
EVALUACIÓN NO LINEAL DE DOS POSTES DIFERENTES¹

NONLINEAR EVALUATION OF TWO DIFFERENT POSTS¹

PATRICIA LOPERA BUILES², FEDERICO LATORRE CORREA³,
JUNES ABDUL VILLARRAGA OSSA⁴

RESUMEN. Introducción: los dientes tratados endodóncicamente que van a ser rehabilitados con coronas y que han perdido parte de su estructura dental, necesitan de un poste prefabricado o colado para que ayude a la retención de la restauración final y así el diente pueda recuperar la funcionalidad y la estética. La literatura reporta cuándo utilizar un poste colado o prefabricado, pero no es contundente cuál distribuye mejor los esfuerzos, cuál material o forma de poste es mejor y si el módulo de elasticidad tiene o no relación con la distribución de las cargas a lo largo del eje axial del diente. **Métodos:** se hicieron dos modelos en SolidWorks de un incisivo central superior con todas sus estructuras de soporte, uno con un poste colado y otro con un poste prefabricado, además de una corona completamente cerámica. Mediante un análisis de elementos finitos se cargaron dichos dientes a 200, 400, 600 y 800 N para llevarlos hasta la plasticidad. **Resultados:** a 200 y 400 N ambos postes mostraron diferente distribución de esfuerzos sin afectar la restauración o la raíz dental. **Conclusiones:** a cargas masticatorias normales, ambos postes son predecibles para rehabilitar un diente que necesita de la incorporación de un poste.

Palabras clave: poste colado, poste prefabricado, distribución de los esfuerzos, método de elementos finitos.

Lopera P, Latorre F, Villaraga JA. Evaluación no lineal de dos postes diferentes. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2012; 23(2): 240-255.

ABSTRACT. Introduction: endodontically treated teeth that will be restored with crowns and which have lost part of their dental structure need a cast post or a prefabricated post to improve final restoration retention and therefore to be able to regain their functionality and aesthetics. The literature suggests when to use a cast or prefabricated post, but it is not conclusive in terms of which one has a better stress distribution, which post material or shape is better, or whether their modulus of elasticity is related to load distribution along the tooth's axis. **Methods:** by using Solid Works, two models of a maxillary central incisor with all its supporting structures were made, one with a cast post and another one with a prefabricated post plus an all-ceramic crown. By means of finite element analysis both teeth were subjected to loads of 200, 400, 600 and 800 N up to reaching their plasticity. **Results:** at 200 and 400 N, both posts showed different stress distribution patterns without altering the restoration or the tooth's root. **Conclusions:** at normal masticatory loads, both posts are likely to restore a tooth that needs addition of a post.

Key words: cast post, prefabricated post, stress distribution, finite elements method.

Lopera P, Latorre F, Villaraga JA. Nonlinear evaluation of two different posts. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2012; 23(2): 240-255.

1 Artículo derivado de una investigación hecha por el Grupo de investigación Biomateriales en Odontología, Facultad de Odontología y el Grupo de Diseño Mecánico, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia.

2 Odontóloga, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.

3 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, profesor asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: flatorre@une.net.co

4 Ingeniero mecánico, Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín, magister en Ingeniería Mecánica, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela. Profesor asociado, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: junes@udea.edu.co

1 Article derived from a research project conducted by the Research Group Biomaterials in Dentistry, School of Dentistry, and the Mechanical Design Group, School of Mechanical Engineering, Universidad de Antioquia.

2 Dentist, Specialist in Adult Comprehensive Dentistry with Emphasis in Prosthodontics, School of Dentistry, Universidad de Antioquia.

3 Dentist, Specialist in Adult Comprehensive Dentistry with Emphasis in Prosthodontics, Associate Professor, School of Dentistry, Universidad de Antioquia. Email address: flatorre@une.net.co.

4 Mechanical Engineer, Universidad Nacional de Colombia at Medellín, Msc Mechanical Engineering, Universidad Simón Bolívar, Caracas-Venezuela. Associate Professor, School of Mechanical Engineering, Universidad de Antioquia. Email address: junes@udea.edu.co.

INTRODUCCIÓN

La odontología restauradora se ve enfrentada a diario al problema de rehabilitar los dientes tratados endodóncicamente y debilitados estructuralmente en su porción coronal y radicular. Un problema en discusión ha sido el pronóstico de estos dientes que requieren elementos intrarradiculares cuando no hay posibilidades de hacer odontología adhesiva, debido a la pérdida de estructura significativa y lograr proveer retención a la restauración,¹ influenciado por una variedad de parámetros: 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.^{1,2}

Algunos estudios informan que los postes no refuerzan estructuralmente la raíz dental ni previenen futuras fracturas, ya que esto depende en mayor porcentaje del remanente dentinario y la resistencia del diente depende del correcto manejo que se haga de los diversos procedimientos posendodóncicos.^{3,4}

La literatura reporta cuándo debe utilizarse un poste colado, el cual es recomendado generalmente cuando hay pérdida de más del 50% de la estructura dentaria y se necesitaría un mínimo de remanente dentinal de 2 mm para poder lograr el efecto de férula y contrarrestar los esfuerzos laterales, que generarían inestabilidad del poste. Igualmente reporta que en estructuras dentinales mayores al 50% y con un mínimo de remanente de 2 mm se podrían indicar también los postes prefabricados.^{5,6}

Aunque existe claridad sobre el papel, no hay estudios concluyentes acerca de cuál de los dos tipos de postes distribuye mejor las fuerzas masticatorias a través de la raíz para que la estructura dentaria reciba los esfuerzos masticatorios de manera adecuada, sin afectar la estructura dental o poner en riesgo la futura restauración.^{7,8}

Estos estudios no clarifican cuál sería el mejor material, forma y propiedades mecánicas de los diferentes postes^{9,10} y existe controversia entre los reportes, ya que unos presentan evidencia a favor de un poste rígido y otros sugieren que estos mismos serían catastróficos para la estructura dentaria.¹¹

INTRODUCTION

Restorative dentistry is daily challenged by the problem of restoring endodontically treated teeth whose coronal and radicular areas are also structurally weakened. An issue under discussion has been the prognosis of these teeth, which require intraradicular elements when adhesive dentistry is not possible, due to significant structure loss and thus achieve restoration retention,¹ depending on several factors: the number of adjacent teeth, occlusal contacts, location of the tooth in the dental arch, apical state of the root, radicular collagen degradation, intermolecular relations at the radicular dentin, the amount of hard tissue lost, thickness of residual coronal dentin wall, the type of final restoration, presence of at least 1,5 to 2 mm of residual dentin so that it produces a ferrule effect, the type of post, and the material used for the core.^{1,2}

Some studies suggest that posts do not strengthen root structure nor they prevent future fractures, as this greatly depends on dental remainders, and the tooth's strength rests on proper application of the diverse post-endodontic procedures.^{3,4}

The literature specifies when to use a cast post, which is usually recommended when more than 50% of dental structure has been lost and a minimum of 2 mm residual dentin is needed in order to achieve ferrule effect and to thwart lateral stresses, which otherwise would produce instability of the post. Similarly, it states that dentin structures larger than 50% with a minimum remainder of 2 mm could also be treated with prefabricated posts.^{5,6}

Although there is theoretical clarity, there are no conclusive studies on which of the two types of posts better distributes masticatory forces along the root so that the dental structure receives masticatory stresses in an adequate manner, without altering dental structure or threatening the future restoration.^{7,8}

The studies do not explain which would be the best material, shape or mechanical properties of the posts,^{9,10} and there exists some disagreement, among the diverse reports, as some of them show evidence that favor rigid posts while others suggest that they would be disastrous to dental structure.¹¹

Estudios *in vitro* en análisis de elementos finitos se han hecho en 2D y 3D, pero no han logrado dar una explicación clara, debido a algunas limitaciones computacionales y a que se han hecho lineales, lo que no muestra la realidad completa del sistema y ante cargas solamente estáticas¹² y los estudios clínicos no logran demostrar ni explicar la superioridad de un sistema sobre otro, debido a las variables biológicas inherentes a las diferencias en las personas y a no poder evaluar cómo se distribuyen los esfuerzos^{13, 14} y los estudios *in vitro* sometidos a cargas con máquinas Instron, muestran dientes sometidos a cargas que no se dan normalmente en la cavidad oral y presentan una realidad diferente, ya que generalmente el diente no está restaurado completo.^{15, 16}

A pesar de la controversia, se encuentra un consenso de la importancia de conservar el máximo de estructura dentaria para disminuir los riesgos de fractura de los dientes.^{17, 18}

El método de elementos finitos (MEF) envuelve una serie de procedimientos computacionales y es muy utilizado en odontología porque permite encontrar soluciones simples a problemas complejos, dividiendo una estructura en un número limitado o finito de elementos los cuales son conectados entre sí por nodos, que se comportan individualmente ante determinadas cargas. Por lo tanto el método no toma la estructura como una sola unidad sino como una estructura con múltiples partes donde se pueden identificar desplazamientos, deformaciones, esfuerzos y valores de resistencia a la fractura de la estructura. El método es útil para determinar propiedades biomecánicas en tejidos humanos que difícilmente serían mensurables *in vivo*.¹⁹

Entre los elementos finitos hay modelos estáticos lineales donde se cumple una relación directa entre un esfuerzo y una deformación y unos no lineales que tienen en cuenta la no linealidad del material, grandes desplazamientos del modelo o condiciones de contacto deslizantes. Por ejemplo, en el ligamento periodontal, los estudios no lineales son más veraces en cuanto al comportamiento de este ya que un estudio lineal mostraría una deformación exagerada ante grandes cargas.^{20, 21}

In vitro studies using finite element analysis have been conducted in 2D and 3D, but they haven't been able to provide a clear explanation due to computational limitations and because they have been linear studies (therefore not showing the whole reality of the system) using only static loads.¹² Similarly, clinical studies fail to demonstrate or explain superiority of one system over the other due to intrinsic biological variables which differ from one person to another, and because they haven't been able to assess how stresses are distributed;^{13, 14} and *in vitro* studies applying loads with Instron devices usually analyze teeth subjected to loads that do not usually happen in the oral cavity and therefore portraying a different reality, as usually the tooth is not completely restored.^{15, 16}

In spite of this controversy, the studies agree on the importance of preserving as much dental structure as possible in order to reduce the risks of tooth fracture.^{17, 18}

The finite element method (FEM) involves a series of computational procedures, and it is vastly used in dentistry because it allows finding simple solutions to complex problems, by dividing a structure in a limited or finite number of elements, which are interconnected by means of nodes that behave individually under certain loads. Therefore, this method does not regard the structure as a whole but as an assembly with multiple parts that allow identifying displacements, deformations, stresses and values of fracture resistance. This method is useful to determine the biomechanical properties of human tissues that otherwise would be very difficult to measure *in vivo*.¹⁹

Among the finite elements there are static linear models, in which a direct stress/deformation relation occurs, and non-linear models that take into account the material's non-linearity, as well as the model's big displacements, or sliding contact conditions. For example, in the case of periodontal ligament behavior, non-linear studies are more accurate, since linear studies would show an exaggerated deformation under big loads.^{20, 21}

Por todo lo anterior el análisis no lineal ha llegado a ser cada vez más una poderosa herramienta de aproximación para el cálculo de esfuerzos en modelos que involucren alguna no linealidad; estos estudios demandan más tiempo computacional y costos, por lo que son más escasos, pero dan mayor certeza del comportamiento completo del modelo.²¹

El propósito de esta investigación fue evaluar el comportamiento no lineal de dos postes a diferentes cargas a través de la simulación mediante el análisis de elementos finitos, para determinar si realmente hay una ventaja de uno de los sistemas de restauración sobre el otro.

MÉTODOS

Se hicieron dos modelos en SolidWorks (Dassault systèmes, Suresnes, Francia), que representaran la estructura dentaria de un incisivo central superior con sus tejidos de soporte, uno con un poste prefabricado en fibra de vidrio, Parapost (Coltene, Whaledent International, Altstatten, Switzerland) y otro con un poste colado en metal base (4all, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) y una corona completamente cerámica (emax press, emax ceram Ivoclar Vivadent) (figura 1).

Se hizo un modelo no lineal.²¹ En los materiales de los postes se utilizaron elementos tetraédricos de orden superior (diez nodos por elemento) con el fin de obtener mejor aproximación de la geometría de las partes (figura 2).

This is why non-linear analysis has become a powerful tool for calculating stresses in models that involve some linearity. These studies require more computation time and higher costs, and therefore are less common, but they are more accurate at explaining the whole model's behavior.²¹

The purpose of this study was to assess the non-linear behavior of two posts subjected to different loads by means of simulation using finite element analysis, in order to verify whether one of the restoration systems is more advantageous than the other.

METHODS

Two models were designed in SolidWorks (Dassault systèmes, Suresnes, France), representing the dental structure of an upper central incisor with its supporting tissues. One of the models included a fiberglass prefabricated post, Parapost (Coltene, Whaledent International, Altstatten, Switzerland), and the other one had a metal based cast post (4all, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) as well as an all-ceramic crown (emax press, emax ceram Ivoclar Vivadent) (figure 1).

A non-linear model was constructed.²¹ Tetrahedral elements of the highest order (ten nodes per element) were used in the posts materials, in order to obtain a better approximation to the geometry of the parts (figure 2).

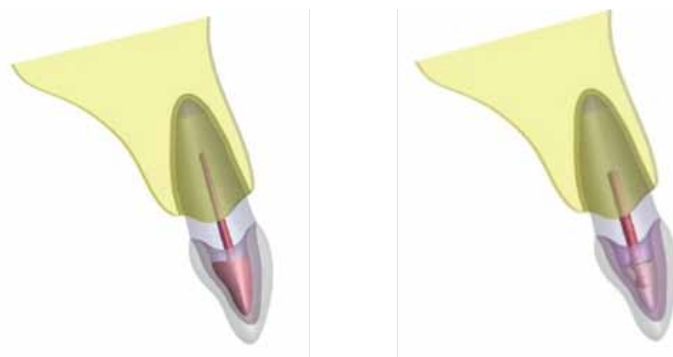


Figura 1. Modelo incisivo central superior con poste colado y poste prefabricado respectivamente

Figure 1. Model of an upper central incisor with a cast post and a prefabricated post, respectively

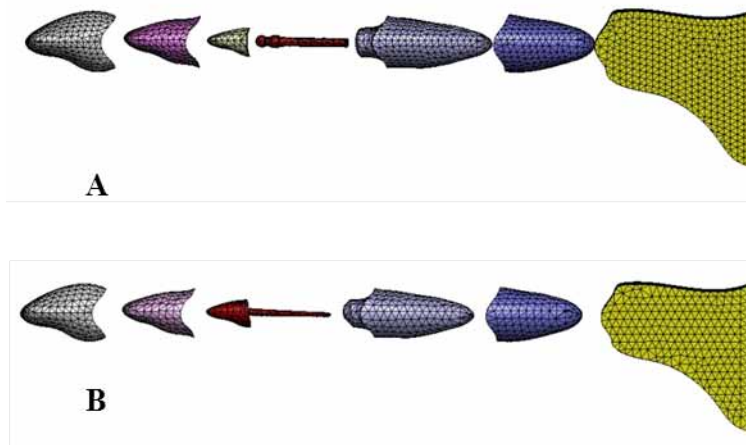


Figura 2. Discretización del modelo. A) Poste en fibra de vidrio. B) Poste colado. Las características de las mallas utilizadas para los modelos se observan en la tabla 1

Figure 2. Model discretization. A) Fiberglass post. B) Cast post. Characteristics of the grids used for the models are shown in table 1

Tabla 1. Información de las mallas de los modelos de poste colado y poste de fibra de vidrio

	Poste colado	Poste de fibra de vidrio
Tipo de malla	Sólida	Sólida
Tipo de elemento	Tetraedros de alto orden	Tetraedros de alto orden
Tamaño promedio de los elementos	0,8 mm	0,8 mm
Número de nodos	85,864	71,170
Número de elementos	54,430	45,824

Table 1 Information on the grids used for the models with cast post and fiberglass post

	Cast post	Fiberglass post
Type of grid	Solid	Solid
Type of element	High-order tetrahedra	High-order tetrahedra
Average element size	0.8 mm	0.8 mm
Number of nodes	85.864	71.170
Number of elements	54.430	45.824

Las propiedades mecánicas de los elementos que se asumen como lineales en el modelo, se obtuvieron de estudios previos reportados en la literatura.²²⁻²⁶ El modelo contó con propiedades isotrópicas para la cerámica feldespática, la cofia de disilicato de litio, el muñón en resina, la gutapercha, la dentina, el ligamento periodontal y el cemento; como propiedades no lineales de la estructura, se tomaron las de ambos postes ya que la literatura no reporta valores no lineales para las demás estructuras^{5, 27} y propiedades ortotrópicas tanto para el hueso cortical como para el esponjoso²⁸ (tabla 2).

La carga aplicada a los modelos se hizo a 45° y uniformemente distribuida a lo largo de la superficie palatina, las cargas fueron de 200 hasta 800 N con intervalos de 200 N, con el objetivo de llevar el modelo a la deformación plástica y ver en cuál rango se llegaba a ella.

The mechanical properties of the elements that are considered to be linear in this model were obtained from previous studies reported in the literature.²²⁻²⁶ The following elements of the model had isotropic properties: feldspar ceramic, lithium disilicate cap, resin core, gutta-percha, dentin, periodontal fiber, and cement. The non-linear properties of both posts were taken as the structure's non-linear properties, as the literature does not report non-linear values for the rest of the structures,^{5, 27} as well as orthotropic properties for both cortical bone and cancellous bone²⁸ (table 2).

The load applied to the models was directed at 45° and it was evenly distributed along the palatal surface. The loads ranged from 200 to 800 N with intervals of 200 N, in order to bring the model to its plastic deformation and to observe in which rank it was achieved.

Para este propósito, se hizo el diagrama esfuerzo-deformación (figura 3), donde se observa la diferencia entre los límites de fluencia del material colado en metal y del material prefabricado en fibra de vidrio. Para la convergencia del modelo se utilizó una solución adaptativa empleando el método h, con el 98% de precisión.

For this purpose, a stress-deformation diagram was outlined (Figure 3) in order to observe the difference between the metal cast post and the fiberglass post fluency limits. Convergence of the model was obtained by means of an adaptive solution using the h method, with 98% precision.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados

Material	Módulo de elasticidad e (MPa)			Módulo de Poisson ν			materiales isotrópicos
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Dentina ²²	18,600			0,310			materiales isotrópicos
Cerámica feldespática, IPS e.max Ceram-Ivoclar Vivadent ²³	69,000			0,280			
Cofia disilicato de litio IPS e.max Press Ivoclar Vivadent ²³	95,000			0,260			
Gutapercha ²⁴	0,690			0,450			
Ligamento periodontal ²⁴	68,900			0,450			
Muñón en resina ²⁵	12,400			0,300			
Poste prefabricado fibra de vidrio Coltene/Whaladent ^{25, 26}	11,000			0,070			
Cemento resinoso autoadhesivo universal (RelyX™ UNICEM de 3M ESPE) ²⁷	8,400			0,300			
Poste colado metal base 4 All Ivoclar Vivadent ⁵	220,000			0,300			
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Hueso esponjoso ²⁸	315,650	390,380	942,630	0,295	0,10	0,115	
Hueso cortical ²⁸	10,300	14,200	27,000	0,295	0,10	0,115	

Table 2. Mechanical properties of the materials used

Material	Elastic modulus e (MPa)			Poisson's ratio ν			isotropic materials
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Dentin ²²	18.600			0.310			isotropic materials
Feldspar ceramics, IPS e.max Ceram-Ivoclar Vivadent ²³	69.000			0.280			
Lithium disilicate cap, IPS e.max Press Ivoclar Vivadent ²³	95.000			0.260			
Gutta-percha ²⁴	0.690			0.450			
Periodontal ligament	68.900			0.450			
Resin core ²⁵	12.400			0.300			
Fiberglass prefabricated post Coltene/Whaladent ^{25,26}	11.000			0.070			
Self-adhesive universal resin cement (RelyX™ UNICEM de 3M ESPE)	8.400			0.300			
Metal base cast post, 4 All Ivoclar Vivadent ⁵	220.000			0.300			
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Cancellous bone ²⁸	315.650	390.380	942.630	0.295	0.10	0.115	
Cortical bone ²⁸	10.300	14.200	27.000	0.295	0.10	0.115	

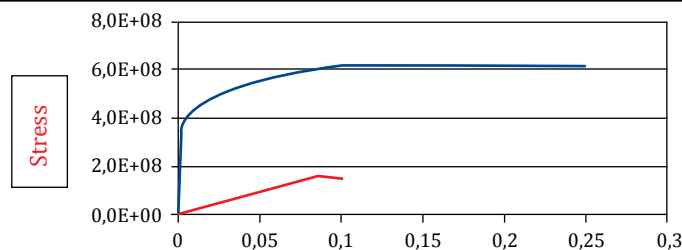


Figura 3. Diagrama esfuerzo-deformación poste colado (azul) y poste en fibra de vidrio (marrón). El poste colado tiene un límite de fluencia de 280 MPa y de 160 MPa del poste prefabricado en fibra de vidrio

Figure 3. Stress-deformation diagram of cast post (blue) and fiberglass post (brown). The cast post has a fluency limit of 280 MPa and the prefabricated fiberglass post has a fluency limit of 160 MPa

Geometría

Se modeló la raíz del incisivo central superior con un muñón de 2 mm de estructura coronal remanente llevando un bisel de 1 mm en su periferia para obtener el efecto de abrazadera (de férula) de acuerdo con la literatura, tanto en postes colados como prefabricados.

La raíz se diseñó de forma cónica, con diámetro de 5 mm para todos los modelos para no afectar los resultados debido a la gran variabilidad que existe en la anatomía y en las dimensiones radiculares de un individuo a otro.

Para el modelo 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 1 mm de dentina sana a su alrededor, sobre todo en la región del ápice.

Los 4 mm 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. Para el resto del conducto radicular y su porción coronal se modeló un poste con los diferentes tipos de materiales que se van a estudiar. El poste se modeló con 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.

La configuración del muñón guardó las proporciones de la preparación para una corona completa en cerámica de un incisivo central superior izquierdo, la cual requiere una reducción axial de 1,8 mm. Con esto se aseguró un espacio adecuado para la modelación de la corona en cerámica de la siguiente manera: el espesor de la porcelana fue entre 1,5 y 1,8 mm, excepto en la porción incisal que fue de 2,0 mm. Todos estos parámetros permiten que la restauración cumpla con los requisitos de estética y espesor recomendados para la resistencia del material y así evitar los sobrecontornos.²⁸

El ligamento periodontal se diseñó teniendo en cuenta las propiedades isotrópicas con un espesor en la periferia de la raíz de 0,2 mm y se ubicó a 1,5 mm de la unión cementoamélica.²⁸

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.

Geometry

The upper central incisor's root was modeled with a core of 2 mm of remaining coronal structure, bringing a 1 mm bevel to its periphery in order to achieve ferrule effect, according to the literature, both in the cast post and the prefabricated post.

The root was given a conic shape, with 5 mm in diameter in both models to avoid altering the results due to the great anatomic and root dimensions variability existing from one individual to another.

Modeling of the root canal was performed taking into account that the pulp chamber width would not be bigger than a third of the root width in its narrower area, having at least 1 mm of healthy dentin around it, especially by the apical region.

The root canal's 4 apical mm were modeled with properties of gutta-percha (endodontic filling material) thus retaining the minimum amount of remaining obturation described in the literature to avoid leakage. A post for the remaining root canal and its coronal portion was modeled with the different kinds of materials to be studied. The post was modeled with a coronal diameter of 1.6 mm and an apical diameter of 1.1 mm, thus adjusting to the internal anatomy of the root canal, with its apical portion rounded.

The resin core configuration kept the proportions of an all-ceramic crown preparation for a left upper central incisor, which requires axial reduction of 1.8 mm. This ensured adequate space for modeling the ceramic crown as follows: porcelain thickness was between 1.5 and 1.8mm, except at the incisal portion which was 2.0 mm. All these parameters allow the restoration meeting to meet the aesthetic and thickness requirements recommended for material strength and thus avoid overcontouring.²⁸

Periodontal ligament with root periphery thickness of 0.2 mm was designed taking into account isotropic properties, and it was placed 1.5 mm from the cement-enamel junction.²⁸

The design of the alveolar bone included cancellous bone, which forms the inner part of the maxillary body, and cortical bone, that surrounds both the maxilla and the alveolus.

Se consideraron ambas estructuras con propiedades ortotrópicas (materiales con diferentes características en el eje 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 una longitud total de 23,6 mm, la corona midió 10,8 y la raíz 12,8 mm. Teniendo en cuenta que la anatomía de los seres humanos es variable, se tomaron datos promedio, similares a otros estudios.²⁹

Para obtener el esfuerzo y el desplazamiento, mediante el modelo se utilizaron las constantes elásticas (modelo elástico de Young: propiedad de los materiales que equivale a la pendiente de la curva de esfuerzo contra la deformación en el rango elástico y la razón de Poisson que es una constante elástica de los materiales que indica la relación entre la deformación axial y lateral) para cada uno de los elementos que se van a analizar.

RESULTADOS

Al hacer el modelo matemático tridimensional de los dos incisivos centrales superiores tratados endodómicamente y restaurados con dos postes diferentes, se llevó a cabo la simulación en Solid Works (Dassault systèmes, Suresnes, Francia, 2009) y se obtuvieron los siguientes resultados: los esfuerzos en el modelo que contiene el poste colado, se concentraron principalmente en el poste y en la subestructura cerámica como lo muestran las figuras 4A y B.

En la figura 5 se observan la distribución de los esfuerzos y la deformación ante las diferentes cargas. En las figuras 5A y 5B, los esfuerzos fueron de 200 y 400 N, respectivamente, la concentración de esfuerzos fue en los mismos sitios indicados en la anterior figura (figura 4). Como no se excedió el límite de fluencia, se presentó una deformación elástica del poste. Para las cargas de 600 y 800 N (figuras 5C y D), los esfuerzos siguieron concentrándose en los mismos sitios, pero con una deformación plástica del poste porque se excedió el límite de fluencia para el material.

En la figura 6 se observa la concentración de esfuerzos y la deformación ante las diferentes cargas del poste prefabricado. Se observa que los esfuerzos se concentraron en la subestructura cerámica y en el muñón de resina,

Both structures were considered to have orthotropic properties (materials with different characteristics in the x, y and z axes). Bone height was 18 mm from the alveolar crest up to the maxillary base.

The cortical bone was 1 mm thick in the peripheral zone from the basal region and 0.5 mm towards the alveolus' internal region. The teeth had a total length of 23.6 mm; the crown being 10.8 mm and the root 12.8 mm. Considering that the anatomy of human beings is variable, average data were used, just as other studies have done it.²⁹

In order to calculate stress and displacement with the model, elastic constants were used (Young's modulus of elasticity: a property of the materials equivalent to the slope of stress curve against the elastic deformation range and Poisson's ratio, which is an elastic constant of materials indicating the relation between axial and lateral deformation) for each of the elements to be analyzed.

RESULTS

Once the tridimensional mathematic model of the two upper endodontically treated and restored central incisors with two different posts was completed, SolidWorks simulation (Dassault systèmes, Suresnes, France, 2009) was performed obtaining the following results: in the model with a cast post, the stresses concentrated mainly at the post and the ceramic substructure, as shown in figures 4A and 4B.

Figure 5 shows stress distribution and deformation under each load. In figures 5A and 5B, the stresses were 200 and 400 N, respectively, and stress concentration occurred at the same spots as in the previous figure (figure 4). As fluency limit was not exceeded, elastic deformation of the post occurred. For loads of 600 and 800 N (figures 5C and D), the stresses concentrated at the same spots, but with plastic deformation of the post because the material's fluency limit was exceeded.

Figure 6 displays stress concentration and deformation of the prefabricated post under each of the loads. Notice that the stresses concentrated at the ceramic substructure and the resin core,

el poste prefabricado presentó una deformación dentro del límite elástico, mientras que para la subestructura cerámica y la resina se presentó una deformación plástica ya que se excedió su límite de fluencia.

the prefabricated post suffered deformation within the elastic limit, while the ceramic substructure and the resin presented elastic deformation as their fluency limit was exceeded.

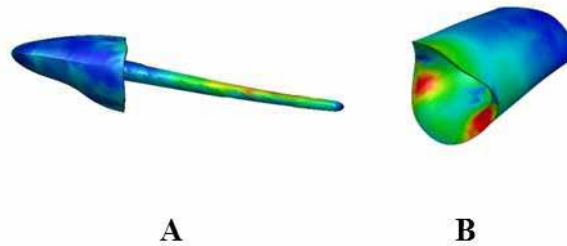


Figura 4. Para todos los casos con el poste colado, los esfuerzos máximos se concentraron en la misma zona del poste (A) y de la subestructura cerámica (B)

Figure 4. For all the instances with the cast post, maximum stresses concentrated at the same zone of the post (A) and the ceramic substructure (B)

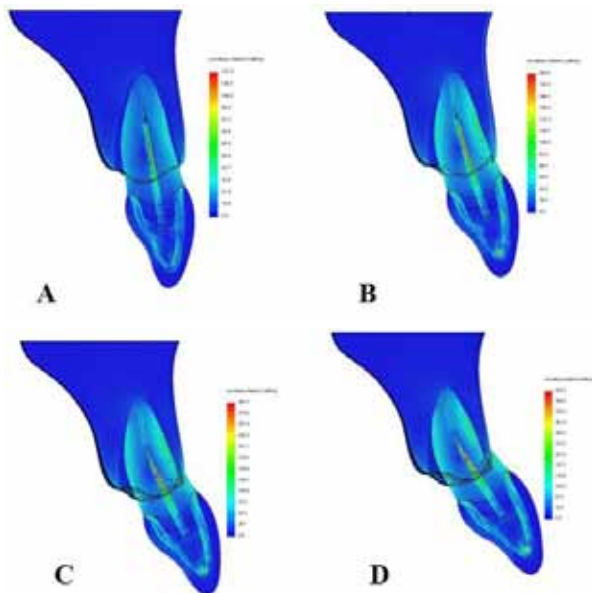


Figura 5. Distribución de los esfuerzos en el poste colado A) 200 N, B) 400 N, C) 600 N, D) 800 N

Figure 5. Stress distribution in the cast post A) 200 N, B) 400 N, C) 600 N, D) 800 N

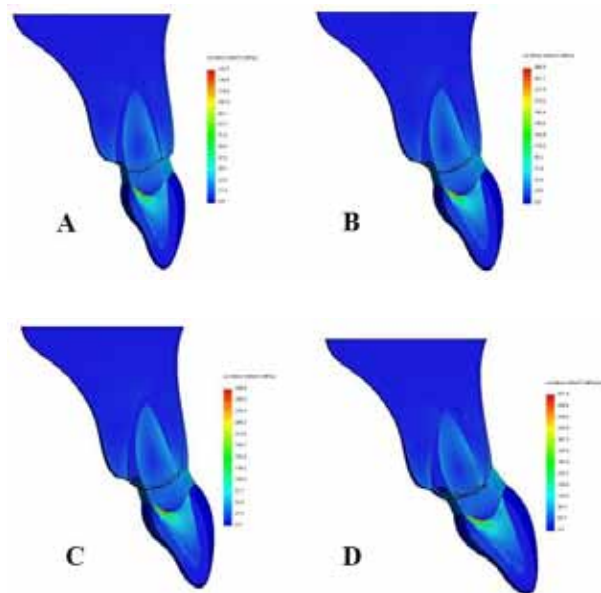


Figura 6. Distribución de los esfuerzos en el poste prefabricado A) a 200 N, B) 400 N, C) 600 N, D) 800 N

Figure 6. Stress distribution in the prefabricated post A) 200 N, B) 400 N, C) 600 N, D) 800 N

Los esfuerzos von Mises de los dos tipos de postes utilizados en este estudio y que se sometieron a cuatro esfuerzos, desde 200 N hasta 800 N, con diferencias de 200 N entre cada uno y donde se evaluó el esfuerzo en la raíz, en el poste y en la cofia, se resumen en la tabla 3 y en la figura 7.

Table 3 and figure 7 show the von Mises stresses of the two types of post under study, which were subjected to four stresses, from 200 N up to 800 N, with differences of 200 N in between, in order to assess stress at the root, the post and the disilicate cap.

Tabla 3. Los esfuerzos para las diferentes estructuras del modelo ante las diferentes cargas

	200 N	400 N	600 N	800 N
Poste colado	114,42	172,34	267,35	343,96
Raíz poste colado	42,01	85,83	128,06	170,64
Cofia poste colado	131,01	200,03	301,72	456,80
Poste fibra de vidrio	20,21	40,12	45,93	80,39
Raíz poste FV	39,78	77,06	99,67	146,34
Cofia poste FV	142,72	285,54	326,89	471,61

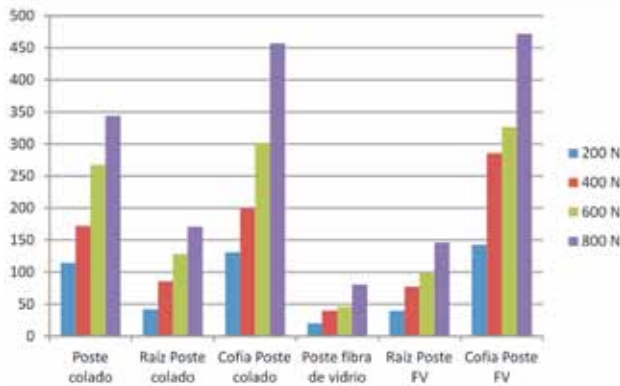


Figura 7. Representa los esfuerzos en las diferentes estructuras del modelo ante las diferentes cargas

DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos ha sido utilizado en la odontología porque permite evaluar el comportamiento mecánico del diente y de las estructuras con que se restaura. Al modelar un diente con todas sus estructuras como se restaura normalmente, con un modelo tridimensional y hacer un análisis no lineal, ofrece las posibilidades de tener una evaluación más válida y hacer mejor aporte a la clínica.

El análisis no lineal de elementos finitos aplicado en esta investigación mostró que existen diferencias en la distribución de los esfuerzos en los dientes tratados endodómicamente y rehabilitados con postes prefabricados (fibra de vidrio) y colado (metal base), sin embargo cada uno de los modelos por ser la geometría del poste y el material de estos distintos, debe evaluarse igualmente diferente.

Table 3. Stresses at the model's structures under each load

	200 N	400 N	600 N	800 N
Cast post	114.42	172.34	267.35	343.96
Cast post root	42.01	85.83	128.06	170.64
Cast post cap	131.01	200.03	301.72	456.80
Fiberglass post	20.21	40.12	45.93	80.39
FV post root	39.78	77.06	99.67	146.34
FV post cap	142.72	285.54	326.89	471.61

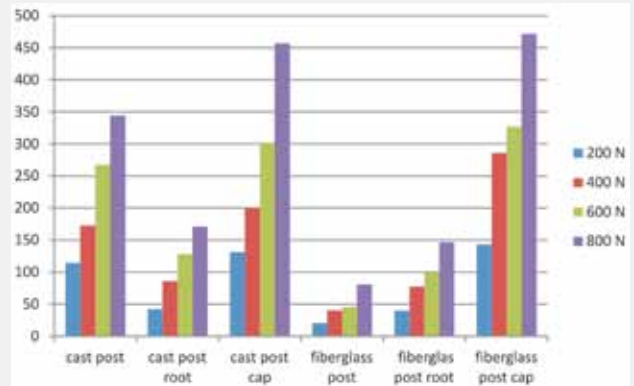


Figure 7. Stresses at the model's structures under each load

DISCUSSION

Finite element analysis is used in dentistry because it allows assessing the mechanical behavior of teeth and the structures with which they are restored. Modeling a tooth with all its structures, just as it is usually restored, by means of a tridimensional model, and conducting a non-linear analysis, allow obtaining more accurate assessment and greater clinical contributions.

The non-linear finite analysis used in this study proved stress distribution differences between two endodontically treated teeth restored with either prefabricated (fiberglass) or cast (metal base) posts; however, each model should be assessed in a different way because each one has different geometry and materials.

En este estudio se encontró que el diente cuando fue sometido a cargas normales para la cavidad oral, de 200 y 400N, el comportamiento fue similar para ambos modelos, indicando que el riesgo de fractura no se puede considerar por la concentración de esfuerzo mayor o menor en el poste. Una característica importante en la distribución de esfuerzos de ambos modelos, simulada en este estudio, es que cuando se aumentan los esfuerzos, se incrementan en el ligamento periodontal, el cual absorbe una cantidad de esfuerzo y minimiza los efectos sobre el diente y sus estructuras, por lo tanto estudios que no simulen el ligamento periodontal y su comportamiento, tendrán una variable de error significativo.

En este análisis se observó que el material más rígido de cada modelo absorbe mayor fuerza, por lo tanto en el modelo del poste colado, la cofia cerámica absorbe mayor fuerza, seguida del espigo del poste y de la raíz. En el poste de fibra de vidrio la cofia cerámica absorbe la mayor fuerza, seguido de la raíz y por último el espigo del poste de fibra de vidrio, quien recibe un esfuerzo menor. En este estudio se encontró que ante las cargas masticatorias fisiológicas de 200 N y 400 N, los postes con módulos de elasticidad similares al de la dentina, tienen más bajas concentraciones de esfuerzos en los mismos postes y los distribuyen de manera diferente que el poste más rígido.

Este resultado no está de acuerdo con varios estudios, como el de Zarone y colaboradores en 2006, que evalúa los patrones de la distribución de los esfuerzos en un diente sano comparado con dientes restaurados con diferentes configuraciones de materiales y se enuncia que los materiales utilizados para la restauración deben ser similares a los tejidos del diente para poder permitir que todo el sistema restaurador imite el comportamiento mecánico del diente natural. Entre limitaciones de este estudio, está el ser lineal, lo que implica que faltan datos para poder tener una conclusión más real del sistema.³⁰

Pegoretti y colaboradores en 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 favorabilidad hacia los postes de fibra de vidrio; sin embargo, su estudio no es tridimensional, es lineal y no se analiza el ligamento periodontal,

This study found out that when the tooth was subjected to loads that are normally found in the oral cavity (between 200 and 400 N), the behavior of both models was similar, indicating that fracture risk should not be considered for concentration of greater or smaller stress in the post. An important characteristic of stress distribution in both models, that was simulated in this study, is that as stresses are greater, they increase in the periodontal ligament, which absorbs part of the stress thus reducing negative effects on the tooth and its structures; therefore, studies that do not simulate the periodontal ligament and its behavior will experience a significant variable error.

This analysis allowed concluding that the most rigid material of each model absorbs the greater force; therefore, in the model with a cast post, the ceramic cap absorbs most of the force, followed by the cast post pole and the root. In the fiberglass post, the ceramic cup absorbs the greatest force, followed by the root and finally by the post pole, which receives the smallest force. This study found out that under physiological masticatory loads of 200 N and 400 N, posts with a modulus of elasticity similar to the dentin's present lower stress concentrations in the posts, and distribute them differently than posts with more rigidity.

This result disagrees with several studies, such as the one by Zarone et al in 2006 that assesses stress distribution patterns in a healthy tooth compared to restored teeth with different material configurations, stating that the restoration materials must be similar to the tooth's tissues in order to allow the whole restoring system imitating the mechanical behavior of a natural tooth. Among the limitations of that study is the fact of being linear, which means that some data are lacking to provide a more real conclusion from the system.³⁰

In 2002, Pegoretti et al, by means of a finite element analysis in 2D, examined the mechanical behavior of a fiberglass post in comparison to a carbon fiber post and a gold post cast, having a natural tooth as control variable. Their study favored fiberglass posts; however, it is not a tridimensional study, it is a linear one, and it does not analyze the periodontal ligament,

por lo que sus conclusiones pueden tener un margen de error importante, ya que no se puede concluir que un poste rígido pueda tener implicaciones de fractura o de daño al sistema con un análisis lineal y no considerando todas las variables.³¹

Estudios, como los de Mikako y colaboradores en 2008 y Lippo y colaboradores en 2004, reportan que los postes con módulo de elasticidad similar al de la dentina, tienen mejor comportamiento ante los esfuerzos y tienen la ventaja de ser recuperables cuando se fracturan, ya que los patrones de fractura del diente son menos catastróficos que con los postes de mayor rigidez.^{32, 33} Seefeld y colaboradores en 2005 sugieren que la utilización de postes con propiedades biomecánicas similares al de la dentina, podrían ser ventajoso, por reducir el riesgo de fracturas del diente;²⁷ igualmente Aquaviva y colaboradores en 2002, en una revisión de literatura, sugieren la utilización de un poste de bajo módulo de elasticidad para mayor adhesión y menor absorción de esfuerzos a la estructura dentaria y mayor protección ante las cargas masticatorias.³⁴

En otros estudios, se encuentran similitudes con el nuestro, como el de Naumman y colaboradores en 2007, que 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 un módulo de elasticidad menor o cercano al módulo de la dentina, no implicaba mejor comportamiento para el sistema, y el concepto sería debatible. El estudio plantea que cuando un diente con diferentes componentes es sometido a cargas, el componente rígido tiene la capacidad de resistir grandes esfuerzos sin distorsión.³⁵

Sorrentino y colaboradores en 2006 hicieron un estudio con elementos finitos que evaluó la distribución de los esfuerzos en todo el sistema conformado por el poste, el muñón y la corona y el estudio señala la importancia de un material con un módulo más alto para el material de la corona, lo que permite que cubra todo el sistema y se eviten mayores esfuerzos en todo el diente. Esto lo muestra nuestro estudio también, en el que los mayores esfuerzos se dan en la cerámica inicialmente.³⁶

Otro estudio *in vitro* de Qing y colaboradores en 2007 investigó la resistencia a la fractura de dientes anteriores tratados endodóncicamente y restaurados con poste de fibra de vidrio y de zirconio, en el que se tomó como grupo control los dientes restaurados con postes colados.

so their conclusions may have a considerable margin of error, as a linear analysis that disregards all the variables would not allow concluding that a rigid post may have fracture effects or system damage.³¹

Studies such as the one by Mikako et al in 2008 and Lippo et al in 2004 conclude that posts with modulus of elasticity similar to that of the dentin present better behavior under stresses and may be recoverable if fractured, as their fracture patterns are less disastrous than rigid posts.^{32, 33} In 2005, Seefeld et al suggested that using posts with biomechanical properties similar to that of the dentin may be useful as they reduce the risk of tooth fracture;²⁷ similarly, Aquaviva et al, in a 2002 literature review, recommend using posts with a low modulus of elasticity in order to obtain greater adherence and less stress absorption to dental structure, as well as greater protection under masticatory loads.³⁴

Other studies present similarities with our own, such as the one by Naumman et al in 2007, which analyzed the impact of a rigid material (a titanium post) compared to a more “flexible” one (a fiberglass post), finding out that using a post with a modulus of elasticity lower or close to that of the dentin does not imply a better behavior for the system—and that would be a debatable concept—. Their study suggests that when a tooth with different components is subjected to loads, the rigid component has the ability of resisting greater stresses without distorting.³⁵

In 2006, Sorrentino et al conducted a finite element study with the intention of assessing stress distribution in a system composed by a post, a core, and a crown, pointing out the importance of using materials with a higher modulus for the crown’s material, as it protects the whole system and avoids greater stresses in the entire tooth. This is also concluded in our study, in which greater stresses initially occur at the ceramic.³⁶

Another *in vitro* study, by Qing et al in 2007, analyzed the fracture strength of anterior teeth that had been endodontically treated and restored with fiberglass posts and zirconia posts, having teeth restored with cast post as control group.

Se mostró diferencias en la resistencia a la fractura en los dos grupos evaluados, planteando que los postes rígidos podrían mejorar la resistencia a la deflexión. Confirman también que el poste y muñón colado fueron más resistentes a las fuerzas de deflexión y que mostraban fallas con carga muy altas, por lo tanto aclaran que estos resultados no son prueba para decir que no es conveniente el uso clínico de los postes.³⁷

Schmitter y colaboradores en 2010, en un interesante estudio, ya que combina análisis *in vitro* con modelación en elementos finitos, concluye que la parte más importante es la unión de la corona al muñón para proteger el sistema y que el efecto del poste de vidrio no daría ninguna ventaja al sistema.³⁸

En el estudio más similar al nuestro, en planteamiento del mismo problema, en metodología, en ser tridimensional y hacer análisis no lineal, Dejak y colaboradores en 2011 encuentran resultados y conclusiones muy similares, pues bajo cargas fisiológicas, los postes hechos en metal o en fibra de vidrio, no comprometen el daño al diente y los postes colados transmiten menos esfuerzo a la dentina, debido a sus propiedades mecánicas de un módulo de elasticidad más alto.²⁹

La confrontación de los estudios anteriores, a favor y en contra, muestra que los estudios previos no han resuelto la controversia de cuál sistema de postes da mayor resistencia y longevidad a los dientes.

De los resultados de esta investigación, no se concluye que algún tipo de poste sea mejor que el otro, ya que los esfuerzos ante las cargas normales sobre las raíces, es decir a 200 y 400 N, se comportan de manera similar, y aun ante esfuerzos que pueden ser catastróficos, como sería las concentraciones a 600 y 800 N, no hay diferencias tan marcadas en las raíces. La respuesta a por qué se fractura alguno de los elementos, poste, raíz, muñón, ante esfuerzos que difícilmente se dan en boca, como sería a 600 y 800 N, se da en las propiedades mecánicas mismas de cada material o tejido, pero no porque un material lleve a mayor concentración de esfuerzos sobre las raíces.

En el presente estudio, los esfuerzos se concentraron de manera diferente en el poste, en la raíz y en la cofia cerámica en ambos tipos de postes, coincidiendo con el estudio de Dejak y colaboradores.²⁹

They found out fracture strength differences between the two groups, thus suggesting that rigid posts may improve deflection resistance. They also verified that the cast post and the core were more resistant to deflection forces, suffering failures under very high loads; therefore, they state that their results do not allow concluding that clinical use of posts is not convenient.³⁷

Schmitter et al, in an interesting study in 2010, combining *in vitro* analysis and finite elements modeling, concluded that the most important part for system protection is the crown-core junction, and that the fiberglass post effect would not be advantageous for the system.³⁸

In an experiment with lots of coincidences with the present study, in terms of research problem formulation, methodology, tridimensional approach, and use of non-linear analysis, Dejak et al in 2011 obtained very similar results and conclusions, since under physiological loads the posts made of metal or fiberglass do not produce tooth damage, and cast posts apply less stress on the dentin, due to its mechanical properties, as a higher modulus of elasticity.²⁹

Debates among the aforementioned studies demonstrate that previous research has not solved the controversy on which post system provides teeth with greater resistance and permanence.

Based on the results of the present study, no conclusions can be drawn as of one type of post being better than the other, since stresses on roots under normal loads, it is, at 200 and 400 N, behave in a similar manner and, even under efforts that could be disastrous, such as concentrations of 600 and 800 N, no significant differences are found in the roots. The answer as to why fractures happen in any of the elements (post, root or core) when subjected to stresses that hardly occur in the mouth, such as 600 or 800 N, lies on the mechanical properties of each material or tissue—and not because a given material supplies the roots with more stress concentration.

In this study, stresses concentrated differently at the post, the root, or the ceramic cap in both kinds of posts, thus agreeing with the study by Dejak et al.²⁹

En este estudio se obvió el cemento debido a que se requería un número alto de elementos, lo que lleva al aumento en tiempo y costo computacional, y se ha evidenciado que, debido a sus propiedades mecánicas similares a la dentina, esto no sería relevante como parte de la estructura, ya que se verificó que este no recibe las cargas aplicadas sino que las transmite directamente al poste y a la raíz.³⁹

En el estudio hecho, cuando se incrementaron los esfuerzos, los resultados mostraron que el poste colado, la cofia cerámica y el espigo reciben gran esfuerzo observándose una deformación plástica del espigo del poste colado a 600 MPa, mientras que el poste prefabricado exhibe mayores deformaciones elásticas. Esto demostraría las diferencias en estudios clínicos o en estudios *in vitro*, en los que con el poste colado las fracturas se observan en el espigo y hacia cervical mientras que en el poste prefabricado se observan en el muñón o en cervical y casi nunca en el espigo. Estos hallazgos también son corroborados por Varvara y colaboradores en 2007 en un estudio *in vitro*, hecho para evaluar la resistencia a la fractura de dientes tratados endodómicamente con diferentes alturas de dentina residual, concluyendo que ante altas cargas, los postes con alto módulo de elasticidad resistieron más las cargas que los postes más flexibles, pero estos últimos presentaron fallas más favorables que los primeros. Sin embargo, los autores concluyen que estas cargas con fallas catastróficas de los colados, se dan a fuerzas que generalmente no se presentan en la cavidad oral, coherente con lo encontrado en nuestro estudio.⁸

En este estudio, se muestra cómo en las dos raíces los esfuerzos son muy similares, lo que permite explicar que ante raíces con una buena estructura, los riesgos de fractura no se dan con ninguno de los dos sistemas.

En las especificaciones de este estudio, es importante mencionar que fue con carga estática, no lineal, tridimensional, sometido a fuerzas fisiológicas y no fisiológicas. Se sugiere continuar con estudios con carga dinámica que simulen totalmente la realidad clínica, para complementar los estudios clínicos sobre esta área.

This study intentionally omitted the cement because including it would require a greater number of elements, thus increasing computation time and costs, and it has been demonstrated that, due to its mechanical properties (similar to the dentin) it would not be relevant as part of the structure, as it has been proven that cement does not receive the applied loads directly but rather transfer them to the post and root.³⁹

When stresses were increased, the results of this study showed that the cast post, the ceramic cap, and the post pole received the greatest stress, and the cast post pole suffered plastic deformation at 600 MPa, while the prefabricated post displayed greater elastic deformations. This would demonstrate differences between clinical studies and *in vitro* studies, in which, with a cast post, fractures occur in the post pole and towards cervical, while with a prefabricated post they occur at the core or at cervical, but almost never in the post pole. These findings are also confirmed by Varvara et al in a 2007 *in vitro* study, conducted with the purpose of evaluating fracture strength of endodontically treated teeth with different levels of residual dentin, concluding that under heavy loads the posts with a high elastic modulus were more resistant than those with more flexibility, but the latter were more susceptible to failures than the former. Nevertheless, the authors conclude that these loads with disastrous failures in the cast posts occur at forces that are not usually found in the oral cavity, agreeing with the findings of our study.⁸

This study demonstrates that stresses at both roots are very similar, which explains why in presence of roots with a good structure, fracture risks do not occur in any of the two systems.

Concerning the specifications of this study, it is important to point out that it was conducted with static loads; it was non-linear and tridimensional, and subjected teeth to physiological and non-physiological forces. It is recommendable to advance in studies with dynamic forces that totally simulate real clinical conditions in order to complement clinical studies on this field.

CONCLUSIONES

En las especificaciones de este estudio se puede concluir:

1. Cuando las fuerzas masticatorias están en rangos considerados fisiológicos (200 a 400 N), y la raíz cumple las especificaciones del espacio mínimo para los postes, sin debilitar su estructura dentaria, ambos postes pueden ser predecibles para rehabilitar un diente tratado endodóncicamente.
2. No se puede determinar que un sistema sea mejor que el otro, ya que su comportamiento es totalmente diferente.
3. Conocer cómo se presentan las concentraciones de los esfuerzos a diferentes cargas, en forma diferente en cada modelo, permite al clínico tomar la decisión adecuada según la elección de sistema que se use.

CORRESPONDENCIA

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

CONCLUSIONS

Based on the specifications of this study, the following conclusions may be drawn:

1. When masticatory forces are within the physiological ranks (200 to 400 N) and the root meets the requirements of minimum space for the posts, without debilitating dental structure, both posts are likely to restore an endodontically treated tooth.
2. It cannot be stated that one of the systems is better than the other, as they both behave in totally different ways.
3. Knowing how stress concentrations occur under different loads, and in different ways in each model, would help the dental professional make the right decision according to the chosen system.

CORRESPONDING AUTHOR

Federico Latorre Correa
School of Dentistry, Universidad de Antioquia
Calle 64 N.º 52-59
Medellín, Colombia
Email address: flatorre@une.net.co

REFERENCIAS / REFERENCES

1. Schwartz R. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J Endod* 2004; 30(5): 289-301.
2. Naumann M, Kiessling S. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: A nationwide survey of dentist in Germany. *J Prosthet Dent* 2006; 96(5): 332-338.
3. Mikako H, Yutaka T, Satoshi I. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 477-485.
4. Plotino G, Grande N. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007; 23(9): 1129-1135.
5. Torbjørner A. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Intern J Prosthodont* 2004; 17(3): 369-372.
6. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *Am Dent Assoc* 2005; 136 (5): 611-619.
7. Fernandez A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 556-562.
8. Varvara G, Perinetti G, Dilorio D, Murmura G, Caputi S. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 365-332.
9. Bégum A. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 155-162.
10. Barjau A, Sancho J, Forner L, Rodriguez P, Pérez A, Sánchez F. Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006; 31(1): 47-54.
11. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M et al. Three dimensional finite elements analysis of strain and stress distribution in endodontically treated

- maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007; 23: 983-993.
12. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont* 2004; 17(3): 307-312.
 13. Boderau F, Besone E, Baina L. Estudio comparativo de la adaptación de tres sistemas de postes. *Rev Intern Prot Estom* 2004; 6(3): 183-189.
 14. Lippo V, Lassila J, Tanner J. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004; 20(1): 29-36.
 15. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B. Influence of endodontic post type and luting material on push out bond strength to dentin in vivo. *Dent Mater* 2008; 24: 660-666.
 16. Hew Y, Purton G, Love M. Evaluation of prefabricated root canals posts. *J Oral Rehab* 2001; 28: 207-211.
 17. Fitzpatrick B. Evidence-based dentistry-it subdivided: accepted truths, once divided, may lack validity. *Intern J Prosth* 2008; 21(4): 358-363.
 18. Wiskott A, Meyer M, Perriard J. Rotational fatigue-resistance of seven post types anchored on natural teeth. *Den Mater* 2007; 23: 1412-1419.
 19. Reddy JN. Boundary element method. En: Reddy JN. An introduction to the finite element method. 3.^a ed. New York: McGraw-Hill; 2005. p. 442-443.
 20. 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.
 21. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analysis: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36(7): 463-471.
 22. Toparli M. Stress analysis in a post restored tooth utilizing the finite elements method. *J Oral Rehab* 2003; 30: 470-476.
 23. Ivoclar Vivadent. Ficha técnica IPS e.max Press [Internet] [fecha de acceso octubre 16 de 2011]; URL disponible en http://www.ivoclarvivadent.com/es/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-e_max-press.
 24. 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.
 25. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behavior of endodontic restoration with multiple prefabricated posts: a finite elements approach. *J Biomech* 2006; 40(11): 2386-2398.
 26. 3M ESPE. Ficha técnica Rely XTM Unicem. Aplicap TM/Maxicap TM [internet]. [fecha de acceso octubre 16 de 2011]; URL disponible en: <http://www.ddsldlab.com/pdf/CementationTechniques.pdf>.
 27. Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater* 2007; 23(3): 265-71.
 28. Heoung-Jae Chun, Ha-Shik Shin, Chong-Hyun Han, Soo-Hong Lee. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 195-202.
 29. Dejak B, Andrzej M. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 115-126.
 30. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R 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.
 31. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Biancheti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.
 32. Mikako H, Atsushi S, Yutaka T, Satoshi I. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater* 2008; 24(9): 1178-1186.
 33. Lippo V, Lassila J, Tanner J. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004; 20(1): 29-36.
 34. Aquaviva S, Fernandes, Sharat S. Factores que influyen en la resistencia a la fractura de los dientes reconstruidos con postes y muñones: Revisión. *Rev Intern Prot Estom* 2002; 4(1): 23-31.
 35. Naumman M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium post. *Dent Mater* 2007; 23(2):138-144.
 36. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M 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.
 37. 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):93-8.
 38. Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. Teeth restored using fiber-reinforced posts: In vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomaterialia* 2010; 6: 3747-3754.
 39. Orozco M, Villarraga J, Latorre F, Escobar JC. Influencia de los materiales de cementación en la distribución de los esfuerzos en un incisivo central superior rehabilitado con poste. *Análisis de elementos finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2011; 23(1): 56-75.