

---

# PRÓTESIS PARCIAL FIJA: ANÁLISIS BIOMECÁNICO SOBRE DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS ENTRE TRES ALTERNATIVAS DE RETENCIÓN

## FIXED PARTIAL PROSTHESIS: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AMONG THREE RETENTION ALTERNATIVES

EDWIN CHICA<sup>1</sup>, FEDERICO LATORRE<sup>2</sup>, SERGIO AGUDELO<sup>3</sup>

**RESUMEN. Introducción:** el propósito de este estudio fue analizar la distribución de los esfuerzos entre tres alternativas de retención de una prótesis dental parcial fija de tres unidades, utilizando el método de elementos finitos (MEF). **Métodos:** se realizaron tres modelos tridimensionales en elementos finitos del tramo dental anterior superior; restaurando uno con postes colados, otro con postes prefabricados y el tercero con implantes. Los modelos del tramo restaurado fueron modelados con hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, encía, raíz, gutapercha, cemento resinoso, poste, muñón de resina (modelos postes prefabricados), cofia metálica y corona cerámica. El material de los postes considerado para el análisis fue una aleación de metal noble (postes colados) y fibra de vidrio (postes prefabricados). Los postes fueron cementados con cemento resinoso. Se hizo un análisis lineal y se consideró las no linealidades asociadas a la geometría del modelo. Las variables incluidas en el modelo fueron el módulo de elasticidad y la razón de Poisson. Se aplicó una carga monótonamente creciente de 1N en la superficie lingual de la corona con una inclinación de 45°. Los esfuerzos de von Mises fueron determinados. **Resultados:** el análisis de elementos finitos indicó que la distribución de los esfuerzos generados en el diente modelado con los postes disminuyó significativamente, de acuerdo con una relación inversamente proporcional al módulo de elasticidad del material. En el modelo con implante, los esfuerzos se concentraron en la zona cervical y en el implante mismo. **Conclusiones:** con las limitantes de este estudio, se encontró que existen variaciones marcadas con respecto a la distribución de los esfuerzos en las tres alternativas de retención, donde un sistema con varios componentes de diferente rigidez es cargado, el elemento más rígido resiste los mayores esfuerzos sin distorsión.

**Palabras clave:** poste, elementos finitos, implante.

Chica E, Latorre F, Agudelo S. Prótesis parcial fija: análisis biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2010; 21(2): 150-158.

---

**ABSTRACT. Introduction:** the purpose of this study was to analyze the stress distribution among three retention alternatives used in a three unit fixed partial prosthesis, using the Finite Element Analysis (FEA). **Methods:** three tridimensional FEA models of the upper anterior area, restored with a cast post, another with a prefabricated post and the third one with an implant, were prepared. The models of the restored area consisted of trabecular bone, cortical bone, periodontal ligament, gingival, root, gutta-percha, resin luting cement, post, composite resin core (for prefabricated posts), metallic core and metal ceramic crown. The post materials considered for analysis were a noble casting alloy and fiber glass. The posts were cemented with resin luting cement. A lineal analysis was carried out and the nonlinearities associated with the geometry of the model, were considered. The variables included in the model were the modulus of elasticity and Poisson's ratio. An increasing load of 1N was applied on the lingual surface of the crown with an inclination of 45°. Von Mises stress were then calculated. **Results:** the Finite Element Analysis showed that the distribution of stresses generated on the tooth modeled with posts, decreased significantly, in accordance with an inverse proportional relation with the modulus of elasticity of the material. In the implant model, the stresses concentrated on the cervical area and on the implant itself. **Conclusions:** within the limitations of this study, it was found that there were marked differences in relation with the stress distribution among the three retention alternatives, where the system with different rigidity components is loaded, the most rigid element is capable of resisting the highest stress without distortion.

**Key words:** post, finite element, fixed partial prosthesis.

Chica E, Latorre F, Agudelo S. Fixed partial prosthesis: biomechanical analysis of stress distribution among three retention alternatives. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2010; 21(2): 150-158.

- 
1. Ingeniero mecánico, maestría en Ingeniería, especialización en Diseño Mecánico, profesor Facultad de Ingeniería. Universidad de Antioquia. Correo electrónico: echica@udea.edu.co.
  2. Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, profesor asociado Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: flatorre@une.net.co.
  3. Ingeniero Mecánico, especialización en Mantenimiento, profesor Facultad de Ingeniería. Universidad de Antioquia. Correo electrónico: seragude@udea.edu.co.

RECIBIDO: NOVIEMBRE 4/2008-ACEPTADO: FEBRERO 23/2010

## INTRODUCCIÓN

Es frecuente que un alto porcentaje de pacientes con problemas dentales requieran una prótesis parcial fija (PPF), la cual utiliza pilares para su fijación que eventualmente pueden ser dientes adyacentes al espacio edéntulo. Debido a la pérdida de la estructura dentaria, estos pilares frecuentemente requieren postes colados o postes prefabricados que son cementados en las raíces con una estructura disminuida, para facilitar la retención de las coronas cerámicas. En ausencia de la raíz del diente, existe la posibilidad de lograr la retención sobre implantes dentales, los cuales, una vez oseointegrados al hueso del maxilar, soportarán la PPF.

Estas tres alternativas de retención de tramos protésicos, el empleo de un poste colado o prefabricado o el uso de implante, están a criterio del clínico, quién teniendo en cuenta parámetros como la estructura dental remanente, la calidad y la cantidad del hueso, la función, los costos y la salud sistémica entre otros, pueden seleccionar el mejor elemento restaurador para cada caso.<sup>1-4</sup>

Si la alternativa de retención seleccionada es con postes, el profesional se ve enfrentado nuevamente a la encrucijada de elegir entre los postes colados o los postes prefabricados, para dar soporte y estabilidad a la prótesis dental.<sup>5, 6</sup>

Tradicionalmente los elementos intrarradiculares se han fabricado en metales base o nobles, que tienen un módulo de elasticidad más alto, razón por la cual se ha discutido el riesgo de fractura y pérdida dental, debido a que en la dentina, estos elementos distribuyen los esfuerzos en forma más heterogénea por las propiedades del material.<sup>7-10</sup>

Autores como Asmussen et al.<sup>11</sup> controvierten las afirmaciones del riesgo de fracturas, argumentando fallas en la interpretación de los estudios que defienden esta afirmación.

Por el riesgo de fracturas, se ha asumido que el uso de materiales con un módulo de elasticidad similar al de la dentina, permite distribuir en forma homogénea los esfuerzos, disminuyendo así las posibilidades de

fractura de la raíz. Para cumplir con estas necesidades, las casas comerciales han desarrollado postes no metálicos en fibra de vidrio o fibra de carbono, que presentan ventajas como: la resistencia a la fatiga, la resistencia a la corrosión, son biocompatibles, mejoran la posibilidad de la adhesión y tienen mejor posibilidad de retiro en caso de fractura del poste. De acuerdo con los estudios actuales, sigue existiendo controversia sobre cuál modelo es mejor y si alguno de ellos protege el sistema o por el contrario, un módulo de elasticidad, tanto alto como bajo, no contribuyen en la posibilidad de fractura, ya que el principal parámetro sería la calidad y la cantidad de la dentina remanente.<sup>12-14</sup>

Cuando el sistema de retención es un implante dental, es importante evaluar la distribución de los esfuerzos y la diferencia en el comportamiento biomecánico con el diente natural.

Uno de los métodos que se dispone para ello es el método de elementos finitos. Este es un procedimiento numérico para resolver ecuaciones diferenciales que caracterizan un problema de manera aproximada. Con el método, una estructura compleja como lo es un diente se divide en pequeños elementos denominados elementos finitos, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados nodos. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. Con el método una vez que la estructura se modela y convierte en formas geométricas simples (elementos finitos), las propiedades del material y las relaciones gobernantes son consideradas sobre esos elementos y expresadas en términos de valores desconocidos en los nodos del elemento. Un proceso de ensamble, cuando se consideran debidamente las cargas y restricciones, da lugar a un conjunto de ecuaciones. La solución de esas ecuaciones permite observar el comportamiento del modelo analizado. Con el método se obtiene la distribución de los esfuerzos, los cuales pueden ser tensiles, compresivos y de corte o una combinación de ellos conocida como el esfuerzo de von Mises, el cual es un indicador o criterio de posible daño o riesgo en la estructura. El

método de elementos finitos fue desarrollado hace varios años para resolver problemas estructurales en áreas como la ingeniería y hace tiempo se utiliza en áreas de la salud para la simulación de sistemas biológicos complejos. A continuación se describe el procedimiento empleado para la modelación y el análisis de un tramo de PPF.

Esta investigación se realizó con el propósito de evaluar la distribución de los esfuerzos en los tres sistemas de retención mediante el método de elementos finitos de manera que entregue mejor información sobre el comportamiento biomecánico de la prótesis fija de tres unidades con tres formas diferentes de retención.

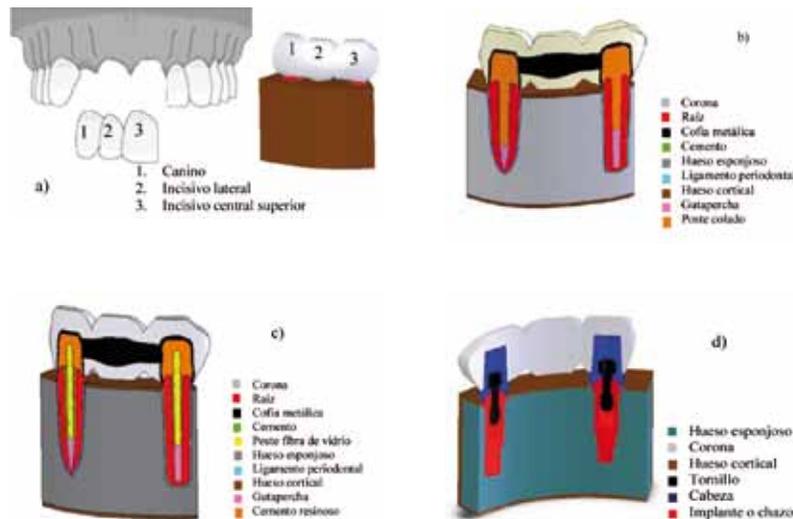
## MATERIALES Y MÉTODOS

Para el análisis de la distribución de los esfuerzos de los modelos presentados se utilizó el método de elementos.

Con el *software* CAD (Solid Edge V17) se modeló una sección del maxilar superior que incluía un tramo de PPF (figura 1a). Los modelos del tramo protésico incluyeron, el incisivo central, el incisivo lateral (póntico) y el canino con sus tejidos de soporte y el elemento intrarradicular objeto de análisis, que fue igual para ambos pilares en el modelo de poste colado de metal noble (figura 1b) y el modelo poste prefabricado de fibra de vidrio (figura 1c).

Figura 1

a) Identificación del tramo protésico analizado. b) Modelo con postes colados. c) Modelo con postes prefabricados. d) Modelo con implante dental



Las dos alternativas de retención con postes a su vez fueron comparadas con un modelo de una prótesis implanto-soportada (figura 1d). La geometría correspondiente a los tejidos duros (raíz, hueso cortical y esponjoso) fue modelada a partir de imágenes planas obtenidas de una tomografía axial computarizada del cráneo de un sujeto vivo. Para modelar el resto de componentes se tomaron medidas de piezas dentales empleadas en este tipo de restauración.

Se escogió el tramo mostrado en la figura 1a por: la forma cónica de la raíz del central y ovalada del canino lo que facilitó su modelado, por ser dientes unirradiculares, por la alta frecuencia de ausencia del incisivo lateral superior por trauma, por presentar malformaciones o el estar ausentes por factores genéticos.<sup>15, 16</sup>

La raíz del incisivo central y del canino fueron modelados con un muñón de 2 mm de estructura coronal

remanente, con un bisel de 1 mm en su periferia para obtener el efecto de férula. Para el diseño del conducto radicular se consideró 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.<sup>17, 18</sup>

Los 4 mm 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.<sup>19</sup>

Para el resto del conducto radicular y su porción coronal se modeló un elemento intrarradicular con dos geometrías dependiendo de si la restauración era con postes colados o prefabricados. En el caso de los postes colados, el espigo de retención se tomó de diámetro coronal de 1,6 mm y apical de 1,1 mm, ajustándose a la anatomía interna del canal radicular del central y el canino con su porción apical redondeada. La geometría y el tamaño de los postes prefabricados fueron tomados de los elementos comercialmente disponibles (comercial Angelus). Además fueron cementados con cemento resinoso en el canal radicular y modelado un muñón con material de resina para proveer el soporte a la corona. Los postes fueron cementados con cemento resinoso para lo cual se modeló una película de 0,04 mm.

La configuración del muñón o núcleo guardó las proporciones de la preparación para una corona completamente cerámica de un incisivo central superior y de un canino superior izquierdo. Se generó una reducción axial de 2 mm. Con esto se aseguró el espacio adecuado para la modulación de la corona totalmente cerámica, de la siguiente manera: el espesor de la porcelana fue de 2 mm. Todos estos parámetros ayudaron a que la restauración cumpliera con los requisitos de estética y espesor adecuados para la resistencia del material y así evitar los sobrecontornos. El ligamento periodontal se modeló con un espesor en la periferia de la raíz de 0,2 mm para todos los modelos.

Para el modelo con implante se consideró una referencia de la casa comercial Lifecore, implante RBM

de 3,75 mm de diámetro por 13 de longitud. En el modelo con el implante (figura 1d) no se consideró raíz ni ligamento periodontal, y se diseñó con las siguientes partes: implante, tornillo, pilar, corona, hueso cortical, hueso esponjoso. El implante se modeló con todos sus componentes, con un cilindro roscado de diámetro mayor de 3,75 mm y longitud de 13, el cual se torna cónico en su parte inferior, tiene un roscado interno para la sujeción del pilar con el tornillo, una protrusión hexágona en su parte superior para la unión con el pilar protésico para impedir que este gire y además cuatro ranuras en su parte inferior que facilitan la fijación en el hueso. El pilar se consideró como un cilindro cónico de diámetro mayor de 5 mm y longitud de 8,4, con un agujero interno por el cual se inserta el tornillo, con un agujero hexágono en su cara inferior para su unión con el implante, además tiene una superficie plana en el cono para evitar el giro de la corona. Para el análisis se consideró que al instalar el implante se da un proceso de oseointegración, en el cual el hueso cortical recubre el implante desde la primera rosca hasta su extremo inferior. Considerando el implante totalmente unido con el hueso cortical, se simuló la condición estable del estado clínico, es decir, se asume que ha pasado el tiempo requerido para la oseointegración.<sup>20</sup>

Para los tres modelos (figura 1 b, c, d) el hueso alveolar incluyó el hueso esponjoso que forma el interior del cuerpo maxilar y el hueso cortical que rodeó tanto el maxilar como el alvéolo. El hueso cortical se consideró 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 incisivo superior se modeló con una longitud total de 25 mm, la corona midió 9 x 7,5 mm y la raíz 16 x 5 mm, la longitud del canino fue de 27 mm, la corona 9 x 7,5 mm y la raíz 18 x 5 mm mesiodistal x 6 mm buco lingual, en el incisivo lateral (póntico) la corona se modeló de 8 x 6 mm.

Una vez obtenidos los modelos se exportaron 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 fue lineal y se consideraron las no

linealidades geométricas, se utilizaron elementos hexaédricos tipo brick, logrando convergencia de la malla con un modelo con 275.306 nodos y 78.659 elementos.

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen los modelos numéricos fueron obteni-

das de la literatura disponible. De esta forma los modelos contaron con propiedades isotrópicas para: la porcelana, el poste, la gutapercha, la dentina, la resina, la cofia metálica y el ligamento periodontal; y propiedades ortotrópicas para el poste de fibra de vidrio, el hueso cortical y esponjoso (véase tabla 1).

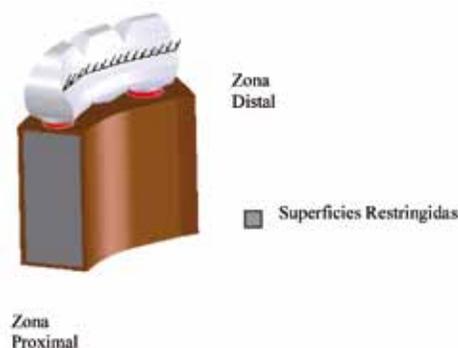
**Tabla 1**  
*Propiedades de los materiales utilizados en el modelo de elementos finitos*

| Material                              | E (MPa) Módulo de elasticidad |          |         | V Coeficiente de Poisson |       |       |
|---------------------------------------|-------------------------------|----------|---------|--------------------------|-------|-------|
|                                       | X                             | Y        | Z       | XY                       | YZ    | XZ    |
| Hueso cortical <sup>21,22</sup>       | 10,300                        | 1414,200 | 27,000  | 0,295                    | 0,100 | 0,115 |
| Hueso esponjoso <sup>23</sup>         | 315,650                       | 390,380  | 942,630 | 0,295                    | 0,100 | 0,115 |
| Dentina <sup>24</sup>                 | 18,600                        | 18,600   | 18,600  | 0,310                    | 0,310 | 0,310 |
| Cerámica <sup>24</sup>                | 69,000                        | 69,000   | 69,000  | 0,280                    | 0,280 | 0,280 |
| Cemento resinoso <sup>25,26</sup>     | 8,000                         | 8,000    | 8,000   | 0,300                    | 0,300 | 0,300 |
| Metal noble <sup>24</sup>             | 97,000                        | 97,000   | 97,000  | 0,330                    | 0,330 | 0,330 |
| Gutapercha <sup>24</sup>              | 0,690                         | 0,690    | 0,690   | 0,450                    | 0,450 | 0,450 |
| Ligamento periodontal <sup>24</sup>   | 68,900                        | 68,900   | 68,900  | 0,450                    | 0,500 | 0,450 |
| Cofia metálica <sup>27</sup>          | 96,600                        | 96,600   | 96,600  | 0,350                    | 0,350 | 0,350 |
| Fibra de vidrio <sup>11, 28, 29</sup> | 11,000                        | 40,000   | 11,000  | 0,070                    | 0,260 | 0,320 |
| Resina Composite <sup>21</sup>        | 22,200                        | 22,200   | 22,200  | 0,300                    | 0,300 | 0,300 |
| Titanio <sup>12</sup>                 | 103,400                       | 103,400  | 103,400 | 0,330                    | 0,330 | 0,330 |

Cuando se realiza un corte de una sección del maxilar se obtiene un segmento de tejido óseo con una superficie plana hacia proximal y la otra hacia distal. Para simular la continuidad del maxilar se aplicó una restricción de todos los grados de libertad en ambas superficies que resultan del corte (figura 2). Además se establecieron relaciones de contacto de no penetración entre las partes que conforman el mo-

delo que están adyacentes entre sí. Para conocer la distribución del esfuerzo sobre el diente restaurado, los modelos fueron cargados con una fuerza monótonamente creciente uniformemente distribuida de magnitud 1 N, con una inclinación de 45° respecto al eje longitudinal del diente en la cara lingual de la corona. Esta carga simuló las cargas generadas durante algunos de los movimientos masticatorios.

**Figura 2**  
*Condiciones de frontera y carga aplicada al modelo*



## RESULTADOS

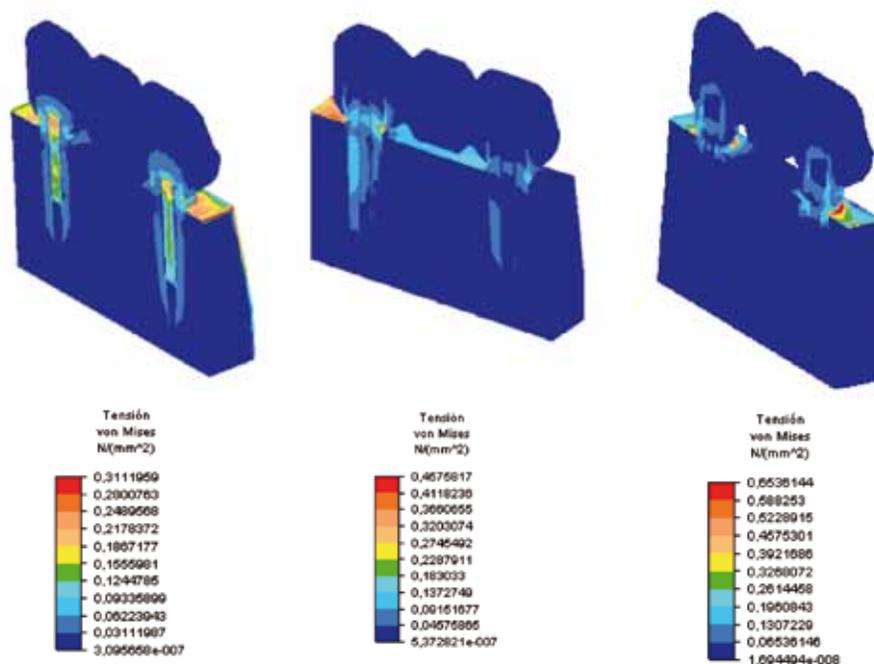
En la figura 3 se muestra la distribución del esfuerzo de von Mises del tramo de prótesis fija soportado por: postes colados de metal noble (figura 3a), postes prefabricados de fibra de vidrio (figura 3b) y los implantes dentales (figura 3c).

Se observó que en el modelo con postes colados, el elemento de retención (poste) es el que absorbe la mayor cantidad del esfuerzo generado por la carga aplicada sobre la corona al compararlo con el mo-

delo de postes prefabricados que se caracterizó por presentar distribución más uniforme debido a su módulo de elasticidad menor. Debido a este comportamiento, la mayor concentración del esfuerzo recae sobre los tejidos circundantes (raíz y hueso).

En el modelo restaurado con implantes, la concentración del esfuerzo se presentó en la zona cervical del implante, afectando la parte interna y externa de este, resultado compatible con otros estudios sobre la distribución de los esfuerzos en los implantes dentales.<sup>28-32</sup>

**Figura 3**  
*Esfuerzo von Mises (MPa) modelos prótesis parcial fija. a) Modelo postes colados de metal noble. b) Modelo postes prefabricados de fibra de vidrio. c) Modelo implantes dentales*



El modelo con postes prefabricados al tener el mismo canal radicular que el modelo con postes colados, presenta el inconveniente que el poste prefabricado no copia perfectamente la geometría del conducto, provocando que el espesor de la película de cemento sea mayor, variable que puede haber afectado su comportamiento.<sup>33, 34</sup>

La magnitud de los esfuerzos de von Mises se presenta en la tabla 2, mediante gráficas.

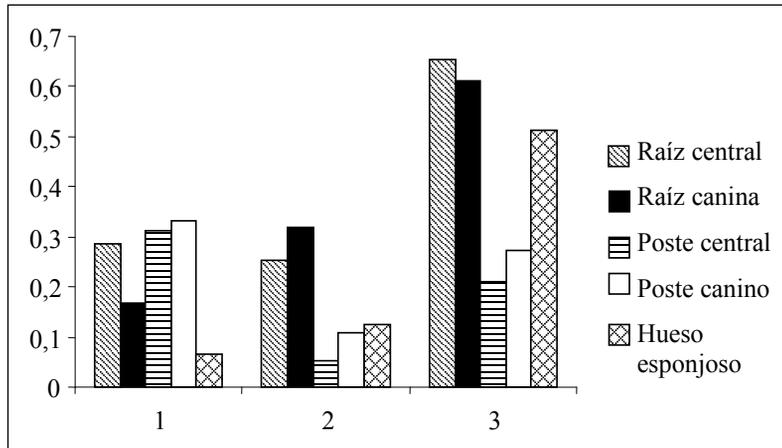
En el caso del modelo con implantes dentales, el valor del esfuerzo sobre la raíz es asumido como

el esfuerzo sobre el implante, ya que este es el sustituto mecánico de las raíces en los casos donde están ausentes.

De la tabla 2 se puede concluir que en los postes colados el esfuerzo mayor es absorbido por la estructura más rígida, en cambio en los elementos prefabricados, debido a las propiedades de la fibra de vidrio, la mayor cantidad del esfuerzo se absorbe por las estructuras adyacentes (dentina, hueso, ligamento).

**Tabla 2**  
*Esfuerzo de von Mises (MPa) sobre diferentes partes del modelo*

| Modelos            | Raíz central | Raíz canino | Poste central | Poste canino | Hueso esponjoso |
|--------------------|--------------|-------------|---------------|--------------|-----------------|
| Poste colado       | 0,2860719    | 0,1679256   | 0,3119590     | 0,3317479    | 0,0670686       |
| Poste prefabricado | 0,2521035    | 0,3183880   | 0,0535553     | 0,1095623    | 0,1256432       |
| Implante dental    | 0,6536144    | 0,6102742   | 0,2109422     | 0,2725989    | 0,5119857       |



1) Modelo postes colados metal noble. 2) Modelo poste prefabricado de fibra de vidrio. 3) Modelo implante dental.

## DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos ha sido extensamente utilizado en la odontología, debido a que permite evaluar el comportamiento mecánico de los materiales utilizados para las restauraciones dentales.

El análisis de elementos finitos aplicado en esta investigación mostró cambios en los esfuerzos inducidos en el tramo. Existen diferencias en la distribución de los esfuerzos en las tres alternativas de retención de un tramo protésico anterior superior rehabilitado con poste prefabricado (fibra de vidrio), poste colado (metal noble) y un implante dental, estos cambios se explican por tener los materiales restauradores propiedades y geometría diferente.

Los resultados obtenidos sobre los modelos con postes están de acuerdo con lo presentado por Asmussen y colaboradores<sup>11</sup> quienes se plantean que el esfuerzo mayor se da en el poste con un módulo de elasticidad mayor, disminuyendo el esfuerzo en las estructuras adyacentes. La interpretación de estos resultados es diferente a la de otros autores como Pegoretti y colaboradores,<sup>6</sup> ya que plantean que la distribución

de los esfuerzos en modelos con menor módulo de elasticidad le ofrece una ventaja adicional al diente.

De estos resultados se deduce la importancia de la calidad ósea y la cantidad cuando la alternativa de restauración del tramo protésico será implantosoportada, ya que su influencia en el hueso será mayor. Esta interpretación está de acuerdo con el análisis que hacen Geng y colaboradores<sup>35</sup> a la importancia del diámetro, de la longitud y la cantidad ósea en implantes dentales y al análisis sobre la deformación ósea que hacen Tada y colaboradores.<sup>36</sup>

Cuando se comparó la magnitud del esfuerzo sobre el hueso esponjoso o trabecular, se pudo deducir que la restauración con implantes generó mayor esfuerzo sobre el implante en su periferia y sobre el hueso en la parte cervical, concepto que está de acuerdo con el análisis que hace Geng y colaboradores sobre la biomecánica en implantes.<sup>35</sup> El modelo con implantes generó mayor esfuerzo sobre el hueso que las restauraciones con postes y entre los postes, los prefabricados transmitieron mayor esfuerzo al hueso trabecular que el poste colado. La explicación de esta diferencia en la distribución de los esfuerzos

entre los modelos de postes y el implante dental se explica por la presencia del ligamento periodontal en el diente, el cual disipa la energía que recibe, debido al bajo módulo de elasticidad del ligamento periodontal. En cambio en el implante dental, por no tener ligamento periodontal y ser un módulo alto (rígido), este absorbe la mayor parte de la energía y se transmite al hueso en la zona cervical en mayor porcentaje.

## CONCLUSIONES

El modelo con implantes dentales generó más esfuerzo sobre el hueso en el área cervical que los dientes restaurados con diferentes postes, lo cual se explica por las distintas propiedades del implante y de raíz dental.

Entre los postes, los que tienen un mayor módulo de elasticidad, presentan menor esfuerzo sobre la raíz y las estructuras adyacentes y los de menor módulo de elasticidad, mayor esfuerzo sobre la raíz y los tejidos adyacentes, pero su esfuerzo es más homogéneo.

Aunque el implante dental genera mayor esfuerzo sobre el hueso, la mayor concentración se da en el mismo implante.

## 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

- Johansson LA, Ekfeld A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 172-176.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1998; 13: 82-90.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Preparation for extensively damaged teeth. In: *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3.<sup>a</sup> ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 181-209.
- 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): 442-448.
- Holmes DC, Díaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-147.
- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *J Biomater* 2002; 23(13): 2667-2682.
- Oliver P, Hutter J. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronaradicular reinforcement. *J Endod* 2002; 28(10): 710-775.
- Heydecke G, Butz F, Strub J. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems. An in vitro study. *J Dent* 2001; 29(6): 427-433.
- Kogan E. Postes flexibles de fibra de vidrio (técnica directa) para restauraciones de dientes tratados endodónticamente. *Rev ADM* 2001; 58(1): 5-9.
- Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 431-437.
- 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.
- Smith CT, 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.
- Butz F, Lennon M, Heydecke G, Strub J. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001; 14(1): 58-64.
- 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.
- Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration endodontically treated tooth. In: *Contemporary fixed prosthodontics*. 4.<sup>a</sup> ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 336-378.
- Genovese K. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005; 38: 2375-2389.
- Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4): 375-380.

18. 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.
19. Baumgartner JC, Falkler WA. Bacterial in the apical 5 mm of infected root canals. *J Endod* 1991; 17(8): 380-383.
20. Cohen S, Orenstein J. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac* 1994; 9(2): 230-234.
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 JY, Ashman RB, Rice Janet C. The fabric dependence of the orthotropic elastic constantans of cancellous bone. *J Biomech* 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): 127-134.
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 CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-427.
27. 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.
28. Gunne J, Astrand P, Lindh T. Dentaduras parciales fijas soportadas por dientes-implantes y por implantes: informe de 10 años. *Rev Int Protes Estomatol* 2000; 2(1): 39-44.
29. Gunne J, Rangert B, Glantz PO, Svensson A. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3): 335-341.
30. Palma V, Miguélez AM, Paradés G. Ferulizaciones diente-implante. *Rev Int Protes Estomatol* 2003; 5(2): 131-137.
31. Rangert B, Gunne J, Sullivan D. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(2): 177-186.
32. Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(1): 40-46.
33. Albuquerque R de C, Abreu Polleto LT. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30(9): 936-943.
34. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the composipost. *Compend Contin Educ Dent* 1996; 20 Supl: S50-S56.
35. 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.
36. Tada S, Stegariu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(3): 357-368.