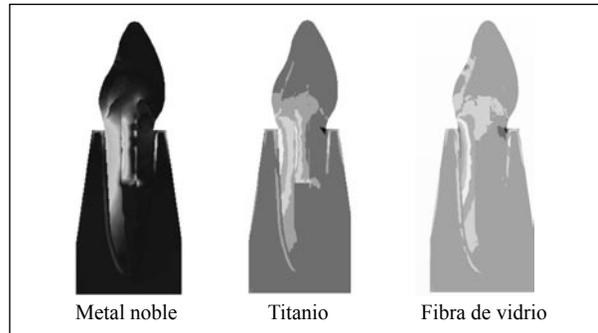
RESULTADOS

Al realizar el modelo matemático tridimensional de un diente incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con tres diferentes materiales para poste y con una corona metal cerámica, se observó que la variación de la longitud en estos postes influyó en la distribución de los esfuerzos tanto en la dentina como en el mismo poste. A continuación se muestran las diferentes tablas con todos los resultados y algunas graficas para visualizar mejor el comportamiento del modelo.

Los esfuerzos evaluados fueron el de von Mises, esfuerzos máximos (tensiles) y mínimos (compresivos) principales y los esfuerzos máximos cortantes (cizalla) principales (tablas de la 2 a la 8). Los resultados están directamente influenciados por el módulo de elasticidad del material del poste, se observa que a mayor módulo de elasticidad del material, mayor es la distribución de los esfuerzos en los postes y menor la distribución de esfuerzos en la dentina.

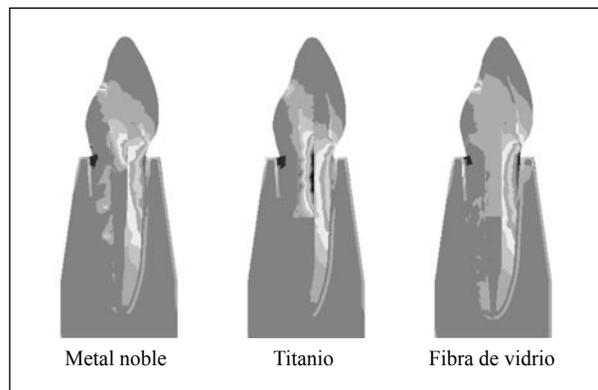
El poste de titanio (material con mayor módulo de elasticidad en este estudio) presenta en la mayoría de los casos una distribución de esfuerzos hacia la dentina menor, seguido del poste de metal noble y por ultimo el de fibra de vidrio. Los esfuerzos principales máximos (tensiles) son observados en la cara palatina del diente modelado en la zona cervical y media (figura 2).

Figura 2
Esfuerzos principales máximos



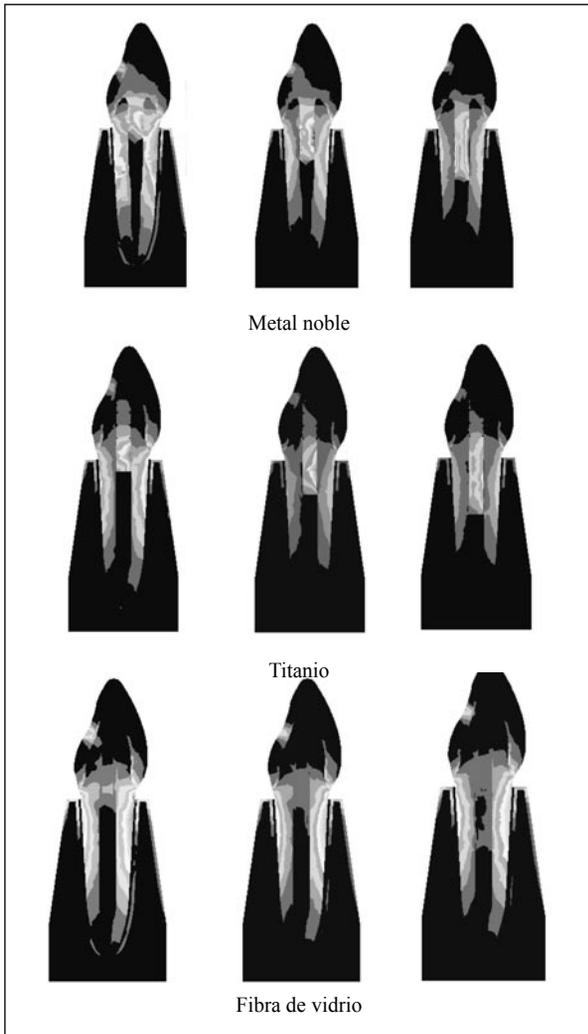
Los esfuerzos principales mínimos (compresivos) son observados hacia la cara vestibular del diente modelado en la zona cervical y media (figura 3).

Figura 3
Esfuerzos principales mínimos



Los esfuerzos máximos cortantes son observados hacia la cara vestibular, lingual y apical del poste con longitudes cortas, y se observan más en el poste al aumentar la longitud, excepto para el poste de fibra de vidrio que presentó esfuerzos más en la cara vestibular y lingual en todas las longitudes (figura 4).

Figura 4
Esfuerzos máximos cortantes



Poste colado metal noble

La tabla 2 y la gráfica 1, muestra la comparación del esfuerzo von Mises en la dentina y en el poste, donde se observó mayor distribución del esfuerzo en el poste que en la dentina en todas las longitudes evaluadas (4, 6 y 8 mm)

La distribución de los esfuerzos principales máximos para la longitud de 4 mm es mayor en la dentina que en el poste. Para las longitudes 6 y 8 mm la distribución se da de forma contraria (tabla 2).

La distribución de los esfuerzos principales mínimos para la longitud de 4 mm es similar tanto en la dentina como en el poste. Para las longitudes 6 y 8 mm la distribución es mayor en el poste que en la dentina (tabla 2).

Gráfica 1

Comparación de Esfuerzo Von Mises (N/m²) en dentina y poste colado en metal noble a diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm)

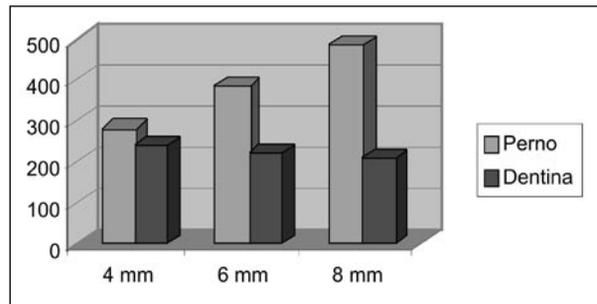


Tabla 2
Comparación de esfuerzos máximos, mínimos y von Mises N/m² en un incisivo central superior rehabilitado con un poste colado (metal noble) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Esfuerzo von Mises N/m ²		Esfuerzo máximo principal N/m ²		Esfuerzo mínimo principal N/m ²	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	281,7876	238,7518	147,0633	204,3272	-257,0035	-267,2009
6 mm	388,122	224,2892	304,2068	193,0304	-461,7521	-244,4035
8 mm	488,2341	207,6975	360,9542	189,0741	-488,9077	-242,0055

Poste prefabricado en titanio

La tabla 3 y la gráfica 2, muestran la comparación del esfuerzo von Mises en la dentina y en el poste, se observa una distribución del esfuerzo muy similar para la longitud de 4 mm y para las longitudes de

6 y 8 mm se registra mayor en el poste que en la dentina

La distribución de los esfuerzos principales máximos para todas las longitudes es mayor en el poste que en la dentina (tabla 3).

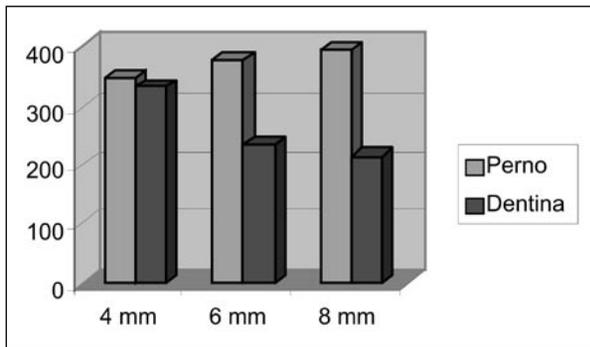
La distribución de los esfuerzos principales mínimos para la longitud de 4 mm es ligeramente mayor en la dentina que en el poste. Para las longitudes 6 y

8 mm la distribución es más en el poste que en la dentina, siendo mucho mayor en el poste de 8 mm (véase tabla 3).

Tabla 3
Comparación de esfuerzos máximos, mínimos y von Mises N/m^2 en un incisivo central superior rehabilitado con un poste prefabricado (titanio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Esfuerzo von Mises N/m^2		Esfuerzo máximo principal N/m^2		Esfuerzo mínimo principal N/m^2	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	349,6544	332,9402	274,5694	236,9350	-313,4262	-334,9035
6 mm	379,0177	235,3023	370,9536	235,6160	-405,8123	-318,4196
8 mm	397,0168	214,3672	392,8112	230,2701	-423,5539	-259,096443

Gráfica 2
Comparación de Esfuerzo Von Mises (N/m^2) en la dentina y en el poste prefabricado en titanio a diferentes longitudes (4,6 y 8 mm)



Poste prefabricado fibra de vidrio

La tabla 4 y la gráfica 3, muestran la comparación del esfuerzo von Mises en la dentina y el poste, se observa una distribución del esfuerzo mayor en la

dentina que en el poste en todas las longitudes (4, 6 y 8 mm).

La distribución de los esfuerzos principales máximos y mínimos para todas las longitudes es mayor en la dentina que en el poste (tabla 4).

Gráfica 3
Comparación de esfuerzo Von Mises (N/m^2) en la dentina y en el poste prefabricado en fibra de vidrio a diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm)

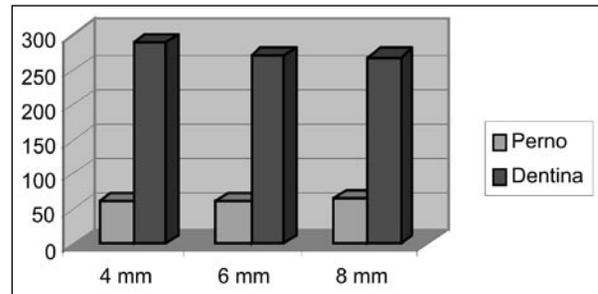


Tabla 4
Comparación de esfuerzos máximos, mínimos y von Mises N/m^2 en un incisivo central superior rehabilitado con un poste prefabricado (fibra de vidrio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Esfuerzo von Mises N/m^2		Esfuerzo máximo principal N/m^2		Esfuerzo mínimo principal N/m^2	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	60,3905	288,0391	32,4426	264,3586	-47,0041	-372,9512
6 mm	63,2831	268,9914	33,8843	263,0725	-50,9145	-330,9376
8 mm	63,9651	267,5508	35,0508	257,7510	-51,4602	-328,5109

Correlación entre los esfuerzos de von Mises en los tres tipos de postes a diferentes longitudes

En la tabla 5 y gráfica 4 se muestra el comportamiento de los postes en los tres distintos tipos de material.

En la longitud de 4 mm: se observó que el perno de titanio recibe mayores esfuerzos comparado con el de metal noble. Al comparar estos dos con el de fibra de vidrio se observa una diferencia marcada en cuanto a los esfuerzos recibidos, el de fibra de vidrio distribuye los esfuerzos hacia la dentina por tener un módulo de elasticidad bajo (es una constante en todas las longitudes).

En la longitud de 6 mm: se observó cierta similitud entre la distribución de los esfuerzos entre el poste de titanio y metal noble y se siguió observando la diferencia marcada con el de fibra de vidrio.

En la longitud de 8 mm: se observa que el perno de metal noble recibe mayores esfuerzos comparado con el de titanio. Se esperaría mayores esfuerzos recibidos en el poste de titanio por tener un módulo

de elasticidad mucho mayor que los otros postes, sin embargo no se da esto, y la explicación a este fenómeno está en la geometría del perno (la forma del poste para los tres modelos es distinta), una variable que influye en el comportamiento del esfuerzo.

En la tabla 5 y gráfica 5, se muestra el comportamiento de los esfuerzos en la dentina en los tres distintos tipos de material.

En la longitud de 4 mm: se observó que la dentina recibe mayores esfuerzos con un poste de titanio, en un grado menor con el de fibra de vidrio y menor esfuerzo con uno de metal noble, estos resultados se atribuyen a la diferencia en la geometría.

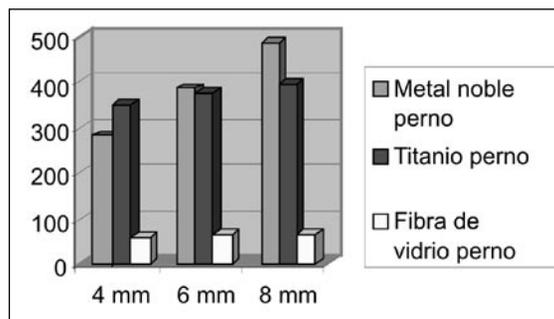
En la longitud de 6 mm: se observó que la dentina recibe mayores esfuerzos con el poste de fibra de vidrio, seguido en grado menor del poste de titanio y mucho menor con el noble.

En la longitud de 8 mm: se observó una similitud en los esfuerzos en la dentina entre el poste de titanio y el de metal noble, siendo menores que los mostrados por el poste en fibra de vidrio.

Tabla 5
Comparación de esfuerzos von Mises N/m² en un incisivo central superior rehabilitado con postes colados (metal noble) y prefabricados (titanio y fibra de vidrio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

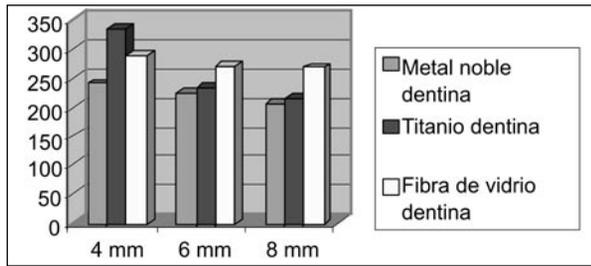
Longitud	Metal noble		Titanio		Fibra de vidrio	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	281,7876	238,7518	349,6544	332,9402	60,3905	288,0391
6 mm	388,122	224,2892	379,0177	235,3023	63,2831	268,9914
8 mm	488,2341	207,6975	397,0168	214,3672	63,9651	267,5508

Gráfica 4
Comparación de esfuerzo Von Misses (N/m²) en los postes colado y prefabricados a diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm)



Gráfica 5

Comparación de esfuerzo Von Misses (N/m^2) en la dentina de postes colado y prefabricados a diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm)



La tabla 6 y la 7 correlacionan los esfuerzos máximos y mínimos principales para los tres pernos a diferentes longitudes.

La tabla 8 y la gráfica 6 correlacionan los esfuerzos máximos cortantes (cizalla) que se dan en los diferentes tipos de postes cuando se varía la longitud.

Se encuentra que el esfuerzo cortante máximo es mayor, a mayor longitud del perno.

Tabla 6

Comparación de esfuerzos máximos principales N/m^2 en un incisivo central superior rehabilitado con postes colados (metal noble) y prefabricados (titanio y fibra de vidrio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Metal noble		Titanio		Fibra de vidrio	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	147,0633	204,3272	274,5694	236,9350	32,4426	264,3586
6 mm	304,2068	193,0304	370,9536	235,6160	33,8843	263,0725
8 mm	360,9542	189,0741	392,8112	230,2701	35,0508	257,7510

Tabla 7

Comparación de esfuerzos mínimos principales N/m^2 en un incisivo central superior rehabilitado con postes colados (metal noble) y prefabricados (titanio y fibra de vidrio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Metal noble		Titanio		Fibra de vidrio	
	Perno	Dentina	Perno	Dentina	Perno	Dentina
4 mm	-257,0035	-267,2009	-313,4262	-334,9035	-47,0041	-372,9512
6 mm	-461,7521	-244,4035	-405,8123	-318,4196	-50,9145	-330,9376
8 mm	-488,9077	-242,0055	-423,5539	-259,096443	-51,4602	-328,5109

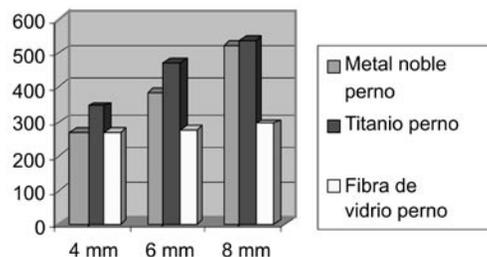
Tabla 8

Comparación de esfuerzos máximos cortantes N/m^2 en un incisivo central superior rehabilitado con postes colados (metal noble) y prefabricados (titanio y fibra de vidrio) a diferentes longitudes (4, 6, 8 mm) con una carga de 1 N

Longitud	Metal noble	Titanio	Fibra de vidrio
	Perno	Perno	Perno
4 mm	270,496	344,68911	268,8
6 mm	386,5385	473,41161	275,6356
8 mm	521,277	538,61886	294,7210

Gráfica 6

Comparación de esfuerzos máximos cortantes (N/m^2) en postes colado y prefabricados a diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm)



DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos ha sido extensamente utilizado en la odontología, debido a que permite evaluar el comportamiento mecánico en el diente.

En este estudio se realizó un modelo numérico tridimensional de un incisivo central superior restaurado con poste en metal noble y postes prefabricados en titanio y fibra de vidrio con diferentes longitudes (4, 6 y 8 mm), con el fin de conocer la distribución de los esfuerzos sobre las diferentes estructuras de soporte del diente rehabilitado. El hecho de trabajar con un modelo tridimensional (3D) ofrece la posibilidad de tener un modelo más real y más válido¹³. Para presentar los resultados se utilizaron cortes sagitales con una orientación en los ejes YZ (en este modelo el eje Y corresponde al eje axial del diente), 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, poste en titanio, muñón de resina, cemento resinoso, dentina, encía, gutapercha y ligamento periodontal) excepto para el hueso cortical y esponjoso y 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. Se debe aclarar que el programa no puede determinar la carga específica a la que va a fracturar alguno de los elementos del sistema, ya que sería necesario suministrar el límite de fluencia (límite final elástico) de todos los elementos para poder dar el resultado específico del punto de fractura.

El análisis de elementos finitos aplicado en esta investigación mostró cambios en los esfuerzos inducidos en el diente. Existen diferencias significativas en la distribución de los esfuerzos en los dientes tratados endodóticamente y rehabilitados con postes prefabricados (titanio y fibra de vidrio) y colado (metal noble) al modificar las propiedades, la geometría y la longitud del poste.

Se encontró que los postes con módulo de elasticidad más altos presentan distribución de esfuerzos

menores en la dentina y que los postes con módulos de elasticidad muy bajos (fibrea de vidrio) presentan mayor distribución de esfuerzos en la dentina.

Este resultado no está de acuerdo con un estudio hecho por Zarone y colaboradores³⁵ en 2006, donde 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 dientes 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 colaboradores³⁶ en el 2002 a través de un análisis de elementos finitos en 2D analizaron el comportamiento mecánico de un poste de fibra de vidrio comparándolo con un poste de 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 es el que presenta una 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 más los esfuerzos hacia la dentina, la explicación que da Pegoretti no es válida. Los resultados de la investigación presente confirman que hay mayor distribución de esfuerzos en la dentina y menor distribución de esfuerzos en este tipo de poste, sin embargo queda el interrogante de la resistencia de un material más débil en el conducto y su incapacidad de resistir las deformaciones. 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, implica a que el esfuerzo sea distribuido en el mismo poste, el cual resiste más las deformaciones.

Estos resultados crean controversias, ya que no existe un verdadero conocimiento de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados para la fabricación de los postes.

En un estudio realizado por Naumman y colaboradores³⁷ en 2007, se investigó el impacto de un material rígido (poste de titanio) comparado con uno más “flexible” (poste de fibra de vidrio) y se encontró que al utilizar un poste con módulo de Young bajo, cercano o parecido al módulo de la dentina (como el del poste de fibra de vidrio) no es ventajoso y es debatible. Cuando un sistema con diferentes componentes es sometido a cargas, el componente rígido tiene la capacidad de resistir grandes esfuerzos sin distorsión.

Sorrentino y colaboradores³⁸ en 2006 realizaron un estudio con elementos finitos donde se evaluó la distribución de los esfuerzos en todo el sistema conformado por el poste, el muñón y la corona y el estudio advierte la importancia de la rigidez del material de la corona inclusive más que el 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 colaboradores³⁹) investigó la resistencia a la fractura de dientes anteriores tratados endodónticamente y restaurados con poste de fibra de vidrio y de zirconio, donde se tomó como grupo control los dientes restaurados 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 en los dientes restaurados con postes. Confirman también que el poste y muñón colados fueron más resistentes a las fuerzas de deflexión y que mostraban fallas a la carga altas, pero aclaran que estos resultados no son prueba para decir que no es conveniente el uso clínico de los postes de fibra de vidrio.

En el estudio presente se observó que existen diferencias en la distribución de los esfuerzos cuando la longitud del poste se modificó de 4 a 6 y 8 mm, los postes de una longitud corta presentaron mayores esfuerzos, lo cual está de acuerdo con otros autores que hablan del parámetro de longitud para los postes. Stockton⁵ en un artículo clásico que habla sobre ciertas guías para utilizar el mejor sistema de postes,

menciona varias pautas para la longitud adecuada de un poste debido a que así se puede ofrecer mayor rigidez, menor deflexión (doblamiento) y menciona que los postes de longitud corta son peligrosos y tienen alta tasa de fallas a la fractura.

Geng y colaboradores⁴⁰ en una revisión de la literatura sobre la aplicación de los elementos finitos en la implantología, también relaciona cómo parámetro el diámetro y la longitud que pueden influir en la distribución de los esfuerzos; aunque el estudio no aplica a los postes, concuerda con la tendencia de que las longitudes cortas pueden concentrar más esfuerzos que longitudes largas.

En el estudio realizado por Asmussen y colaboradores¹³ donde se analizaron los esfuerzos en dientes restaurados con poste, 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 la longitud bajo estos esfuerzos no marca mucha diferencia pero que en los esfuerzos cortantes o de cizalla sí marca diferencias, siendo que los valores aumentados de estos esfuerzos en la dentina se dan con disminución de la longitud. Eso está de acuerdo con este estudio, ya que se hace referencia que los esfuerzos máximos cortantes son mayores en el perno en la medida que la longitud se aumenta, por tanto habrá una mayor retención de este¹² y mayor dificultad para desalojarlo si está la mayor longitud posible dentro de la raíz.

IMPLICACIONES CLÍNICAS

Este estudio de elementos finitos sugiere que el módulo de elasticidad del material del poste y la longitud de este, influyen en la distribución de los esfuerzos tanto en el poste como en la dentina.

CONCLUSIONES

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

- La distribución de los esfuerzos tensiles, compresivos, cortantes y de von Misses en la dentina disminuye con el incremento del módulo de elasticidad del poste.
- La distribución de los esfuerzos tensiles, compresivos y de von Mises en la dentina disminuye con el incremento de la longitud.
- La distribución de los esfuerzos cortantes o de cizalla en el poste aumenta con el incremento de la longitud.
- Los esfuerzos principales máximos (tensiles) son observados en la cara palatina en la zona cervical y media del diente modelado.
- Los esfuerzos principales mínimos (compresivos) son observados hacia la cara vestibular del diente modelado en la zona cervical y media.
- Los esfuerzos máximos cortantes son observados hacia la cara vestibular, lingual y apical del poste con longitudes cortas, y se observan más en el poste al aumentar la longitud, excepto para el poste de fibra de vidrio que presentó esfuerzos más en la cara vestibular y lingual en todas las longitudes.

RECOMENDACIONES

Con esta investigación se sugiere que un poste de mayor módulo de elasticidad tiende a distribuir el esfuerzo más sobre el poste y menos sobre la dentina, contrario a un poste de menor módulo de elasticidad. Este estudio encuentra que el uso de un poste de mayor longitud tiene mejor comportamiento biomecánico y retención. Las conclusiones anteriores sirven para plantear investigaciones clínicas a largo plazo que respalden los resultados encontrados.

AGRADECIMIENTOS

A los estudiantes de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia, Carlos Mario Chica Arrieta y Alejandro Garzón por su colaboración en la modulación de las estructuras para este trabajo.

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 BIBLIOGRAFICAS

1. Naumann M, Kiessling S, Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: A nation wide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent* 2006; 96 (5): 332-338.
2. Schwartz R, Robbins J W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004; 30 (5): 289-301.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71 (6): 565-567.
4. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979; 42 (1): 39-44.
5. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent* 1999; 81 (4): 380-385.
6. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63 (5): 529-536.
7. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995; 73 (5): 439-444.
8. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent* 1999 ; 81 (5): 625-629.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27 (4): 275-278.
10. Smith Ch T, Schumann NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998; 29 (5): 305-312.
11. Hudis S, Goldstein Gary. Restorative of endodontically treated teeth: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986; 55 (1): 33-38.
12. Fernandes A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90 (6): 556-562.
13. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stress in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94 (4): 321-329.
14. Lewis R, Smith BGN. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1988; 165 (95): 95-97.

15. Johnson J, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978; 40 (6): 645-549.
16. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered post on the retention. *J Oral Rehabil* 2002; 29 (1): 28-34.
17. Vásquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. El método de elementos finitos y su aplicación en la investigación odontológica. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 1999; 11(1):44-9.
18. Peláez A, Mejía S. Conceptos básicos de modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos. Una herramienta útil para la docencia y la investigación. *CES Odontol* 2000; 13 (1): 51-55.
19. Fox K, Wood DJ, Youngson CC. A clinical report of 85 fractured metallic post-retained crowns. *Int Endod J* 2004; 37 (8): 561-573.
20. Moyer R, Bookstein F, Hunter WS. Analysis of the craneofacial skeleton: cefalometrics. En: *Handbook of orthodontics*. 4.a ed. Ann Arbor: Year book medical publishers; 1988. pp. 247-301.
21. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62 (9): 1002-1008.
22. Toparli M. Strees analysis in a post-restored tooth utilization the finite element method. *J Oral Rehab* 2003; 30: 470-476.
23. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (3): 421-427.
24. Dechow PC, Schwartz C. Elastic properties of the human mandibular corpus. En: *Biodynamics in orthodontic and orthopedic Treatment, Craniofacial Growth Series*. Ann Arbor: Center of human growth and development the University of Michigan. 1992. pp. 299-314.
25. Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 1993; 90 (3): 291-306.
26. Turner CH, Cowin SC, Rho J Y, Ashman RB, Rice J C. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J Biomech* 1990; 23 (6): 549-561.
27. Yaman SD, Alacam T, Yaman. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998; 24: 107-111.
28. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated post: A finite element approach. *J Biomech* 2006; 40 (11): 2386-2398.
29. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (2): 127-34.
30. Holmes DC, Díaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75 (2): 140-147.
31. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (3): 428-35.
32. Stankiewicz N R, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002; 35 (6): 575-581.
33. Morgano S. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75 (4): 375-380.
34. Tjan AH, Whang S B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53 (4): 496-500.
35. Zarone F et al. 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.
36. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Biancheti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.
37. Naumman M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium post. *Dent Mater* 2007; 23 (2): 138-144.
38. Sorrentino R et al. 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* 2006; 23 (8): 983-993.
39. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang WQ. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent* 2007; 97 (2): 93-98.
40. Geng PJ, 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.