
DISTRIBUCION DE LOS ESFUERZOS EN UN INCISIVO CENTRAL SUPERIOR RESTAURADO CON DIFERENTES POSTES¹

STRESS DISTRIBUTION OF AN UPPER CENTRAL INCISOR RESTORED WITH DIFFERENT POSTS¹

HUGO SÁNCHEZ BOLÍVAR,² EDWIN CHICA ARRIETA,³ FEDERICOLATORRE CORREA⁴

RESUMEN. Introducción: el método de elementos finitos fue usado para analizar la distribución de esfuerzos en dientes restaurados con postes. **Métodos:** el modelo del diente restaurado con poste está formado por dentina, ligamento, hueso cortical y trabeculado, corona metal-cerámica y gutapercha. El poste fue hecho de zirconia, aleación de metal base y metal noble. El poste fue cementado con cemento resinoso. Las variables incluidas en el modelado fueron módulo de elasticidad y razón de Poisson para todos los componentes del modelo. Se aplicó una carga de 200 N en la corona con una inclinación de 45° para calcular la distribución de los esfuerzos tanto tensiles, compresivos y de Von Mises. **Resultados:** se muestra el esfuerzo Von Mises en la dentina: aleación de metal noble 105,1899 N/mm², aleación de metal base 69,86746 N/mm² y zirconia 69,06321 N/mm². El esfuerzo Von Mises en el perno: aleación de metal noble 210,3797 N/mm², aleación de metal base 349,3373 N/mm² y zirconia 345,3161 N/mm². **Conclusiones:** con las limitantes de este estudio, se encontró que el incremento en el módulo de elasticidad de los postes causa disminución de los esfuerzos en la dentina.

Palabras clave: técnica de perno-muñón, análisis elementos finitos, aleaciones de cerámica y metal, endodoncia.

Sánchez H, Chica E, Latorre F. Distribución de los esfuerzos en un incisivo central superior restaurado con diferentes postes. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2007; 19 (1): 49-59.

ABSTRACT. Introduction: the finite element method was used to analyze the stresses in teeth restored with posts. The variables studied were material and modulus of elasticity of dowel. **Methods:** the model of the post-restored tooth involved dentin, ligament, cortical and trabecular bone, gingiva, metal-ceramic crown, and gutta-percha. The dowels were made of zirconium, base metal and noble metal casting alloys. The dowel was cemented with resin luting agents. The variable included was modulus of elasticity and Poisson's ratio. A load of 200 N was applied to the crown an angle of 45 degrees in order to calculate the stress distribution and tensile shear also von mises stresses. **Results:** showed von Mises stress in dentin: Noble metal alloys 105.1899 N/mm², base metal alloys 69.86746 N/(mm²) and zirconia 69.06321 N/mm². Von Mises stress in dowel: Noble metal alloys 210.3797 N/mm², base metal alloys 349.3373 N/mm² and zirconia 345.3161 N/mm². **Conclusions:** within the limitations of the study, it was found that increasing the elastic modulus of the post l was found to cause decreased dentin stress.

Key words: post and core technique, finite element analysis, metal ceramic alloys, endodontics.

Sánchez H, Chica E, Latorre F. Stress distribution of an upper central incisor restored with different post. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2007; 19 (1): 49-59.

-
- 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 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, 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: MARZO 6/2007 - ACEPTADO: AGOSTO 28/2007

INTRODUCCIÓN

La profesión odontológica frecuentemente se ve enfrentada al problema de rehabilitar los dientes tratados endodónticamente y debilitados estructuralmente en su porción coronal y radicular. Para darle solución a este problema se han utilizado durante las últimas décadas los elementos de retención intrarradiculares (postes) colados en metal noble o en metal base, para que proporcionen retención y resistencia 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 intrarradiculares no refuerzan los dientes tratados endodónticamente y Stockton³ afirmó 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 ofrezcan longevidad y resistencia estructural.

Sorensen y colaboradores,⁴ en 1990, hicieron un estudio en dientes tratados endodónticamente en el que evaluaron la resistencia a la fractura y encontraron que los postes colados eran una de las mejores maneras para reemplazar la estructura perdida y proporcionar soporte y retención a la restauración protésica definitiva.

Los retenedores intrarradiculares colados se han fabricado tradicionalmente con aleaciones de metal noble o metal base,⁵ pero también existen elementos como la zirconia o los elementos prefabricados que ofrecen alternativa en el manejo estético.

En los últimos años se ha promocionado la utilización de nuevos sistemas y materiales con la idea de mejor comportamiento biomecánico, menor costo, menor tiempo de trabajo en el consultorio y para favorecer las propiedades físicas semejantes a la dentina, lo que podría proporcionar la distribución de los esfuerzos semejante a la de un diente sano, favoreciendo la adecuada estética de la restauración definitiva. Los sistemas prefabricados han tenido buena acogida en la profesión, debido a que pueden proporcionar resultados satisfactorios con menor costo y menos tiempo de trabajo clínico.³

Por su parte, Smith y Schuman⁶ concluyeron que existe gran variedad de sistemas de elementos intrarradiculares 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 y longevidad de los postes, estos factores están relacionados con la longitud del poste, el diámetro, el diseño, los medios cementantes, el método de cementación, la forma del canal radicular, la preparación del espacio del canal radicular y de la porción coronal remanente, la localización del diente en el arco dental, el número de dientes adyacentes, los contactos oclusales, el tipo de restauración y el uso del concepto de férula, la cantidad de tejido dentario remanente y el material del elemento intrarradicular.⁷⁻¹⁰

Por la extensión de la pérdida del tejido remanente, la decisión del material del elemento intrarradicular ha sido controvertido, respecto a si se utiliza un módulo de elasticidad alto o bajo. El módulo de elasticidad mide la rigidez de este y la resistencia a la deformación. Cuando se utiliza un módulo bajo o similar al de la dentina, se ha sugerido que hay una distribución más homogénea de los esfuerzos y se protegería la dentina remanente por esta razón.

Sin embargo, este punto es controvertido por presentar resistencia menor, hay más riesgo de desplazamiento de este elemento intrarradicular, de filtración y de pérdida de la restauración finalmente.^{10, 11}

Cuando se utiliza un módulo más alto hay más resistencia a la deformación, hay mayor probabilidad de que se mantenga la restauración y en los casos de los colados, hay mejor adaptación en cada conducto, sin embargo la literatura reporta mayor diferencia entre el módulo de la dentina y el del poste, lo que representa un riesgo alto de fractura.

La controversia actual se concentra si se utiliza un módulo de elasticidad bajo generando riesgo de falla

en la restauración y en el caso de un módulo alto, la falla se presentará en el tejido dentario.^{10, 11, 12}

La decisión final de qué elemento usar en los dientes con necesidad de reconstruir un muñón presenta muchas variables, donde ningún elemento logra ser universal, por tanto entender su comportamiento biomecánico se vuelve muy importante para el odontólogo restaurador.¹³

La evaluación del comportamiento biomecánico de estos elementos intrarradiculares, 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 radiculares 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.¹⁴

Entre 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.^{15, 18}

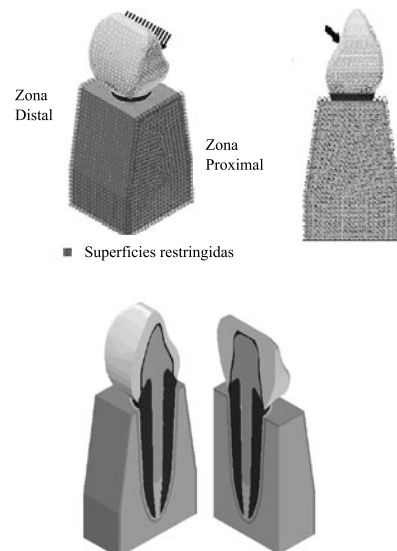
El propósito de este estudio fue evaluar la distribución de los esfuerzos de tres postes que difieren en sus propiedades físicas en dientes tratados en-

dodónticamente y restaurados con coronas metal cerámicas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se ha modelado en el *software* CAD Solid Edge V17 el incisivo central superior incluido su estructura de soporte (hueso alveolar), obteniendo un modelo compuesto por 9 partes (raíz, corona, postes, ligamento periodontal, hueso esponjoso, hueso cortical, cofia metálica, cemento resinoso y gutapercha). Se seleccionó el incisivo central superior por la forma cónica de la raíz, por ser un diente unirradicular, por ser un diente que presenta un promedio de restauración alto y además su forma simple facilita el diseño en el computador, ya que presenta un canal pulpar relativamente cilíndrico con pocas alteraciones y variaciones en su forma.¹⁶ 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 Franckfort (porion-orbita) y el plano mandibular respectivamente¹⁹ (figura 1).

Figura 1
Modelo del incisivo central superior



A partir del modelo de la figura 1 fueron definidos 3 modelos (modelo poste colado de metal base, modelo poste colado de metal noble, modelo poste colado de zirconio), los cuales 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 malla con un modelo con 38.587 nodos y 11.025 elementos.

La carga aplicada a los modelos fue una arbitraria de 200 N uniformemente distribuida a lo largo de la superficie lingual, simulando las cargas generadas durante algunos de los movimientos masticatorios.

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen el modelo numérico fueron obtenidas de una búsqueda bibliográfica. De esta forma el modelo contó con propiedades isotrópicas para: la porcelana, poste, gutapercha, dentina, resina, cofia metálica y ligamento periodontal; y propiedades ortotrópicas para el hueso cortical y esponjoso (véase cuadro 1).

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 al modelar el elemento de retención intrarradicular (que puede ser colado o inyectado).²⁹⁻³¹

La raíz se diseñó de forma cónica para facilitar la modulación con un 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 diseño del conducto radicular se tuvo en cuenta que la amplitud del canal pulpar no fuera a superar 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.^{32, 33}

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, 34}

Para el resto del conducto radicular y su porción coronal se diseñó un elemento intrarradicular con los diferentes tipos de materiales. El espigo del elemento de retención intrarradicular 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 m.

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

N.º de Referencia	Material	E (MPa) módulo de elasticidad			V Coeficiente de Poisson		
		X	Y	Z	XY	YZ	XZ
20,21	Hueso cortical	10.300	14.200	27.000	0,295	0,10	0,115
22	Hueso esponjoso	315,650	390,380	942.630	0,295	0,10	0,115
23	Dentina	18.600	18.600	18.600	0,310	0,31	0,310
23	Cerámica	69.000	69.000	69.000	0,280	0,28	0,280
24, 25	Cemento resinoso	8.000	8.000	8.000	0,300	0,30	0,300
23	Metal noble	77.000	77.000	77.000	0,330	0,33	0,330
26	Metal base	200.000	200.000	200.000	0,300	0,30	0,300
27	Zirconia	200.000	200.000	200.000	0,330	0,33	0,330
23	Gutapercha	0,690	0,690	0,690	0,450	0,45	0,450
23	Ligamento periodontal	68,900	68,900	68,900	0,450	0,45	0,450
28	Cofia metálica	96.000	96.000	966.000	0,350	0,35	0,350

La configuración del muñón o núcleo guardó las proporciones de la preparación para una corona completa metal-cerámica de un incisivo central superior izquierdo. Se necesita una 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 es entre 1,5 mm y 1,8 mm, excepto en la porción incisal que fue de 2,0 mm. La estructura metálica es de 0,3 mm en la porción más delgada.

El ligamento periodontal se diseñó 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 está ubicado a 1,5 mm de la unión cementoamélica.

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 (diferentes características en los ejes x, y, z). La altura ósea es de 18 mm desde la cresta alveolar hasta la porción basal maxilar. El

hueso cortical es 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 tiene una longitud total de 25,0 mm, la corona mide 9,5 x 8 mm y la raíz 15,5 x 5 mm.

RESULTADOS

Para el análisis comparativo de la distribución de los esfuerzos sobre los modelos bajo la carga se utilizó como parámetro el esfuerzo principal máximo y el esfuerzo principal mínimo.¹⁷

Cuando el incisivo tratado endodónticamente, con poste intrarradicular, sometido a cargas masticatorias simuladas de 200 N con una inclinación de 45° sobre la cara lingual de la corona protésica, se observan los siguientes resultados, que se presentan en un cuadro comparativo con los esfuerzos máximos, mínimos y Von Mises N/mm² para un incisivo central superior rehabilitado con poste, para los tres tipos de materiales (metal noble, metal base y zirconia) (véase cuadro 2) y los cuadros específicos de cada poste evaluado (véanse cuadros 3, 4, 5).

Cuadro 2
Comparación de esfuerzos máximos, mínimos y Von Mises N/mm² para un incisivo central superior rehabilitado con poste

Carga	Tipo de material utilizado	Esfuerzo máximo principal N/mm ²		Esfuerzo mínimo principal N/mm ²		Esfuerzo Von Mises N/mm ²	
		Poste	Dentina	Poste	Dentina	Poste	Dentina
200 N	Metal noble	169,3097	74,16500	- 260,0874	- 73,75123	210,3797	70,12657
	Metal base	305,4899	98,23607	- 476,0911	- 87,11487	349,3373	69,86746
	Zirconia	329,4499	96,89829	- 492,7906	- 78,45582	345,3161	69,06321

Cuadro 3
Modelo poste metal noble

Tipo de esfuerzo	Raíz	Perno	Máximo sobre el modelo
Von Mises	105,18990	210,3797	201,5968
Esfuerzo máximo principal	74,16500	169,3097	169,3097
Esfuerzo mínimo principal	-73,75123	-260,0874	-260,0874

Cuadro 4
Modelo poste metal base

Tipo de esfuerzo	Raíz	Perno	Máximo sobre el modelo
Von Mises	69,86746	349,3374	349,3374
Esfuerzo máximo principal	98,23607	305,4899	305,4899
Esfuerzo mínimo principal	-87,11487	-476,0911	-476,0911

Cuadro 5
Modelo poste zirconio

Tipo de esfuerzo	Raíz	Perno	Máximo sobre el modelo
Von Mises	69,06321	345,3161	345,3161
Esfuerzo máximo principal	96,89829	320,4499	320,4499
Esfuerzo mínimo principal	-78,45582	-492,7906	-492,7906

Figura 2
Comparación de esfuerzo Von Mises en el poste

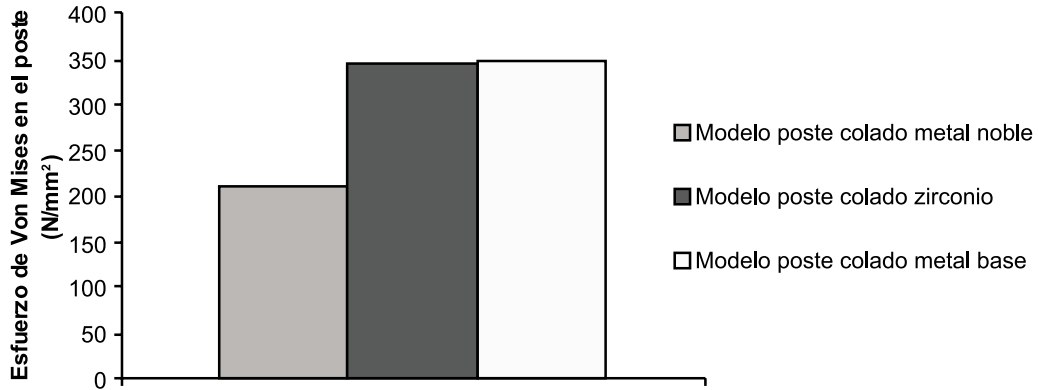
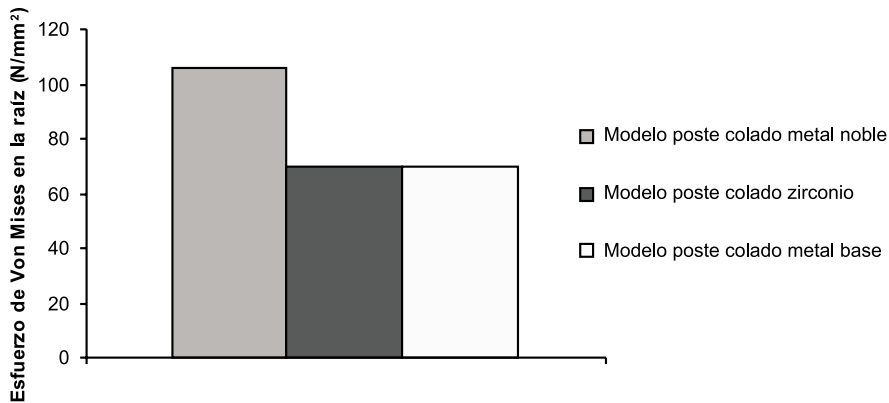


Figura 3
Comparación de esfuerzos Von Mises en la dentina



Se observa una tendencia respecto al módulo de elasticidad, cuando este es mayor, el esfuerzo se concentra sobre el poste y es menor en la dentina, donde el comportamiento de los postes colados en metal base y en zirconia son muy similares, debido

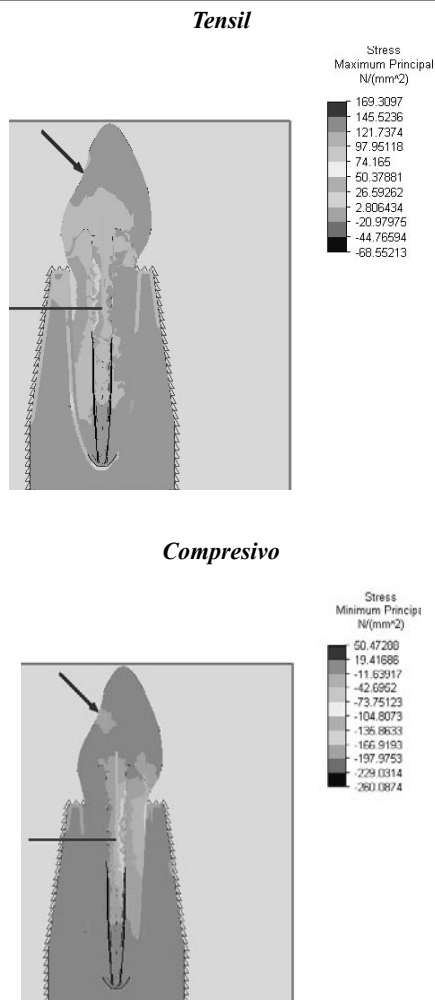
a que presentan un módulo de elasticidad y una razón de poisson semejantes.

Los esfuerzos compresivos se presentaron en la cara vestibular del central y los esfuerzos tensiles en la cara palatina de este central (véase figura 4).

Los esfuerzos se concentran en general en el tercio cervical y tercio medio, del poste y de la raíz.

Los esfuerzos en los postes de metal noble presentan diferencia entre la raíz y la dentina más estrecha que los otros dos tipos de postes, mostrando distribución más homogénea sobre todo el modelo.

Figura 4
Distribución de esfuerzos tensiles y compresivos en cara vestibular y palatina de incisivo



DISCUSIÓN

Se realizó un modelo numérico tridimensional de un incisivo central superior restaurado con postes en metal base, metal noble y zirconia con el objetivo de conocer la distribución de esfuerzo sobre las

diferentes estructuras de soportes del diente rehabilitado. Se trabajó con un modelo tridimensional (3D) proporcionando la posibilidad de tener un modelo más real. 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, metales, cemento resinoso, dentina, gutapercha y ligamento periodontal) excepto el hueso cortical y esponjoso que son considerados como ortotrópicos

El método de elementos finitos ha sido usado para tratar de comprender cómo es la distribución de los esfuerzos en los dientes tratados endodónticamente y restaurados con postes y prótesis parcial fija, siendo una herramienta que ofrece análisis adicionales a los que pueden ofrecer los estudios in vitro e in vivo.³⁵ En el análisis de MEF se trabajó con una carga arbitraria de 200 N simulando condiciones clínicas. Los resultados del análisis en MEF son expresados como distribución de esfuerzos. Estos esfuerzos pueden ser tensiles, compresivos, de corte o una combinación conocida como esfuerzo de Von Mises. Von Mises es un criterio de falla de los materiales que indica por dónde se está presentando una mayor concentración de los esfuerzos.^{15,35} Con los datos que se suministraron al programa de simulación Algor (módulo de Young y razón de Poisson) no se puede determinar con qué carga específica va a fracturar alguno de los elementos del sistema, ya que se necesita el límite de fluencia de todos los elementos para poder dar un resultado del punto específico de fractura; razón por la cual no se justifica tener un dato exacto acerca de la fuerza de mordida.

Se ha investigado a través de estudios in vitro cuál es la carga de fractura para los dientes tratados endodónticamente y rehabilitados con poste pero no se ha podido estandarizar un método que permita comparar los diferentes resultados obtenidos ya que utilizan modelos diferentes (con aplicación de cargas en diferentes grados, modelos con corona y sin ella, materiales diferentes y dientes diferentes entre otras variaciones).³⁶⁻³⁸

Cuando se trabaja con elementos finitos con una carga constante se está analizando la distribución de los esfuerzos, donde el valor de la carga aplicada no es relevante,¹⁷ ya que el programa indica un criterio de falla (Von Mises) que muestra zonas donde hay mayor concentración de los esfuerzos.

Esta distribución de esfuerzos ayuda a comprender cómo es el comportamiento biomecánico de un diente restaurado cuando está en función, lo que permite analizar resultados que ayuden en las decisiones clínicas.

Alterando solo una variable del modelo (el material de elaboración de los postes), se pueden comparar los diferentes mapas de distribución de esfuerzos para cada uno de los postes (metal noble, metal base y zirconia). En los tres modelos 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 coronal de la cara bucal y la zona tensil en el poste y en la dentina en el tercio medio y coronal de la cara lingual.

Estos resultados son coherentes con otros estudios anteriores de análisis de MEF respecto a los esfuerzos compresivos y tensil y en las zonas de la superficie radicular que fueron encontrados.^{26, 39-41} Otro estudio que también confirman estos hallazgos es el realizado por Holmes²⁸ 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.

Se encontró mayor concentración de los esfuerzos en el poste cuando tiene un módulo de elasticidad mayor, dándole menor responsabilidad a la dentina, que tiene valores de esfuerzos menores, estos resultados están de acuerdo con lo encontrado por Asmussen⁴² quien encontró que los esfuerzos en la dentina se disminuyeron por utilizar postes cementados con resina, por incrementar el módulo de elasticidad, el diámetro y la longitud del poste.

Este resultado es coherente con estudios de Ko²⁶ en 1992, quien comparó con modelos bidimensionales

el esfuerzo de un diente natural y uno restaurado con poste, se observó disminución significativa en el esfuerzo sobre la dentina. Hallazgos similares fueron encontrados por Ho³⁹ en 1994 al comparar modelos tridimensionales de un diente natural con dientes restaurados con poste.

En el estudio de Asmussen⁴² 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. Pegoretti⁴⁰ concluyó en un estudio que el poste de fibra de vidrio resultó en un esfuerzo menor en la raíz comparándolo con uno de carbono y una de aleación de oro. Teoría que presentan otros estudios^{41, 43} de postes prefabricados; cuando se analizan estos estudios se observa que la disminución del esfuerzo es en la interfase poste-dentina, por tener un módulo de elasticidad bajo, pero se aumenta el esfuerzo en la dentina periférica, especialmente en el área cervical.

El esfuerzo mayor en el poste colado disminuye el esfuerzo de la dentina, lo que sugiere un interrogante sobre cuál será el mejor comportamiento, un elemento con módulo de elasticidad bajo (no evaluado en este estudio) o uno con un módulo de elasticidad alto.

En la literatura actual^{6, 44, 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 de elección. Por una parte están los colados que pueden ser muy versátiles puesto que pueden copiar la anatomía del conducto radicular, además presentan un módulo de elasticidad alto presentando mayor resistencia a la fractura. Según Martínez-Insua⁴⁶ los dientes preparados con postes colados presentan fracturas radiculares, pero con fuerzas que rara vez se presentan en boca, en cambio postes de fibra de carbono, presentan fracturas de estos postes con fuerzas que suceden normalmente en la boca. La literatura reporta esta posibilidad, argumentando una ventaja adicional de estos postes prefabricados por la posibilidad de corregir la fractura, pero queda el interrogante si será predecible la nueva restauración y cuanto se puede disminuir la estructura dentaria al retirar un elemento fracturado.

Pierrisnad encuentra una tendencia favorable del módulo de elasticidad, como una forma de disminuir el esfuerzo en la dentina.¹³ En el artículo de Li-li, donde se evaluó la rigidez del cemento para cementar los postes, se encuentra que un cemento más rígido, disminuye el esfuerzo sobre la dentina y sería favorable para la raíz, pero no se tiene en cuenta el material del poste.⁴⁷ Estos estudios corroboran los resultados encontrados por este grupo de investigación, respecto a la controversia sobre qué módulo de elasticidad será más favorable.

En este estudio se tuvo en cuenta solo una variable (el material del poste), pero hay que considerar otras como son: el tipo de cementación, la forma del conducto radicular, propiedades de los materiales, longitud y diámetro del poste, la estructura dental remanente, el material de la corona, la existencia de férula, el tipo de oclusión, la clase de diente por restaurar y el límite de fluencia de los diferentes materiales.

Implicaciones clínicas

Se debe considerar el módulo de elasticidad como una variable que incide en el comportamiento de los esfuerzos de los elementos intrarradiculares, en un diente restaurado pero la decisión final dependerá de la compresión de todo el sistema y del manejo de todas las posibles variables existentes.

CONCLUSIONES

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

- La distribución de los 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 del poste en el tercio medio y tercio cervical y los esfuerzos compresivos en la cara bucal de la raíz y del poste en el tercio medio y tercio cervical, en condiciones parecidas a las del estudio.

AGRADECIMIENTOS

Al estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia, Carlos Mario Chica Arrieta, 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 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 E, Nicholls J. In vitro comparison of infact 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 M. 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, Shuman 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.
7. Fernández AS, 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 G. Restorative of endodontically treated teeth: a review of the literature. J Prosthet Dent 1986; 55 (1): 33-38.
10. Stricker E, Gohring T. Influence of different post and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode

- of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J of Dent* 2006; 34 (5): 326-335.
11. Becerra Gerardo, Valencia Guillermo. Relaciones endodóntico-protésicas, postes y muñones. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 1998; 10 (1): 29-35.
 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. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium post. *Den Mater* 2007; 23 (2):138-144.
 14. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Coronaradicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88 (4): 442-8.
 15. Peláez A, Mejía S. Conceptos básicos de modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos. *CES Odontol* 2000; 13 (1): 51-59.
 16. Fox K, Wood DJ, Youngson CC. A clinical report of 85 fractured metallic post-retained crowns. *Int Endod J* 2004; 37 (8): 561-573.
 17. Buameister M, Avallone T, Eugene A. Propiedades de los materiales. En: manual del ingeniero mecánico. 2.^a ed McGraw-Hill; 1978. P. 54-85.
 18. 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.
 19. Moyer R. Analysis of the craneofacial skeleton: cefalometrics. En: *Handbook of orthodontics*. 4.^a ed Year book medical publishers inc; 1988. P. 247-301.
 20. Dechow PC, 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.
 21. 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.
 22. Turner CH, Cowin SC, Rho Young Jae, Ashman RB, Rice Janet C. The fabric dependence of the orthotropic elastic constantans of cancellous bone. *J Biomechanic* 1990; 23 (6): 549- 561.
 23. 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.
 24. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (2): 127-34.
 25. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Den Mater* 2002; 18 (4): 295-303.
 26. Ko CC, Chu C.S, Chung K.H, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (3):421-427.
 27. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconium. *J Biomed Mater Res* 1989; 23 (1):45-61.
 28. Holmes DC, Díaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75 (2):140-147.
 29. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (3): 428-435.
 30. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth, *J Prosthet Dent* 1990; 63 (5): 529-536.
 31. Stankiewics N. R. Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002; 35 (6): 575-581.
 32. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75 (4): 375-380.
 33. Tjan.H. Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53 (4): 496-500.
 34. Fernández B, Bessone L. Evaluación de la resistencia a la fractura de dientes reconstruidos con diferentes sistemas de perno-muñón. *Rev Int Protes Estomatol* 2003; 5(4): 304-309.
 35. Vásquez M., Calao E. 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.
 36. 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.
 37. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (4):431-437.
 38. 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.
 39. 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.
 40. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchtti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23 (13): 2667-2682.
 41. Pest B, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post restored tooth using the three-di-

- mensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006; 33 (9): 690-697.
42. 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.
43. Albuquerque R de C, Abreu P L T. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30 (9): 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. Stern N, Hirshfeld Z Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 30 (2): 162-16.
46. Martínez-Insua 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.
47. Li-li Li, Zhong-yi, Wang, Zhong-cheng et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy post. *Chin Med J* 2006; 119 (4): 305-311.