

## Trabajo de investigación

# DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN PREMOLARES INFERIORES UNIRRADICULARES TRATADOS ENDODÓNTICAMENTE Y RESTAURADOS CON POSTES DE FIBRA DE VIDRIO Y CUARZO, MEDIANTE LA TÉCNICA DE ELEMENTOS FINITOS

## DISTRIBUTION OF EFFORTS IN SINGLE-ROOTED LOWER PREMOLARS ENDODONTICALLY TREATED AND RESTORED WITH FIBER GLASS AND QUARTZ POSTS, THROUGH FINITE ELEMENT TECHNIQUE

Carolina Pazmiño Regalado,<sup>1</sup> Roberto Zurita Robalino<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Odontóloga, Facultad de Odontología Universidad Central del Ecuador. e-mail: [carolina.paz229@gmail.com](mailto:carolina.paz229@gmail.com)

<sup>2</sup>Maestría Rehabilitación Estética, Diplomado Superior Implantología Oral, Docente de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador, Docente de la Facultad de Odontología Universidad de las Américas. E-mail: [rzuritar72@hotmail.com](mailto:rzuritar72@hotmail.com)

RODYB Volumen VI. Número 2. Mayo - Sept 2017

### RESUMEN

**LA REHABILITACIÓN DEL** diente endodonciado con sistema intrarradicular directo depende de la cantidad de corona clínica remanente, la longitud radicular, el soporte óseo, la oclusión y, además, de las características biomecánicas del poste a utilizar. Objetivo . Reproducir un modelo virtual del diente (premolar inferior unirradicular) en 3D, utilizando el software de Elementos Finitos (Solidworks), que permite analizar la biomecánica de las estructuras, como la distribución de fuerzas que se generaron cuando estuvo restaurado con un poste de fibra de cuarzo y uno de vidrio.

### MÉTODO

El proceso se llevó a cabo mediante la construcción de un modelo matemático que simula la geometría de los premolares, los cuales recibieron un vector (fuerza o carga estática) recreando las condiciones en boca.

### RESULTADOS

Observamos que el poste de fibra de vidrio y el de cuarzo se comportan de forma similar cuando la dirección de la fuerza es vertical (150 N), con valor de 21 N/mm<sup>2</sup> en dentina. El esfuerzo máximo en el poste de fibra de vidrio, por su parte, es de 15,7344 N/mm<sup>2</sup> y, en el de cuarzo, de 13,1120 N/mm<sup>2</sup>. Cuando la fuerza se aplicó en sentido transversal (150 N), el esfuerzo máximo que se generó en dentina fue de 48,1196 N/mm<sup>2</sup> y 56 N/mm<sup>2</sup> en el poste de fibra de vidrio, y 51,1120 N/mm<sup>2</sup> en dentina y 59 N/mm<sup>2</sup> en el cuerpo del poste de fibra de cuarzo.

### CONCLUSIÓN

Los postes con módulos de elasticidad bajos presentan mayor distribución de esfuerzos en dentina.

**Palabras clave:** *Biomecánica, endoposte prefabricado, premolar inferior, Solidworks*

### ABSTRACT

**THE REHABILITATION OF** the endodontic tooth with direct intraradicular systems depends on the amount of clinical crown remaining, root length, bone support, occlusion, and in addition to the biomechanical characteristics of the post to be used.

### OBJECTIVE

To reproduce a virtual tooth model (3D) using the Finite Element Software (Solidworks), which allowed analyzing the biomechanics of structures as the distribution of forces that were generated when restored with a post Quartz fiber and one glass.

### METHOD

It was carried out through the construction of a mathematical model that simulates the geometry of the premolars, who received a vector (force or static load) recreating the conditions in the mouth.

### RESULTS

We observed that the fiberglass and quartz posts behave similarly when the direction of force is vertical (150N), with a value of 21 N / mm<sup>2</sup> in dentin. Unlike the maximum effort in the fiberglass pole of 15.7344 N / mm<sup>2</sup> and in the quartz of 13,1120 N / mm<sup>2</sup>. When the force was applied transversely (150N), the maximum stress generated in dentin was 48,1196 N / mm<sup>2</sup> and 56N / mm<sup>2</sup> in the fiberglass post and 51,1120 N / mm<sup>2</sup> in dentin and 59 N / Mm<sup>2</sup> on the body of the quartz fiber post.

### CONCLUSION

Posts with low modulus of elasticity show a greater distribution of stresses in dentin.

**Keywords:** *biomechanics, endopost prefabricated, lower premolar, Solidworks.*



## INTRODUCCIÓN

**LAS PIEZAS DENTALES** tratadas endodónticamente constituyen un reto al momento de su rehabilitación, y deben considerarse varios factores para evitar el fracaso. Aunque la experiencia subjetiva no puede transmitir la imagen contraria, dichas piezas no son más quebradizas que los dientes vitales. En éstas, el componente acuoso ligado al colágeno se reduce hasta en un 10%; sin embargo, esto no implica modificaciones de las propiedades físicas. Son las modificaciones de la arquitectura del complejo coronorradicular asociadas a la destrucción causada por la caries y la pérdida de tejidos duros dentarios por la apertura del techo de la cámara pulpar y la preparación del conducto, la cavidad y el muñón los que suponen la debilitación decisiva.<sup>1</sup> De ahí la importancia de que el material que se use para su reconstrucción cuando la pieza dental no tiene suficiente estructura dentaria remanente, para la retención de la obturación, sea el poste intrarradicular.<sup>2</sup> Esta estructura es la que asume un papel fundamental para contener y reducir el riesgo de fractura,<sup>3</sup> de tal forma que permite la restitución de las características arquitectónicas de soporte de cargas del diente.

Al momento de seleccionar un poste, hay varios criterios que deben tomarse en cuenta y que son fundamentales para el éxito o el fracaso de la rehabilitación de un diente endodonciado, los cuales se relacionan con las características de la pieza dental y del poste. Es necesario considerar las propiedades mecánicas de este último, las cuales deben ser similares a las de la dentina, para poder reducir el riesgo de fracturas radiculares.<sup>4</sup> Se han valorado varios métodos para estudiar los dientes tratados endodónticamente y que han alojado postes tanto en estudios in vivo como in vitro, lo que ha dado lugar a controversias sobre los resultados, debido a que no se pueden controlar las diferentes variables que se presentan clínicamente.

El análisis fotoelástico aplicado en el comportamiento biomecánico de elementos intrarradicales proporciona información visual sobre la distribución de la tensión y también describe cómo se producen las fracturas radiculares y la fuerza requerida para que ocurran.<sup>5</sup> Sin embargo, está limitado por el hecho de que no proporciona información sobre el estado de los componentes individuales de la muestra (*el poste, el cemento, la raíz, etc.*), y no considera la distribución de los esfuerzos en el sistema diente-poste-periodonto.<sup>6</sup>

El análisis de elementos finitos es el más adecuado para evaluar la distribución de tensiones, gracias a su capacidad para analizar cuantitativamente el estrés.<sup>7</sup> Además, tiene el potencial de simular mediante un modelo matemático el comportamiento biomecánico a través de la simulación de 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.<sup>8</sup>

Este método se ha introducido como una técnica eficaz en la biomecánica dental, ya que permite el cálculo de la distribución de tensiones dentro de estructuras complejas.<sup>9</sup> Resulta más aplicable para el estudio de las estructuras biológicas utilizando las constantes E (*módulo de elasticidad de*

*Young*) y  $\nu$  (*coeficiente de Poisson*), como lo mencionan Holmes y Diaz-Arnold<sup>10</sup> para los materiales modelados especificados para cada elemento. Se genera un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas con el fin de encontrar la solución al problema de la distribución de tensiones previsibles en cada elemento a lo largo de una estructura. Esto puede parecer complicado, pero es resuelto por las computadoras.

El presente estudio evaluó la distribución de fuerzas que se presentan en un premolar inferior unirradicular virtual endodonciado rehabilitado con un poste de fibra de vidrio y otro con un poste de fibra de cuarzo, a través de un análisis virtual, mediante el software de elementos finitos Solidworks 2015. Los dientes virtuales fueron sometidos a una fuerza o carga vertical y transversal estática (*simulando las condiciones en boca*). Para ello, dichas condiciones fueron reproducidas en el programa computarizado de forma virtual.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio de tipo experimental, en el que se utilizó el software Solidworks® para modelar el premolar inferior unirradicular (*dentina, gutapercha, cemento resinoso, postes prefabricados y muñón de resina*), cada uno de ellos con sus respectivas características mecánicas isotrópicas, como el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson, obtenidas previamente de la literatura reportada (*Tabla 1*).

La carga aplicada a los modelos fue arbitraria —de 150 N vertical y transversal a 45°—, distribuida uniformemente en la superficie superior del muñón de resina simulando las cargas generadas durante ciertos movimientos masticatorios. Por tratarse de un análisis elástico lineal, es irrelevante tener una carga mayor o menor a las mencionadas en esta investigación, ya que la única variación que se conseguirá es en la magnitud los esfuerzos, sin embargo, la distribución será idéntica sobre los componentes del modelo.

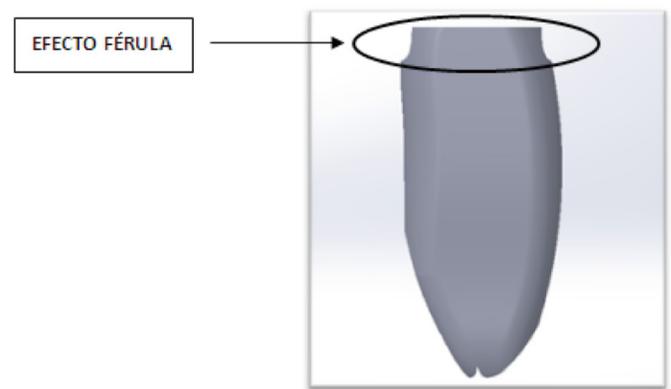


Figura 2. Se realizaron muestras de composite Herculite Precis, KERR, en una guía de silicona de 3 x 3 x 3 mm.



ESTRUCTURAS	MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPA)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERENCIAS
DENTINA	18.6	0.31	Silva N., et al., 2009 <sup>11</sup>
GUTAPERCHA	0.14	0.45	Ruse, 2008 <sup>12</sup>
CEMENTO RELYX UNICEM	8.4	0.3	Seefeld, Wenz, Ludwig, & Kern, 2007 <sup>13</sup>
POSTE FIBRA DE VIDRIO	40	0.26	Mattos CM, 2012 <sup>14</sup> Angelus <sup>15</sup>
POSTE FIBRA DE CUARZO	48.2	0.32	Bessone & Fernández, 2010 <sup>16</sup>

**TABLA 1: PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS COMPONENTES QUE SERÁN UTILIZADOS EN EL MODELO MECÁNICO:**

Se modeló la raíz del premolar inferior unirradicular con un muñón de 2 mm de estructura coronal remanente para obtener el efecto "Ferrule" del elemento retención intrarradicular prefabricado.

Para el diseño del conducto radicular se tuvo en cuenta que la amplitud del canal pulpar no supera 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.<sup>17</sup> Los cuatro milímetros apicales del conducto radicular se modelaron con las propiedades de la gutapercha (*material de obturación para endodoncia*), conservando así la cantidad mínima de obturación remanente que se describe en la literatura para evitar filtración.<sup>18</sup>

cretamente en el tercio cervical, algo propio de la morfología dental. Los postes están cementados con cemento resinoso RelyX UNICEM, para lo cual se modeló una película de 0.040 um.

Es decir, que el modelo geométrico que se utilizó estuvo conformado por dentina, poste prefabricado, gutapercha, cemento de resina y muñón. Este modelo no consideró necesaria la corona definitiva, ya que el problema está orientado a analizar el material del elemento intrarradicular restaurador y los cambios en el cuerpo de la dentina.<sup>19</sup>

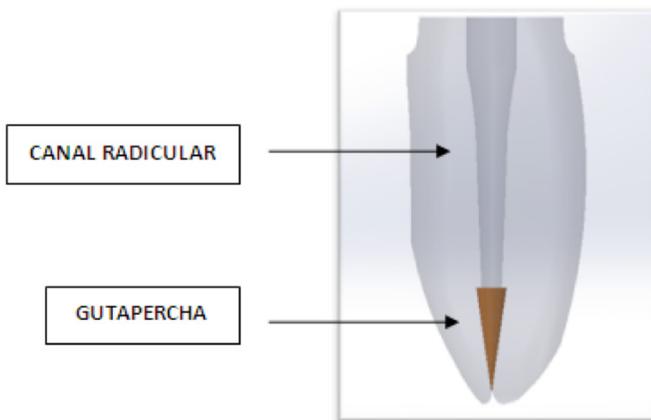


Figura 2. Se realizaron muestras de composite Herculite Precis, KERR, en una guía de silicona de 3 x 3 x 3 mm.

Para el resto del conducto radicular y su porción coronal, se modeló un elemento intrarradicular con los diferentes tipos de materiales. La forma del canal se limitó a la forma de la fresa seleccionada, divergiendo dis-

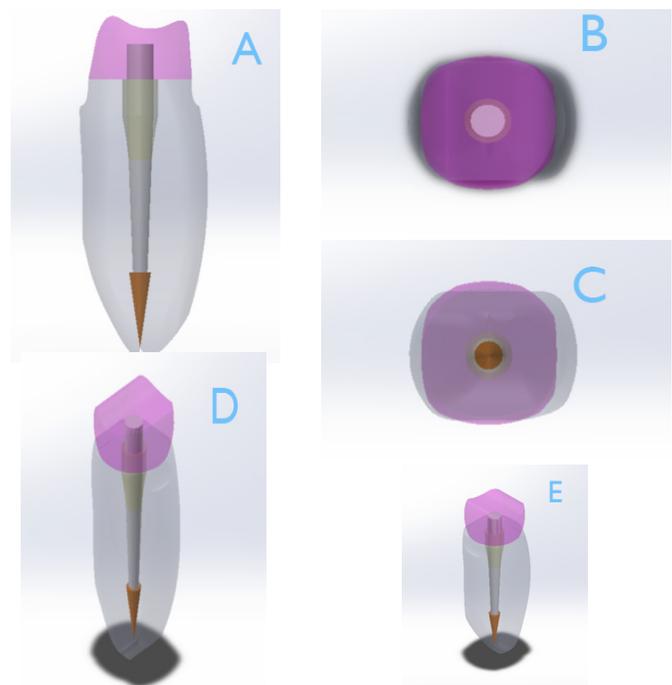


Figura 1: Diferentes vistas con transparencia del Premolar; a) Vista Frontal, b) Vista Superior, c) Vista inferior, d) Vista Isométrica en 3D e) Vista Dimétrica en 3D.



## RESULTADOS

Los resultados que se aprecian a continuación tienen una variación de colores. El azul significa que tiene menor distribución de esfuerzos y el rojo que tiene mayor concentración de esfuerzos. Es decir, que la parte azul no se ve afectada por la fuerza que se está aplicando y prácticamente es indetectable la acción de la fuerza en esa área. Si es de color rojo, significa que se trata de la parte o el área en donde más se concentran los esfuerzos con esa fuerza aplicada; esto significa que la parte roja es en donde hay más probabilidad de que falle el modelado.

### Descripción de los resultados en esfuerzos Von Mises: Fuerza vertical 150 N:

En un análisis comparativo puede verse que el poste de fibra de vidrio y el de cuarzo se comportan de forma similar cuando la dirección de la fuerza es vertical con el mismo valor en dentina, difiriendo el resultado de esfuerzo en los postes.

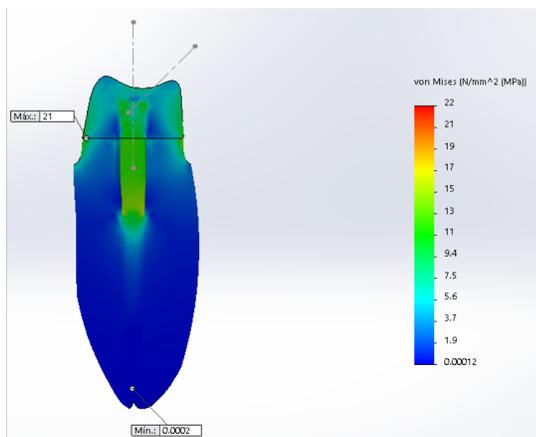


Figura. 2: a) Vista frontal. Poste de fibra de cuarzo..

### A) Poste de fibra de cuarzo

El valor más alto de Von Mises se localiza en dos lugares: en la cara vestibular y lingual en el tercio cervical de la dentina en la unión del muñón con la raíz del premolar, con un valor de 21 N/mm<sup>2</sup>; en el perno, el mayor valor fue de 13,1120 N/mm<sup>2</sup>, localizado en todo el tercio medio del mismo elemento.

Se observa que tiende a llegar a esos valores también a los alrededores del muñón de la parte externa del premolar (*parte marcada con el mismo color en la simulación*).

### B) Poste de fibra de vidrio

El valor más alto de Von Mises se localiza en la cara vestibular del tercio cervical de la dentina con un valor de 21 N/mm<sup>2</sup>; en el perno, el mayor valor fue de 15,7344 N/mm<sup>2</sup> localizado en el tercio medio de la cara vestibular del mismo elemento.

Por la distribución de colores, se observa que el poste de fibra de vidrio distribuye de mejor manera los esfuerzos, ya que no los concentra en áreas específicas sino que las distribuye en todo el cuerpo.

### Fuerza transversal 150 N a 45°

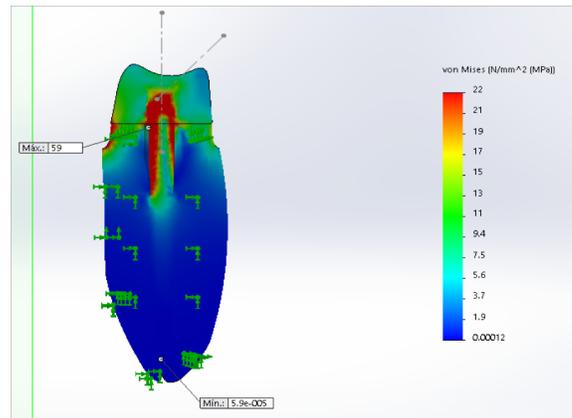


Figura. 4: a) Vista Frontal. Poste de Fibra de Cuarzo

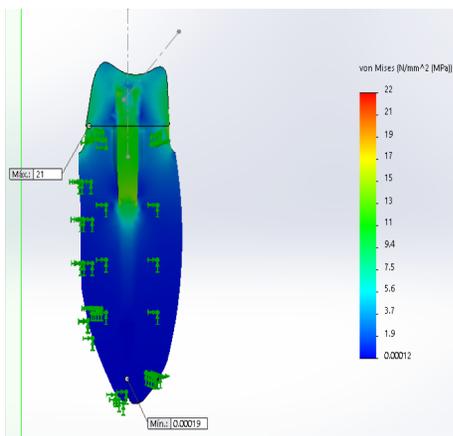


Figura. 3: b) Vista frontal. Poste de fibra de vidrio.

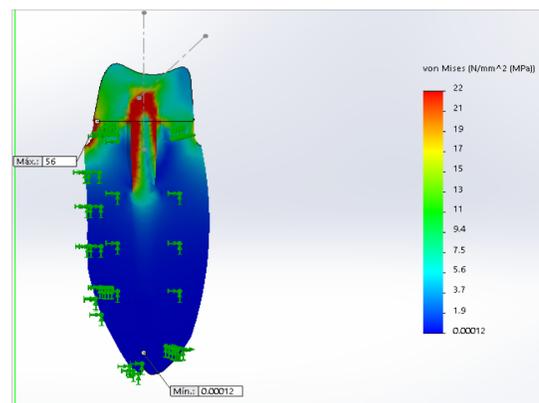


Figura. 5: b) Vista Frontal. Poste de Fibra de Vidrio



### **A. Poste de fibra de cuarzo**

El valor más alto de Von Mises localiza en dos lugares: en la cara vestibular, en el tercio cervical de la dentina en la unión del muñón con la raíz del premolar, con un valor de 51,1120 N/mm<sup>2</sup>; en el perno, el mayor valor fue de 59 N/mm<sup>2</sup> localizado en todo el tercio cervical y medio del mismo elemento.

Las áreas en las que existe mayor concentración de esfuerzos son el contorno del poste y la parte izquierda del contacto entre el muñón y la raíz en la vista frontal (*por los tonos de colores*).

### **B. Poste de fibra de vidrio**

El valor más alto de Von Mises se localiza en dos lugares: en la cara vestibular, en el tercio cervical de la dentina en la unión del muñón con la raíz del premolar, con un valor de 48,1196 N/mm<sup>2</sup>; en el perno, el mayor valor fue de 56 N/mm<sup>2</sup> localizado en todo el tercio cervical y medio del mismo elemento.

Ante el mismo caso de la dirección de la fuerza, se observa que el perno de fibra de vidrio distribuye de mejor manera los esfuerzos que el de cuarzo, ya que el valor máximo del esfuerzo con el poste de fibra de vidrio es de 56 MPa, siendo menor que en el poste de fibra de cuarzo. Se aprecia el mismo comportamiento en las áreas donde distribuye los esfuerzos, con la diferencia de que el esfuerzo máximo en el poste de fibra de vidrio es en el contacto entre el muñón y la raíz; en cambio, en el poste de fibra de cuarzo esto ocurre en el poste.

## **DISCUSIÓN**

Esta investigación se realizó mediante el método de Elementos Finitos, debido a que éste permite evaluar el comportamiento mecánico y las tensiones generadas en el diente tratado endodónticamente y restaurado con sistemas de endopostes, demostrando ser una herramienta de análisis útil cuando se estudian sistemas complejos que son difíciles de estandarizar durante procedimientos *in vitro* e *in vivo*.

En este estudio se realizaron dos modelos numéricos tridimensionales de un premolar inferior restaurado con postes prefabricados en fibra de cuarzo y de vidrio. Los modelos se consideraron homogéneos, elásticos, lineales e isotrópicos para los materiales (*dentina, postes prefabricados, gutapercha, cemento y muñón de resina*),<sup>20</sup> con el fin de conocer la distribución de los esfuerzos sobre las diferentes estructuras de soporte del diente rehabilitado. El hecho de trabajar con un modelo tridimensional (3D) ofrece la posibilidad de tener un modelo más real y más válido.<sup>21</sup>

En los dos modelos numéricos de esta investigación se observó un comportamiento similar en cuanto a la localización de la zona compresiva, donde se ubicaron en áreas parecidas. La zona compresiva fue en el poste y en la dentina en el tercio cervical y medio, llegando el esfuerzo máximo a 21 N/mm<sup>2</sup>, tanto en el poste de fibra de cuarzo como en el de vidrio cuando son sometidos a fuerzas verticales; 59 N/mm<sup>2</sup> en postes de fibra de cuarzo y 56 N/mm<sup>2</sup> en postes de fibra de vidrio ante la carga transversal. También se encontró mayor concentración de los esfuerzos en el poste cuando presentan un módulo de elasticidad mayor, como es

el caso del poste de fibra de cuarzo y menor esfuerzo en la dentina, a diferencia del poste de fibra de vidrio, el cual presenta mayor distribución de esfuerzos en la dentina.

En este estudio el mayor esfuerzo es dado en el perno con mayor módulo de elasticidad, siendo en este caso el perno de fibra de cuarzo con un módulo de elasticidad de 48 Gpa, el cual disminuye el esfuerzo de la dentina. Este resultado es coherente con el estudio de Boschian,<sup>5</sup> quien analizó tres elementos (*fibra de vidrio, acero inoxidable y titanio*), y con el estudio de Gómez,<sup>6</sup> quien encontró menor distribución de esfuerzos en la dentina cuando se utiliza un elemento de retención intrarradicular con un módulo de elasticidad alto. Los resultados de esta investigación también son coherentes con otros estudios anteriores de MEF, con respecto a los esfuerzos compresivos en la zona de la superficie radicular que se observaron.<sup>22, 23, 24</sup>

Esta teoría es presentada en otros trabajos sobre postes prefabricados;<sup>5</sup> sin embargo, cuando se analizan estos estudios se observa que la disminución del esfuerzo está en el perno por tener un módulo de elasticidad bajo, pero se aumenta el esfuerzo en la dentina, especialmente en el área cervical. En el estudio de Pegoretti<sup>26</sup> se encuentra una distribución más homogénea con el material que tiene menor módulo de elasticidad, lo que también se confirma en este estudio, y lo que corresponde a un comportamiento de los materiales de menor módulo de elasticidad, en que el esfuerzo, cuando pasa el límite de fluencia del material, se vuelve más homogéneo. Sin embargo, no puede concluirse de este resultado que el esfuerzo menor para la dentina sea mejor para el sistema, ya que el pronóstico del diente depende de otras variables, como la estructura remanente de dentina.

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

Por lo tanto, puede afirmarse que el modelo de elemento finito desarrollado en el presente trabajo fue capaz de predecir el comportamiento mecánico real y clínico de un premolar inferior unirradicular restaurado con endopostes prefabricados.

## **CONCLUSIONES**

Una vez terminada la investigación, podemos concluir que:

1. La zona cervical de un diente endodonciado es el sitio que soporta más estrés ante fuerzas masticatorias.
2. La distribución de esfuerzos para la dentina fue menor con el incremento del módulo de elasticidad del poste.
3. Observando el mapa codificador de colores, se determinó que el poste de fibra de vidrio distribuye de mejor manera los esfuerzos porque no los concentra en áreas específicas, sino que las distribuye en todo el cuerpo.
4. El poste con mayor módulo de elasticidad (*el de fibra de cuarzo*)



mostró los valores más altos de tensión de Von Mises cuando fue sometido a una fuerza transversal estática de 150 N.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Scotti, R., y M. Ferrari. Pernos de fibra. Bases teóricas y aplicación clínica. Barcelona: Masson. 2004.
2. Mallat, E. Prótesis fija estética. Madrid: Elsevier. 2006. 73-85.
3. Preti, G., F. Bassi, S. Carossa et al. Rehabilitación protésica. Ed. Amolca. 2008.
4. Boksman, L., A. Hepburn, E. Kogan, M. Friedman, W. De Rijk. "Fiber Post Techniques for Anatomical Root Variations". Denistry Today. 30 (5): 104-106. 2011.
5. Boschian, P., S. Guidotti, R. Pietrabissa y M. Gagliani. "Stress Distribution in a Post-Restored Tooth Using the Three-Dimensional Finite Element Method". Journal of Oral Rehabilitation. 2006. (33): 690-697.
6. Gómez, A., E. Chica Arrieta, F. Latorre Correa. "Análisis de la distribución de esfuerzos en diferentes elementos de retención intrarradicular prefabricados". Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Antioquia. 31-42. 2008.
7. Venturini, I., A. Bastos, E. Poiate y K. Hostilio. "Stress Distribution in the Cervical Region of an Upper Central Incisor in a 3D Finite Element Model". Brazilian Oral Research. 23 (2); 2009.
8. Geng, J. P., K. Tan, G. R. Liu. "Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry". Journal of Prosthetic Dentistry. 85: 585-98. 2001.
9. Cailleteau, J. "A Comparison of Intracanal Stresses in a Post-Restored Tooth. Utilizing the Finite Element Method". Journal of Endodontics. 12 (11): 540-544. 1996.
10. Holmes, D., y A. Diaz-Arnold. "Influence of Post Dimension on Stressdistribution in Dentin". Journal of Prosthetic Dentistry. 140-147. 1996.
11. Silva, N., C. Castro, P. Santos-Filho, G. Silva, R. Campos, P. Soares. "Influence of Defferente Post Design and Composition on Stress Distribution in Maxillary Central Incisor: Finite Element Analysis". Indian Journal of Dental Research. 20: 153-158. 2009.
12. Ruse, D. "Propagation of Erroneous Data for the Modulus of Elasticity of Periodontal Ligament and Guttapercha in FEM/FEA Paper: a Story of Broken Links". Dental Materials. 24: 1717-9. 2008.
13. Seefeld, F., H. Wenz, K. Ludwig y M. Kern. "Resistance to Fracture and Structural Characteristics of Different Fiber Reinforced Post Systems". Dental Materials. 23(3): 265-271. 2007.
14. Mattos, G. "Numerical Analysis of the Biomechanical Behaviour of a Weakened Root after Adhesive Reconstruction and Post-Core Rehabilitation". Journal of Dentistry. 40: 423-432. 2012.
15. Angelus (n.d.). Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A. Brasil: Londrina-PR.
16. Bessone, L., y E. Fernández. "Evaluación de diferentes sistemas de postes: Método de elementos finitos". Revista Internacional de Odontoestomatología, 229-236. 2010.
17. Stockton, L., "Factors Affecting Retention of Post Systems: A Literature Review". Journal of Prosthetic Dentistry. 81(4): 380-385. 1999.
18. Schwartz, R., y J. Robbins. "Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review". Journal of Endodontics. 30 (5): 289-301. 2004.
19. Mohammed, S., y H. Desai. "Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in dentistry: An Overview". Oral Hygiene & Health. 2014.
20. James, M., y S. Timoshenko. Mecánica de los materiales. International Thompson Editores. 1998.
21. Asmussen, E., S. Shetty, I. Coutinho. "Factors Determining Post Selection: A Literature Review". Journal of Prosthetic Dentistry. 90 (6). 2003.
22. Alkayan, B., y T. Gulmez. "Resistance to Fracture of Endodontically Treated Teeth Restored with Different Post Systems". Journal of Prosthetic Dentistry. 87: 431-437. 2002.
23. Asmussen, E., A. Peutzfeldt y A. Sahafi. "Finite Element Analysis of Stresses in Endodontically Treated, Dowel-Restored Teeth". Journal of Prosthetic Dentistry. 94: 321-329. 2005.
24. Sildoli, G., P. King y D. Setchel. "An In Vitro Evaluation of a Carbon Fiber-Based Post and Core System". Journal of Prosthetic Denistry, 78: 5-9. 1997.
25. Lanza, A., R. Aversa, S. Rengo, D. Apicella y A. Apicella. "3D FEA of Cemented Steel, Glass and Carbon Posts in a Maxillary Incisor". Dental Materials, 21: 709-715. 2005.
26. Pegoretti, A., L. Fambri, G. Zappini y M. Bianchtti. "Finite Element Analysis of a Glass Fibre Reinforced Composite Endodontic Post". Biomaterials. 23(13): 2667-2682. 2002.