

# Análisis por elementos finitos de primeros premolares superiores restaurados con sistemas de endopostes

María Andrea Baino<sup>a</sup>/Enrique Fernández Bodereau (h)<sup>b</sup>

**Objetivo:** El propósito de este estudio fue evaluar, mediante el método de análisis por elementos finitos, el comportamiento biomecánico de primeros premolares superiores tratados endodónticamente y restaurados con sistemas de endopostes y coronas coladas. **Material y métodos:** Se realizaron siete modelos 3D de primeros premolares superiores en un soporte óseo considerando tres niveles de remanente coronal: 1) sin remanente; 2) con 2 mm, y 3) con 4 mm. Se reconstruyeron con dos sistemas de endopostes: a) preformado de fibra de carbono con matriz de resina epoxi y b) colado de cromo-níquel y restaurados con coronas coladas de cromo-níquel. Un modelo fue reconstruido con resina sin restauración a perno (control). Se aplicaron dos cargas estáticas de 100 N y 600 N, en 45° sobre la vertiente interna de la cúspide palatina. Se evaluó concentración, localización y distribución de las tensiones (compresión, tracción, Von Mises). **Resultados:** Los resultados mostraron que la zona cervical recibió mayores tensiones y se correspondió con la de máxima tensión observada en el perno. Los postes de fibra de carbono absorbieron menores tensiones comparados con los colados. Se redujeron las tensiones en la dentina con el aumento del módulo de elasticidad del perno. En la raíz palatina se observaron esfuerzos de compresión y en la vestibular, de tracción. A mayor remanente dentario disminuyeron las tensiones en dentina. La carga de inicio de fractura en la dentina se determinó entre 400 N-500 N. **Conclusiones:** Los elementos restaurados con endopostes de fibra de carbono y mayor remanente dentario presentaron menor concentración de tensiones, mostrando un óptimo comportamiento biomecánico.

**Palabras clave:** postes, fibra de carbono, cromo-níquel, tensiones, análisis por elementos finitos

## Introducción

Los inicios y la evolución histórica del uso de sistemas de pernos para restaurar elementos dentarios se remontan hasta 250 años atrás, según se consigna en la bibliografía revisada<sup>1</sup>.

El primer registro encontrado surge en el año 1728, cuando Pierre Fauchard diseñó un sistema de espigas basado en postes metálicos roscados en las raíces dentarias<sup>2</sup>.

Posteriormente, en 1746, Claude Mouton publicó el diseño de una corona y un perno de oro<sup>3</sup>.

A mediados del 1800 se difundió el uso de coronas pivót; consistían en postes de madera ajustados a la corona y al conducto<sup>1</sup>. Esta técnica fracasó por las fallas originadas por

la expansión de la madera en el medio húmedo, produciendo la fractura de los pernos.

Durante este período surgieron además las coronas tipo Richmond, basadas en un perno y corona confeccionados en una sola pieza<sup>1</sup>.

Este diseño se usó por décadas para restaurar elementos dentarios desvitalizados, hasta la aparición del poste-muñón colado en una estructura independiente de la corona, lo cual permitió mejorar la adaptación marginal de las restauraciones coronarias y poder realizar su recambio sin necesidad de retirar el poste<sup>4</sup>.

Los postes convencionales colados fueron considerados hasta 1980 como la mejor técnica disponible para reconstruir la corona de un diente luego del tratamiento del conducto radicular<sup>5</sup>.

En un primer momento se pensó que la utilización de un perno reforzaba al diente tratado con endodoncia<sup>6</sup>. Sin embargo, a través de la investigación realizada en las últimas décadas<sup>7,8,9</sup> se ha demostrado que su colocación interfiere en la resistencia mecánica del diente, aumentando el riesgo de daño de la estructura dentaria residual. La razón principal que sustenta su uso sería la conexión de la estructura coronal perdida a la porción radicular remanente, brindando así retención para una futura restauración coronaria.

<sup>a</sup>Dra. en Odontología. Docente de Clínica de Prótesis Fija. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba. Argentina.

<sup>b</sup>Catedrático de Clínica de Prótesis Fija. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba. Argentina.

**Correspondencia:** Ituzaingó 1035. Córdoba. C.P.: 5000. Argentina. Tel./fax: 54-351-4694874. E-mail: bodereau@uolsinetis.com.ar

Algunos estudios<sup>12,13</sup> demostraron un elevado porcentaje de éxito obtenido a través de los años con el uso del sistema de endopostes colados. Sin embargo, otros trabajos de investigación clínica<sup>14,15,18,19</sup> encontraron un promedio mayor de fracturas de la raíz de soporte, lo que llevó al fracaso irreversible del sistema.

Los postes colados son confeccionados a partir de aleaciones que pueden ser nobles (tipo III, ADA) o no nobles (cromo-níquel)<sup>20</sup>.

Los pernos convencionales colados fueron considerados restauraciones de uso generalizado hasta la aparición de los postes prefabricados.

En 1960 se introdujo inicialmente el uso de postes prefabricados y materiales de relleno plástico para confeccionar los sistemas de poste-muñón, adquiriendo amplia difusión a partir de ese momento<sup>21</sup>.

Los sistemas de postes prefabricados están constituidos por tres componentes: 1) poste prefabricado; 2) material de muñón plástico, y 3) agente cementante. Todos ellos trabajan en forma conjunta para lograr el éxito total del sistema<sup>13</sup>.

Diferentes estudios<sup>22</sup> sostienen que los postes activos, roscados en la dentina, transmiten mayor sobrecarga a la pieza dentaria, ya sea en el momento de la instalación o durante la aplicación de las fuerzas masticatorias. No ocurre lo mismo con los pasivos, razón por la cual se comenzó a difundir su uso.

Duret y cols.<sup>23,24</sup>, en el año 1988, introdujeron en el mercado los primeros pernos de resinas reforzadas con fibra de carbono (Composipost).

Posteriormente, y en respuesta a las demandas estéticas, se desarrollaron los postes blancos, de fibras de cuarzo o de vidrio, y los postes híbridos, constituidos por fibra de carbono recubiertos con fibras blancas de cuarzo.

Los postes de resinas reforzadas con fibras están formados por una matriz de resina que contiene diferentes fibras de refuerzo<sup>25</sup>, constituyendo su estructura principal y presentando mayor resistencia a la tensión. La matriz constituida por una resina epoxi o sus derivados tiene la propiedad de unirse mediante radicales libres comunes a la resina BISGMA, componente principal de los sistemas adhesivos.

Los endopostes de fibra de carbono son pasivos y están constituidos por fibras de carbono dispuestas en forma lineal en una matriz de resina epóxica, las cuales constituyen el 64% del peso del poste<sup>26</sup>.

Los materiales de fibra de carbono han adquirido auge en la práctica prostodóntica, ya que presentan grandes ventajas, incluyendo biocompatibilidad, propiedades mecánicas satisfactorias (resistencia, rigidez, poco peso, resistencia a la corrosión, resistencia a la fatiga)<sup>26,27,28</sup> y facilidad de remoción del conducto radicular. Los postes metálicos son más difíciles de remover.

Se ha demostrado a través de distintos estudios que el módulo de elasticidad (rigidez) de un perno debe ser similar al de la dentina radicular para distribuir las fuerzas aplicadas, a través de toda la longitud del poste<sup>29,30</sup>.

En contraposición a los postes de fibra de carbono, los colados presentan un módulo de elasticidad mayor, por lo cual muestran una elevada incidencia de fracturas radiculares.

Martínez González y cols.<sup>30</sup> observaron que los postes colados de cromo-níquel presentaron mayor tendencia a la fractura radicular del tercio apical en comparación con los cerámicos y de resina acetálica.

La resistencia a la fractura del diente luego de la terapia endodóntica está directamente relacionada a la cantidad y calidad de tejido dental remanente<sup>19,31,32</sup>.

La presencia de 1 a 2 mm de estructura dental intacta alrededor de la circunferencia de la preparación dentaria sirve para asegurar el efecto férula (*ferrule*) y aumenta la resistencia a la fractura de dientes restaurados con sistemas de poste-muñón colado<sup>18,33,34,35</sup>.

Diversos autores<sup>28,36,37</sup> han confirmado el valor de las técnicas adhesivas para restaurar el diente tratado endodónticamente.

Las propiedades mecánicas de los postes pueden ser investigadas mediante la utilización de test experimentales bajo diferentes condiciones de carga<sup>38,39</sup>. Sin embargo, la distribución de tensiones dentro de los sistemas de endopostes se puede evaluar mediante la utilización de métodos de análisis fotoelástico y análisis por elementos finitos.

El método de análisis por elementos finitos está basado en la confección de un modelo matemático que simula la geometría y condiciones de carga de la estructura analizada. Este modelo es un ensamble de pequeñas regiones interconectadas entre sí, las cuales se denominan elementos finitos, y la unión de cada uno de ellos se denomina nodo. En cada subregión se aproxima su comportamiento en una manera simplificada cuya formulación dependerá del problema de la física que se está analizando. Estos elementos pueden ser representados mediante distintas figuras geométricas, de acuerdo con el material en estudio<sup>40,41</sup>.

Este método de análisis sirve para evaluar las deformaciones y tensiones en algún punto del modelo y evidenciar las áreas de mayor concentración de las mismas<sup>41</sup>.

En el ámbito odontológico, la variabilidad de resultados obtenidos con experimentaciones *in vitro* llevó a distintos investigadores a utilizar este método como medio de estudio en elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes. Algunos utilizaron modelos asimétricos en dos dimensiones (2D)<sup>42,43,44,45</sup>, mientras que otros estudios se basaron en modelos 3D<sup>46,47,48,49,50,51,52,53,54,55,56</sup>. Los modelos tridimensionales permiten realizar una descripción exacta del estado actual de tensiones, pero presentan el inconveniente de una técnica de realización más complicada y costosa.

El objetivo de este estudio fue evaluar, mediante el método de análisis por elementos finitos, el comportamiento biomecánico de primeros premolares superiores restaurados con sistemas de endopostes y coronas coladas, utilizando dos variantes de postes y distinta cantidad de remanente dentario.

## Materiales y métodos

### Confección de modelos geométricos

Mediante la utilización de un programa de diseño tridimensional asistido por computadora (CATIA, Dassault Systèmes,

Paris, France) se realizaron modelos sólidos (geométricos) tridimensionales del primer premolar superior. La geometría del elemento dentario se determinó tras analizar un grupo de 80 primeros premolares superiores con 2 raíces extraídos por razones ortodóncicas (edad  $\pm$  25 años). Sus diferentes secciones (diámetros vestibulo-lingual, mesio-distal y altura ápico-coronal) se midieron con calibre digital con el fin de buscar un elemento dentario promedio representativo. La configuración interna del diente seleccionado se determinó mediante la observación y medición de un corte longitudinal del mismo.

Posteriormente se procedió a realizar el dibujo (programa CATIA, Dassault Systèmes, Paris, France) del primer premolar seleccionado mediante mediciones realizadas en un proyector de perfiles (TAF003, Mitutoyo, Japan). El procedimiento fue el siguiente:

- Se colocó el diente de costado sobre el proyector y se obtuvieron coordenadas X e Y de 54 puntos sobre el perímetro completo del elemento proyectado. Esta información se llevó a la computadora y se trazó una curva sobre dichos puntos, obteniendo de esta forma el perfil del premolar.
- En la zona de las raíces se efectuaron dos mediciones del diámetro de cada una de ellas con calibre digital, a distancia conveniente, con el fin de representar completamente cada raíz.
- En la zona de la corona se realizaron sucesivos desgastes por abrasión (cuatro cortes) hasta obtener superficies planas sobre las cuales se obtuvieron coordenadas X e Y de por lo menos 15 puntos (proyector de perfiles TAF003, Mitutoyo, Japan) para posteriormente en la computadora definir el perfil de cada corte. Se trazó una curva sobre dichos puntos y se obtuvieron los perfiles coronarios.
- Luego, utilizando como referencia el perfil obtenido en a), se colocaron en la posición correspondiente a la altura en que se obtuvo cada perfil, los 4 perfiles obtenidos en c). Asimismo, se dibujaron curvas con los diámetros obtenidos en b) en cada una de las raíces y en la posición o altura correspondiente a la cual se realizaron las mediciones. De esta manera se confeccionó una malla.
- Sobre la malla obtenida en d), se trazaron superficies para obtener el volumen que representa al diente, el cual fue posteriormente transformado en el sólido utilizado como punto de partida para las simulaciones.
- Se efectuaron diversos cortes al sólido para separar al diente completo en sus distintos componentes: dentina, esmalte, corona, conducto radicular.

La geometría del tramo de hueso de soporte del maxilar superior fue determinada partiendo de un perfil resultante de mediciones realizadas en un preparado anatómico óseo correspondiente a un corte frontal del maxilar a la altura del primer premolar superior. Luego se confeccionó un sólido mediante la extrusión de dicho perfil y se realizó un corte para separar el hueso compacto del esponjoso.

Posteriormente, luego de obtener los modelos sólidos correspondientes al primer premolar superior y al tejido óseo, se simplificó la geometría del elemento dentario en el soporte óseo a la confección de un único modelo geométrico tridimensional.

### **Confección de modelos de elementos finitos**

Mediante la importación de la geometría CATIA a un programa generador de mallas (programa Abaqus/CAE, versión 6.4, Abaqus Inc. USA; 2003), se realizaron los modelos de elementos finitos correspondientes para efectuar el análisis de la distribución de tensiones.

Se confeccionaron 7 modelos de elementos finitos, con elementos sólidos de 4 y 8 nodos. Se utilizaron elementos de primer orden o lineales: tetraedros para los elementos sólidos de 4 nodos y hexaedros para los de 8 nodos, que fueron pegados entre sí mediante condiciones de vínculo adecuadas (figs. 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7):

Modelo 1: Endoposte de fibra de carbono. Sin remanente dentario. Muñón coronal: resina. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 2: Endoposte de fibra de carbono. Remanente dentario 2 mm. Muñón coronal: resina. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 3: Endoposte de fibra de carbono. Remanente dentario 4 mm. Muñón coronal: resina. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 4: Endoposte colado (cromo-níquel). Sin remanente dentario. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 5: Endoposte colado (cromo-níquel). Remanente dentario 2 mm. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 6: Endoposte colado (cromo-níquel). Remanente dentario 4 mm. Corona colada (cromo-níquel).

Modelo 7: Tratamiento endodóntico. Sin endoposte. Restaurado con resina (modelo control).

El diseño de los endopostes se realizó de acuerdo con la forma de los pernos de fibra de carbono (Carbonite, Nardim, SA, Switzerland. # 1,20 mm): paredes paralelas con conicidad apical. El poste colado de cromo-níquel (porción intraconducto) se conformó siguiendo esa configuración para lograr uniformidad en el diseño. La longitud de todos los pernos se determinó en dos tercios de la longitud total de la raíz palatina.

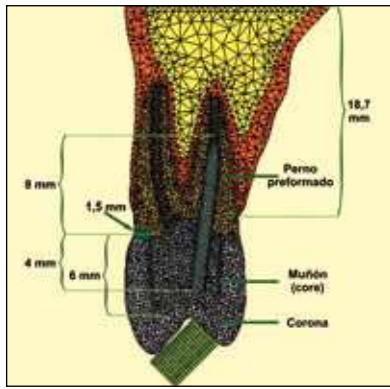
En los modelos de elementos finitos analizados se consideraron los siguientes componentes del diente y elementos de tratamiento: dentina, muñón coronal (core), corona, perno, soporte hueso maxilar superior: cortical y trabecular.

Para conseguir una mayor aproximación del estado de tensiones en la zona más exigida de la dentina, se realizaron submodelos de cada uno de los modelos de elementos finitos con el fin de estudiar con una malla más densa una pequeña zona del modelo general o global. Para ello se interpoló la solución obtenida en el modelo global para lograr la solución en el submodelo.

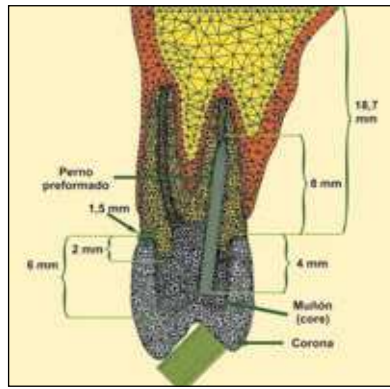
### **Materiales**

Se consideraron los siguientes materiales y propiedades mecánicas (tabla 1) asignándoles características de isotrópicos y homogéneos<sup>45</sup>:

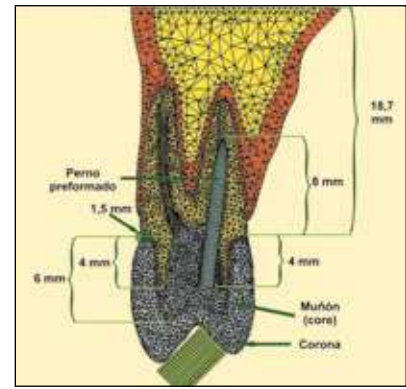
Para el endoposte de fibra de carbono con matriz de resina, por ser un material compuesto de fibra de carbono en una matriz de resina epoxi, se consideraron las siguientes propiedades ortotrópicas<sup>45</sup>:



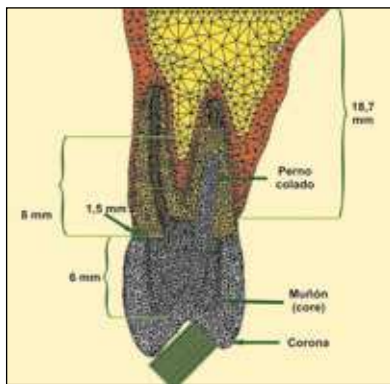
**Fig. 1** Dimensiones (mm) modelo 1 de elementos finitos restaurado con endoposte de fibra de carbono sin remanente dentario.



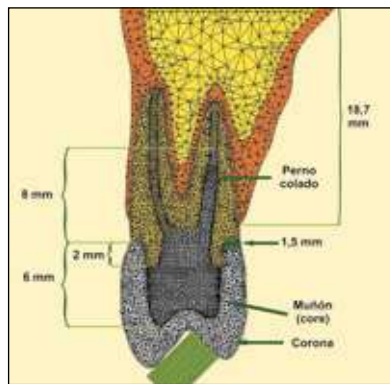
**Fig. 2** Dimensiones (mm) modelo 2 de elementos finitos restaurado con endoposte de fibra de carbono y remanente dentario de 2 mm.



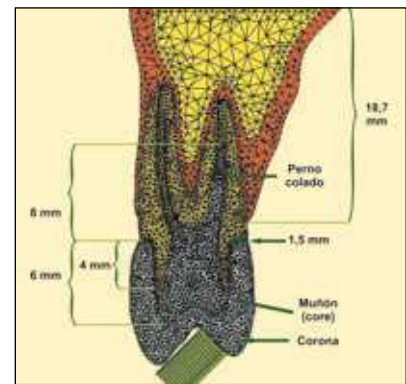
**Fig. 3** Dimensiones (mm) modelo 3 de elementos finitos restaurado con endoposte de fibra de carbono y remanente dentario de 4 mm.



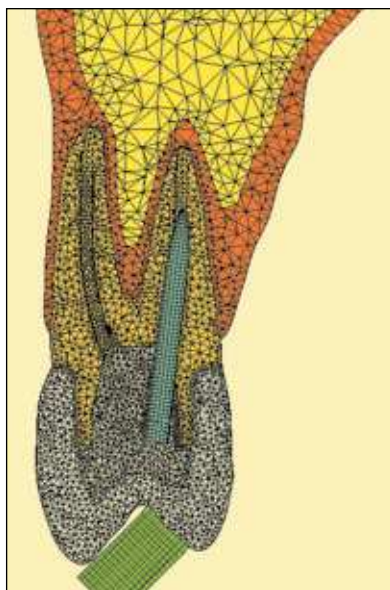
**Fig. 4** Dimensiones (mm) modelo 4 de elementos finitos restaurado con endoposte colado de cromo-níquel, sin remanente dentario.



**Fig. 5** Dimensiones (mm) modelo 5 de elementos finitos restaurado con endoposte colado de cromo-níquel y remanente dentario de 2 mm.



**Fig. 6** Dimensiones (mm) modelo 6 de elementos finitos restaurado con endoposte colado de cromo-níquel y remanente dentario de 4 mm.



**Fig. 7** Dimensiones (mm) modelo 7 de elementos finitos con tratamiento endodóntico restaurado con resina, sin endoposte (modelo control).

- Módulo de elasticidad longitudinal (E11)\* 125.000 MPa
- Módulo de elasticidad longitudinal (E22) 8.500 MPa
- Módulo de elasticidad longitudinal (E33) 8.500 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G12) 3.100 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G13) 3.100 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G23) 3.000 MPa
- Coeficiente de Poisson ( $\sqrt{12}$ ) 0,25
- Coeficiente de Poisson ( $\sqrt{23}$ ) 0,25
- Coeficiente de Poisson ( $\sqrt{13}$ ) 0,32

\*Se consideró como el valor de mayor resistencia al módulo de elasticidad longitudinal del perno en relación a la dirección 1.

### Cargas y condiciones de contorno

En los siete modelos de elementos finitos estudiados se aplicó una primera carga estática que consistió en una fuerza de 100 N (Newton) a través de una presión de 28,29 MPa. Para la aplicación se utilizó un cilindro de 3 mm de diámetro que fue pegado al premolar en ángulo de 45° sobre la vertiente interna de la cúspide palatina (fig. 1).

Posteriormente, y en forma gradual, se aplicó una segunda fuerza de 600 N a través de una presión de 169,74 MPa.



**Tabla 1** Propiedades mecánicas de los elementos estudiados en los modelos de elementos finitos. No se incluyeron la gutapercha ni el cemento por presentar módulo de elasticidad bajo en relación con los demás elementos bajo estudio

Elemento	Módulo de elasticidad (MPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18.000	0,31
Esmalte	41.000	0,30
Hueso cortical	13.700	0,30
Hueso trabecular (esponjoso)	1.370	0,30
Resina (muñón coronal) (Para Core, Coltene, Whaledent, USA)	12.000	0,33
Cromo-níquel (perno-corona) (Wiron 99, Bego, Germany)	205.000	0,33

Dicho valor representa la fuerza máxima observada durante la masticación<sup>57,58,59,60,61</sup>. Esto se realizó con el fin de determinar la carga de inicio de fractura en la dentina de los elementos dentarios reconstruidos con los sistemas de endopostes analizados. Para determinar cómo se llevaba a cabo esta última, se observó el momento en que las tensiones llegaron a un promedio de 85 MPa, valor considerado como la máxima resistencia a la tracción de la dentina<sup>62</sup>, relacionando luego ese valor con la fuerza aplicada en dicho momento.

Cada modelo se consideró empotrado en la base del soporte de hueso cortical y trabecular.

Este estudio se realizó considerando el criterio de tensiones tridimensional de Von Mises, el cual se presenta bajo la siguiente fórmula<sup>63</sup>:

$$\sigma_{vm} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_2)^2}$$

$\sigma_1 \sigma_2 \sigma_3$ : tensiones principales,  $\sigma_{vm}$ : tensiones Von Mises.

Las tensiones principales son en realidad tensiones normales en planos donde las tensiones de corte tienen valor cero.

Se presentan además tensiones locales de tracción y compresión<sup>48</sup>. La selección de tensiones de tracción locales fue realizada porque son más precisas, muestran el origen de las tensiones y son potencialmente responsables de los *cracks*.

Mientras, las tensiones de Von Mises muestran la localización de amplias áreas de tensión, donde no se puede determinar la naturaleza (tracción o compresión). Es decir, es un criterio indicador del nivel promedio de tensiones, donde el valor máximo indica la posibilidad de ocurrencia del daño<sup>48</sup>.

El método de análisis por elementos finitos no da una variabilidad de resultados, sino que se limita al número de nodos y elementos usados en el modelo y las constantes elásticas atribuidas a dichos elementos<sup>50</sup>. Dado que las variables pueden ser manipuladas, con la precisión de la computadora se elimina la variación de probabilidad resultante del error de la muestra. El mismo método repetido varias veces va a llevar a los mismos resultados, los cuales son causados por la manipulación de las variables y no por el azar. Por esta razón, el método de análisis por elementos fi-

nitos no incluye análisis estadístico. Pero posee otra fuente de error potencial, que surge cuando las propiedades principales de los materiales, geometría, estado de interfase, condiciones de contorno o carga del sistema real que va a ser modelado son omitidas o no representadas con precisión. Entonces el modelo será deficiente o incorrecto<sup>47</sup>.

## Resultados

Ante la aplicación de la carga de 100 N se obtuvieron los siguientes resultados (tablas 2, 3 y 4): en todos los modelos es-

**Tabla 2** Modelos restaurados con endopostes de fibra de carbono. Valores de tensión - mises (MPa) presentes en los diferentes elementos bajo estudio. S33 dentina (+ tensiones de tracción; - tensiones de compresión). Desplazamiento horizontal U2 máximo (mm)

Variable	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Mises dentina (máxima)	37,30	38,48	35,78
Mises corona	33,08	37,49	34,88
Mises perno	29,76	29,90	30,20
Mises muñón coronal (resina)	7,853	4,63	4,23
Mises soporte hueso cortical	26,70	24,91	26,17
Mises soporte hueso esponjoso	5,49	1,10	1,10
S33 dentina	+38,74 -49,68	-44,88 +31,22	+38,21 -44,20
U2 máximo (mm)	0,0195	0,0195	0,0195

**Tabla 3** Modelos restaurados con endopostes colados. Valores de tensión - mises (MPa) presentes en los diferentes elementos bajo estudio. S33 dentina (+ tensiones de tracción; - tensiones de compresión). Desplazamiento horizontal U2 máximo (mm)

Variable	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6
Mises perno (máxima)	57,47	61,45	60,30
Mises dentina	33,59	35,14	33,96
Mises corona	31,67	34,82	33,57
Mises soporte hueso cortical	24,42	22,79	23,03
Mises soporte hueso esponjoso	5,581	1,09	1,09
S33 dentina	+37,25 -44,44	-39,94 +31,98	+37,12 -39,50
U2 máximo (mm)	0,0188	0,0230	0,0188

**Tabla 4** Modelo restaurado sin endoposte (control). Valores de tensión - mises (MPa) presentes en los diferentes elementos bajo estudio. Tensiones S33 dentina (+ tensiones de tracción; - tensiones de compresión). Desplazamiento horizontal U2 máximo (mm).

Variable	Modelo 7
Mises dentina (máxima)	38,14
Mises esmalte	47,70
Mises resina	14,44
Mises soporte hueso cortical	25,94
Mises soporte hueso esponjoso	1,11
S33 dentina	+33,36 -50,15
U2 máximo (mm)	0,0230

tudiados las máximas tensiones se localizaron a nivel cervical del primer premolar superior (figs. 8, 9, 10, 11, 12, 13 y 14). Los elementos restaurados con endopostes (fibra de carbono y colados) presentaron concentración de tensiones en cervical de la raíz palatina en correspondencia con la zona de mayor tensión observada en el perno.

Los valores máximos (mises máxima) obtenidos en este trabajo se observaron en los modelos con endopostes colados, correspondiendo a tensiones dentro del perno (tabla 3). A su vez, estas últimas fueron mayores comparadas con las presentes en los postes prefabricados de fibra de carbono (tabla 2).

En los modelos con endopostes de fibra de carbono y muñón de resina las tensiones máximas (mises máxima) se localizaron en la dentina (tabla 2).

Para el modelo restaurado sin endoposte (modelo control) las máximas tensiones se encontraron en la dentina en la zona cervical, principalmente de la raíz palatina (tabla 4).

En general, los modelos restaurados con endopostes colados (tabla 3) transmitieron menores tensiones a la dentina, en relación con los de fibra de carbono y muñón de resina.

Con respecto a la cantidad de remanente dentario y distribución de tensiones en dentina, en ambos tipos de sistemas de endopostes se observaron mayores tensiones en los modelos sin remanente (M1: 37,30 MPa; M4: 33,59 MPa) y con remanente de 2 mm (M2: 38,48 MPa; M5: 34,82 MPa) comparados con los que tenían remanente de 4 mm (M3: 35,78 MPa; M6: 33,57 MPa). Es decir, que a medida que aumentó el remanente dentario disminuyeron las tensiones presentes en la dentina y estas se distribuyeron a lo largo de la longitud del perno.

Los elementos restaurados con sistemas de endopostes redujeron la transmisión de tensiones en dentina comparados con los restaurados sin perno: modelo 1: 2,21%; modelo 3: 6,2%; modelo 4: 11,93%; modelo 5: 8,71%; modelo 6: 12%. Se exceptúa el modelo 2, donde el valor obtenido fue un 1% mayor que el modelo control.

Con respecto a la distribución de tensiones en hueso cortical, los endopostes de fibra de carbono presentaron un comportamiento semejante al modelo restaurado sin perno (tablas 2 y 4), mientras que los endopostes colados transmitieron tensiones menores (tabla 3).

En el primer premolar superior se presentaron esfuerzos de compresión en la raíz palatina y esfuerzos de tracción en la vestibular.

Con respecto a la distribución de tensiones de compresión y tracción en dentina (S33), en todos los modelos los mayores valores se observaron en la zona cervical, correspondiendo a esfuerzos de compresión, y mínimos valores para los esfuerzos de tracción (tablas 2, 3 y 4).

Además, se observó que los modelos con mayor remanente (4 mm) presentaron menores valores de esfuerzos de compresión y de tracción comparados con los que poseían remanente de 2 mm y sin remanente (tablas 2 y 3).

Los esfuerzos de tracción en los modelos restaurados sin perno (M7: +33,36 MPa) fueron menores a los obtenidos en los modelos restaurados con endopostes sin remanente (M1: +38,74 MPa; M4: +37,25 MPa) y remanente de 2 mm

(M2: +38,21 MPa; M5: +37,12 MPa), y mayores comparados con los de mayor remanente (4 mm) (M3: +31,22 MPa; M6: +31,98 MPa).

Con respecto al desplazamiento en sentido horizontal (U2) en todos los modelos se obtuvieron mínimos desplazamientos (tablas 2, 3 y 4).

El soporte de tejido esponjoso fue el elemento que recibió menos tensiones (tablas 2, 3 y 4).

Ante la aplicación de una fuerza de 600 N en los submodelos, se determinaron las cargas a partir de las cuales se alcanzó o superó una tensión igual a la resistencia de dicho elemento en alguna región de la dentina.

La carga de inicio de fractura en la dentina obtenida para todos los modelos analizados se ubicó entre 400-500 N (tabla 5).

## Discusión

Este estudio se realizó mediante el método de análisis por elementos finitos, el cual fue utilizado en investigaciones previas<sup>45,48,50,51,52,53,54,55,56</sup> para evaluar las tensiones de los dientes tratados endodónticamente y restaurados 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*.

No se encontraron en la bibliografía estudios previos que evalúen el comportamiento biomecánico de elementos dentarios premolares superiores birradiculares restaurados con sistemas de endopostes mediante el método de análisis por elementos finitos; los relevados sólo realizan el análisis en dientes unirradiculares.

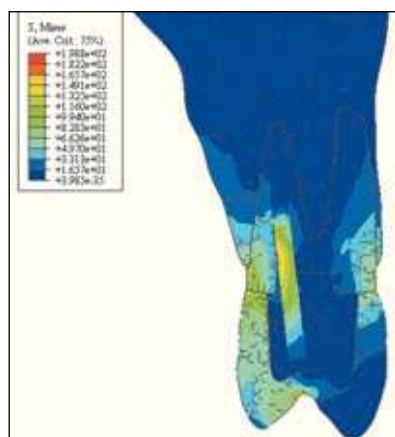
En este trabajo las tensiones máximas se localizaron a nivel cervical del elemento dentario restaurado con sistemas de endopostes de fibra de carbono y colados de cromoníquel en correspondencia con la zona de máxima tensión observada en el perno. La mayor concentración de tensiones a este nivel se originó por la presencia de materiales con distinto módulo de elasticidad (perno-muñón-dentina-corona).

Pierrisnard y cols.<sup>48</sup>, evaluando mediante un análisis tridimensional el modo de transmisión de tensiones a los tejidos dentarios en dientes restaurados con endopostes, encontraron que las piezas dentarias reconstruidas estuvieron más sujetas a tensiones en el área cervical.

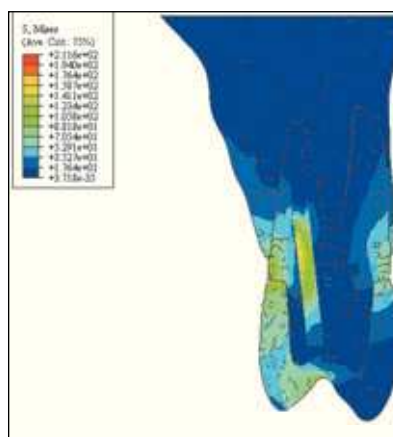
Zarone y cols.<sup>56</sup>, en un análisis 3D, encontraron que las áreas críticas de mayor concentración de tensiones fueron la interfase dentina-cemento-restauración, en el conducto radicular, y la interfase restauración-diente a nivel cervical, en el lado vestibular y lingual.

En otro estudio, Barjau-Escribano y cols.<sup>52</sup> demostraron que la diferencia en el módulo de elasticidad entre el poste, dentina y muñón fue el origen de la concentración de tensiones en la interfase poste-muñón-cemento, lo cual debilitó al perno, a pesar de la introducción de un poste rígido.

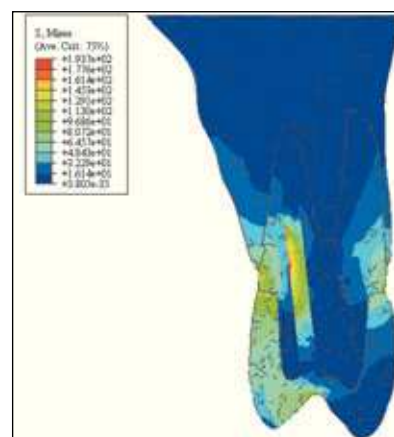
Las tensiones se concentran donde existen áreas de interfases, es decir, que la distribución de materiales no es homogénea. Las interfases de materiales con diferente módulo de elasticidad representan el punto de fractura del



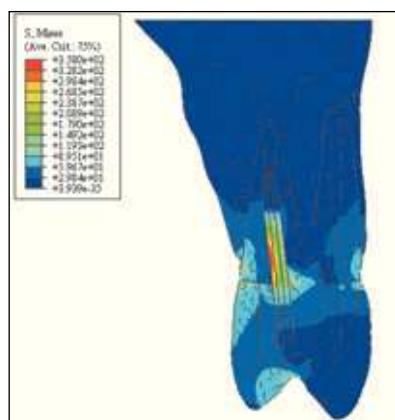
**Fig. 8** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 1 restaurado con endoposte de fibra de carbono sin remanente dentario. Nótese mayor concentración de tensiones a nivel cervical de la raíz palatina tanto en el perno como en la dentina.



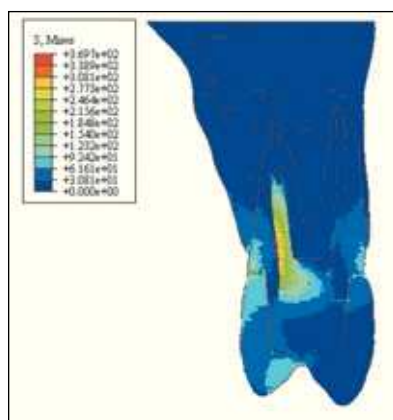
**Fig. 9** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 2 restaurado con endoposte de fibra de carbono y remanente dentario de 2 mm. Nótese la concentración de tensiones en la dentina cervico-palatina en coincidencia con las tensiones presentes en el poste.



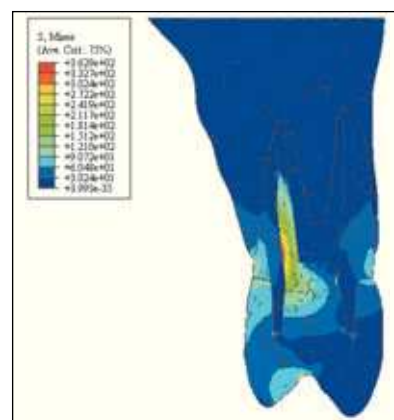
**Fig. 10** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 3 restaurado con endoposte de fibra de carbono y remanente dentario de 4 mm. Nótese la presencia de tensiones en la dentina, en la corona y en el perno a nivel cervical.



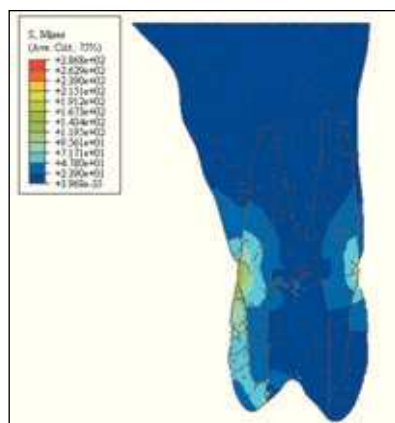
**Fig. 11** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 4 restaurado con endoposte colado de Ni-Cr y sin remanente dentario. Las tensiones presentes se localizan principalmente en el interior del perno y menor porcentaje a nivel de los tejidos dentarios.



**Fig. 12** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 5 restaurado con endoposte colado de Ni-Cr y remanente dentario de 2 mm. Se observa mayor concentración de tensiones en el interior del perno a nivel cervical en coincidencia con la altura de la cresta ósea alveolar.



**Fig. 13** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 6 restaurado con endoposte colado de Ni-Cr y remanente dentario de 4 mm. Se evidencia la concentración de tensiones en el interior del endoposte y mínima presencia a nivel de los tejidos dentarios.



**Fig. 14** Distribución de tensiones (mises) en el modelo 7 restaurado con resina sin endoposte. Nótese la presencia de tensiones en la dentina y corona a nivel cervical-palatino.

**Tabla 5** Resultados de submodelos de elementos finitos

Submodelo	Carga de inicio de fractura en dentina
S.1	450 N
S.2	500 N
S.3	450 N
S.4	450 N
S.5	500 N
S.6	450 N
S.7	400 N

sistema restaurado, donde la desigualdad resistencia-rigidez influye en la distribución de tensiones<sup>19,64</sup>.

En el primer premolar superior bajo estudio se observaron esfuerzos de compresión en la raíz palatina y de tracción en la raíz vestibular. Independientemente del tipo de restauración a perno y cantidad de remanente dentario, las máximas tensiones encontradas correspondieron a esfuerzos de compresión y menores valores para los de tracción, recordando que estos últimos son los responsables del inicio de *cracks* en la dentina e indicarían riesgo de fractura de la raíz dentaria.

En un sistema sujeto a una aplicación repetida de tensiones, aun cuando la tensión se encuentra por debajo de la resistencia admitida del material, este último puede fracasar luego de reiteradas veces de aplicación de las mismas. El fracaso se produce por la formación de *cracks* y su lenta propagación lleva a la pérdida del sistema. Estos se originan en zonas de mayor concentración de tensiones y menor resistencia local<sup>56</sup>.

En este estudio, los resultados obtenidos mostraron que los elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes colados de cromo-níquel presentaron mayores valores de tensión a nivel del perno en comparación con los de fibra de carbono; esto es debido a que los primeros poseen un módulo de elasticidad más elevado; entonces, al tener mayor rigidez, absorben más tensiones en relación con los tejidos dentarios circundantes. El perno de fibra de carbono tiene la particularidad de presentar un módulo de elasticidad cercano al de la dentina, lo cual determina que tenga un comportamiento semejante al de la estructura dentaria.

Asmussen<sup>65</sup> afirmó que esta característica del perno de fibra de presentar un módulo de elasticidad próximo al de la dentina, evita la posible fractura longitudinal de la pieza dentaria.

Sirimai<sup>66</sup> concluyó que cuanto más bajo es el módulo elástico del perno más probabilidad tiene la raíz de sobrevivir; en cambio, si es elevado ocurre lo contrario.

Otros estudios<sup>52,67</sup> demostraron que los sistemas de restauración con endopostes, donde el módulo elástico del perno fue similar al de la dentina y muñón, presentaron mejor comportamiento biomecánico.

Investigaciones previas<sup>66,69</sup> han demostrado que la ubicación de las fibras paralelas en la resina de la matriz de los postes de fibra de carbono facilitaría la absorción y distribución de las tensiones.

Eskitascioglu y cols.<sup>49</sup>, en un estudio de análisis por elementos finitos (FEM), mostraron que la mayor concentración de tensiones se produjo dentro del sistema de poste-muñón colado de cromo-níquel, con una menor transmisión de tensiones a los tejidos de soporte y al diente. Esto representó una ventaja para el elemento dentario y las estructuras de soporte, mientras que en el poste de fibra laminar de composite (FCL), los resultados indicaron que el sistema transfirió tensiones a los tejidos de soporte y diente, con menor acumulación de las mismas dentro del poste, representando una ventaja para la restauración y desventaja para los tejidos de sostén.

En este trabajo se demostró que los elementos restaurados con sistemas de endopostes de fibra de carbono y colados de cromo-níquel transmitieron menos tensiones a

la dentina comparados con los restaurados sin perno, los cuales presentaron la mayor concentración de tensiones en la dentina a nivel cervical, donde la presencia del límite amelocementario crea una discontinuidad fisiológica de las propiedades mecánicas de los tejidos<sup>56</sup>.

Pierrisnard<sup>48</sup> afirmó, con respecto a la influencia del perno en la localización de tensiones, que cuando el módulo de elasticidad era menor, las tensiones intraconducto aumentaban, y en el área cervical, las tensiones máximas presentes eran más extensas que las observadas cuando el poste tenía mayor módulo de elasticidad. Además, en ausencia del perno, las tensiones intraconducto eran insignificantes.

Con estos hallazgos se puede afirmar que el poste serviría para distribuir las cargas y tensiones aplicadas a la corona protésica y al muñón dentro de la dentina radicular.

Ko y cols.<sup>42</sup> indicaron que los postes alteran sustancialmente las tensiones en la dentina bajo compresión con una carga vertical.

Otra publicación<sup>18</sup> sostuvo que el perno no reducía significativamente las tensiones en la periferia cervical del diente restaurado.

Distintos autores<sup>18,69</sup> afirmaron que el poste estaría indicado solamente para asegurar la retención y estabilidad de la restauración coronaria y no para reforzar la raíz.

En este estudio se demostró, además, que las tensiones en la dentina se redujeron con el aumento del módulo de elasticidad del perno (cromo-níquel), el cual sería responsable de absorber las tensiones.

Este resultado coincide con el hallazgo realizado por Asmussen<sup>50</sup> en un estudio por método de análisis por elementos finitos 3D en dientes reconstruidos con postes, encontrando que estas se reducían con el aumento del diámetro y módulo de elasticidad del poste adherido. Existen, además, otros estudios<sup>42,70</sup> que coinciden con estos resultados.

Pegoretti y cols.<sup>45</sup>, utilizando el método de análisis por elementos finitos, afirmaron que los postes de fibra de vidrio presentaron menos tensiones dentro del poste comparados con los metálicos y de fibra de carbono. Confirmaron, además, que los pernos de composite reforzado con fibras presentaron mayores tensiones en el área cervical debido a su flexibilidad y a la presencia de un material de muñón coronal menos rígido en relación a los materiales circundantes (corona cerámica, poste y dentina).

Pierrisnard<sup>48</sup> demostró que la combinación de un poste colado de cromo-níquel con muñón de resina generó mayores tensiones cervicales que el poste-muñón colado completo, afirmando que un material de restauración de muñón coronal rígido genera menos tensiones cervicales.

Para evaluar la distribución de tensiones en los tejidos dentarios, y en relación con la carga aplicada, en este estudio se utilizó primero una fuerza de 100 N, la cual genera tensiones en los mismos sin riesgo de fractura.

Algunas investigaciones previas<sup>63</sup> han demostrado que la resistencia a la tracción de la dentina se encuentra en el rango de 50 a 100 MPa, por lo tanto las cargas de 150 a 300 N aumentarían las tensiones de tracción en la dentina al nivel de producir riesgo de fractura<sup>31</sup>. Por ello, en este trabajo se aplicó en primera instancia una carga de 100 N para evaluar las tensiones generadas en los tejidos y luego, para verifi-



car el momento de inicio de fractura en la dentina, se aumentó la fuerza y se relacionó la carga aplicada con el momento en que la resistencia a la tracción alcanzó el valor de 85 MPa (valor promedio resultante de los datos encontrados en la bibliografía), correspondiéndose con cargas de 400 a 500 N. De este modo, en este estudio se demostró que existió inicio de fractura en la dentina con cargas de 400 a 500 N.

Con respecto a la relación entre la cantidad de remanente dentario y distribución de tensiones, en este trabajo se evidenció que, con el aumento del remanente, las tensiones se distribuyeron a lo largo del perno, disminuyendo su presencia a nivel de los tejidos dentarios. Se observó que los modelos restaurados con sistemas de endopostes y remanente de 4 mm transmitieron valores menores de tensiones y presentaron además menos esfuerzos de tracción. Esto resultó favorable, teniendo en cuenta que dichas tensiones son las responsables del inicio de *cracks* en dentina.

Ichim y cols.<sup>55</sup> evaluaron la distribución de tensiones en un diente restaurado con endoposte y diferentes diseños de férula, confirmando que la presencia de la misma aumentó la resistencia mecánica de la restauración corona-poste-muñón, pero creó un área mayor de dentina palatina bajo tensión de tracción que podría condicionar al desarrollo de *cracks*. Además, las mayores extensiones coronarias no alteraron los niveles de patrón de tensiones comparadas con la preparación de férula convencional.

Pierrisnard<sup>48</sup>, en una investigación previa en la cual analizó las tensiones de tracción en dentina, afirmó que en ausencia de férula (0 mm) se obtuvieron valores mayores (230 Pa), mientras que en presencia de remanente de 2 mm, los valores fueron menores (140 Pa).

En el presente estudio, los elementos restaurados sin perno mostraron menores valores de esfuerzos de tracción comparados con los reconstruidos con endopostes sin remanente (0 mm) y remanente de 2 mm, y mayores valores comparados con los que presentaban remanente de 4 mm.

Estos resultados no coinciden con lo afirmado por Pierrisnard y cols.<sup>48</sup>, quienes encontraron que en presencia de férula (2 mm) las tensiones de tracción en dentina en los dientes restaurados sin perno y composite fueron mayores a las encontradas en los elementos restaurados con pernos de cromo-níquel y fibra de carbono con muñón de resina.

Estos autores utilizaron modelos sin perno con 2 mm de remanente y mayor cantidad de resina, mientras que en este estudio los elementos sin perno conservaron la porción coronaria, presentando composite sólo en la zona del acceso cameral, lo cual disminuyó las tensiones de tracción en relación con los elementos con menor remanente dentario.

La técnica de análisis por elementos finitos es un tipo de test donde no se emplea material real sino que se basa en simulaciones por computadora, y permite el cálculo de distribución de tensiones en estructuras complejas, obteniendo resultados sin variación. La validez del estudio depende de cuanto más se aproxime a la realidad clínica el modelo estudiado. Por ello, en este estudio se representó un primer premolar superior respetando los diámetros reales de dientes extraídos en un soporte de tejido óseo cuyas dimensiones fueron obtenidas de un preparado anatómico óseo, realizado en forma tridimensional, ya que diferentes estu-

dios<sup>42,47</sup> confirmaron la validez de los modelos 3D para representar la realidad clínica, a pesar de que su realización necesita mayor tiempo y costo.

Diversos autores<sup>46,52,71</sup> han demostrado, mediante la comprobación y corroboración con experimentos *in vitro*, la validez del análisis por elementos finitos como método para predecir de forma cierta y aproximada el comportamiento biomecánico clínico de elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes.

Por lo tanto, se puede afirmar que el modelo de elemento finito desarrollado en el presente trabajo fue capaz de predecir el comportamiento mecánico real, clínico, de un primer premolar superior restaurado con diferentes sistemas de endopostes.

## Conclusiones

Las conclusiones elaboradas a partir del análisis de los resultados de este trabajo, teniendo en cuenta sus limitaciones, fueron las siguientes:

1. En todos los modelos estudiados la región cervical fue la zona que presentó mayor concentración de tensiones.
2. Los elementos restaurados con postes (fibra de carbono y colados) mostraron tensiones en la dentina cervical de la raíz palatina, en correspondencia con la zona de máxima tensión presente en el perno.
3. Las restauraciones dentarias con endopostes de fibra de carbono y mayor remanente dentario presentaron menor concentración de tensiones, mostrando un óptimo comportamiento biomecánico.
4. Además, la carga de inicio de fractura de la dentina para los modelos analizados en este estudio se determinó entre 400-500 N.

## Agradecimientos

Los autores agradecen al ingeniero Alejandro Domínguez (Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Córdoba, Argentina) su colaboración para la realización de este trabajo.

## Bibliografía

1. Tylman SD. Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthesis. 2 ed. St Louis: Mosby; 1947.p.1-13.
2. Ring ME. Dentistry and Illustrated History. New York: Abradale Mosby;1992.p.160-79.
3. Harris C. The principles and practice of dentistry. 10 ed. Philadelphia: Lindsay and Blakinston; 1871.p.508.
4. Silvers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am 1992;36:631-48.
5. Shillimburg HT, Kessler JC. Restoration of endodontically treated tooth. Chicago:Quintessence Pub CO; 1982.
6. Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1961;11:973-86.
7. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in a tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod 1989;15:1-52.
8. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. J Prosthet Dent 1992;68(3):428-35.

9. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-37.
10. Guzy GE, Nicholls JL. In Vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endopost reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42:39-44.
11. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with a proximal cavities restoration with different post and core systems: an in Vitro study. *J Dent* 2001;29:427-33.
12. Bergman B, Lundqvist P, Sjögren V, Lundqvist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent* 1989;61:10-5.
13. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent Res* 1993; 71:281-84.
14. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1998; 165:95-7.
15. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995;73:439-44.
16. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont* 1994;3:243-50.
17. Christensen GJ. Posts and cores: state of art. *J Am Dent Ass* 1998;129:96-8.
18. Assif D, Bitensky MD, Pilo R. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crown. *J Prosthet Dent* 1993;69:36-40.
19. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71:565-67.
20. Toledano Pérez M, Osorio Ruiz R, Sánchez Aguilera F, Osorio Ruiz E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. Madrid (España): Ediciones Avances Médico-Dentales, SL; 2003.
21. Fredrick DR. An application of a dowel and composite resin technique. *J Prosthet Dent* 1974;32:420.
22. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990;64: 412-18.
23. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire: le Composipost (1). *Le Chir Dent de France* 1990;540:131-41.
24. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire: le Composipost (2). *Le Chir Dent de France* 1990;542:69-77.
25. Scotti R, Ferrari M. Pernos de fibra. Bases teóricas y aplicaciones clínicas. Barcelona (España): Masson, SA ;2004.
26. Purton DJ, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996;27(2):93-7.
27. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;64:419-24.
28. King PA, Setchell DJ. An in Vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.
29. Assif D, Oren E, Marshack BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:36-40.
30. Martínez González A, Amigo Borrás V, Fons-Font A, Selva-Otaolaurruchi E, Labaig Rueda C. Response of three types of cast posts and cores to static loading. *Quintessence Int* 2001;32:552-60.
31. Libman WJ, Nicholls JL. Load fatigue of teeth restored with cast posts and core and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:155-61.
32. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 1985;1:108-11.
33. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63:529-36.
34. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 1984;28:923-51.
35. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82:643-57.
36. Isidor F, Ödman P, Bröndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9:131-36.
37. International Organization for Standardization ISO TR 11405. Dental Materials. Guidance on testing of adhesion to tooth structure;1994.
38. Burguess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):899-903.
39. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):882-7.
40. Hartley Grandin JR. Fundamentals of the Finite Element Method. New York (USA): MacMillan Publishing Company; 1986.
41. Zienkiewicz OC. The finite element method. London UK: Mc Graw Hill; 1986.
42. Ko C, Chu CS, Cheng KH, Lee MC. Effects of post on dentin stress distributions in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;75:140-47.
43. Cailleteau JG, Rieger MR, Ed Akim J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992;18(11):540-44.
44. Ukon S, Moroi H, Okimoto F, Fujita M, Ishikawa M, Ferada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater J* 2000;19(1):50-64.
45. Pegoretti A, Frambi L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 23(2002):2667-82.
46. Ho MH, Lee S, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994;72:367-72.
47. Holmes DC, Diaz Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-7.
48. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88:442-8.
49. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28(9):629-33.
50. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated dowel restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:321-29.
51. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post and core applications. *Oper Dent* 2006;31(1):89-96.
52. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31(1):47-54.
53. Li Li-li, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006;119(4):305-11.
54. De Jager N, De Kler M, Vanderzel J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mat* 2006;22:234-42.

55. Ichim I, Kusmanovic D, Love RM. A finite elements analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006;39(6): 443-52.
56. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mat* 2006;22:1035-44.
57. Craig RG. *Restorative dental materials*. Missouri: Mosby-year book; 1997.p. 56.
58. Ludwig P. The development of strength in the masticatory muscles and its sensory control. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1975;30:797-802.
59. Pröschel PA, Olikawa S, Hardtman G, Ott RW. Estimating masticatory force from elevator EMG. *Deutsche Zahnärztliche* 1994;49:37-40.
60. Tate GS, Throckmorton GS, Ellis IE, Sinn DP, Blackwood DJ. Estimated masticatory forces in patients before orthognathic surgery. *J Oral and Maxil Surg* 1994;52:130-6.
61. Kleinfelder JW, Ludwigt K. Maximal bite force in patients with and without splinting. *J Periodontol* 2002;73(10):1184-7.
62. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14(1):13-29.
63. Ugural AC, Fenster SK. *Advanced strength and applied elasticity*. New York: Elsevier North-Holland Publishing Co, 1977.
64. Ausiello P, Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent* 1997;10:237-41.
65. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heilman T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontically posts. *J Dent* 1999;27:275-78.
66. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in Vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:262-9.
67. Fernández AS, Dessai GS. Factores que influyen en la resistencia a la fractura de los dientes reconstruidos con postes y muñones: Revisión. *Rev Int Prot Estomatol* 2002;4(1):23-31.
68. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in Vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997;78:5-9.
69. Kahn FH, Rosenberg PA, Schulman A, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent* 1996;75:148-53.
70. Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig* 2005;9:84-90.
71. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J of Biomech* 2005;38:2375-89.