

# Análisis del comportamiento biomecánico de elementos dentarios restaurados con endopostes estéticos a través de dos métodos diferentes

## *Analysis of biomechanical behaviour of esthetic post-restored teeth through two different methods*

### Resumen

El objetivo principal de esta investigación fue comparar los resultados que se obtuvieron con un método virtual y un método experimental al analizar el comportamiento biomecánico de elementos dentarios restaurados con endopostes estéticos.

Se utilizó el método de elementos finitos para desarrollar modelos de caninos superiores sanos y restaurados con endopostes de fibra de vidrio, fibra de cuarzo y titanio, y coronas definitivas. Además, se observó la distribución de tensiones bajo cargas externas. Luego, en un ensayo in vitro, se realizó la aplicación de las cargas para analizar la resistencia a la fractura de 48 caninos superiores restaurados de la misma manera que en el método virtual.

El análisis de los resultados permitió concluir que los elementos dentarios restaurados, en los que el módulo elástico del endoposte era similar al de la dentina y al del material del muñón, tienen una mejor performance biomecánica. El estudio experimental corroboró las estimaciones del método de elementos finitos.

*PALABRAS CLAVE: resistencia a la compresión, endopostes de fibra de vidrio, endopostes de fibra de cuarzo, método de elementos finitos.*

### Summary

The main objective of this study was to compare the results obtained with virtual and experimental research methods adopted to analyse the biomechanical behaviour of teeth restored with esthetic posts.

The finite element method was used to develop models of healthy maxillary canines and maxillary canines restored with definitive crowns and glass-fiber posts, quartz-fiber posts, or titanium posts. Furthermore, stress distribution was observed when external loads were applied. Load was applied in-vitro to analyse the fracture resistance of 48 maxillary canines restored in the same way as it was programmed in the virtual research method.

The analysis of results led to the conclusion that restored teeth, in which the elastic modulus of the post was similar to that of the dentine and the material of the core had the best biomechanical performance. The experimental study.

*KEY WORDS: compressive resistance, glass fiber posts, quartz fiber posts, finite element method.*

BESSONE,  
LAURA\*

FERNÁNDEZ BODEREAU,  
ENRIQUE \*\*

NALDINI,  
PABLO\*\*\*

DE LEONARDI,  
GUILLERMO\*\*\*\*

\* Profesor Asistente de la  
Cátedra de Clínica de Prótesis  
Fija y Removible.

\*\* Profesor Titular de la  
Cátedra de Clínica de Prótesis  
Fija.

\*\*\* Profesor Asistente de la  
Cátedra de Clínica de Prótesis  
Fija.

\*\*\*\* Profesor Titular de la  
Cátedra de Clínica de Prótesis  
Fija y Removible.

Facultad de Odontología,  
Universidad Nacional  
de Córdoba, Argentina.

### Introducción

Los endopostes son estructuras destinadas a la conexión de la porción radicular y a la restauración coronaria de los elementos dentarios endodónticamente tratados, que participan también en el traslado de las fuerzas a las áreas de soporte o zonas de contacto con el hueso alveolar.<sup>1</sup> A comienzos de 1960, la literatura presenta los endopostes libres de metal, también llamados de tercera generación, pero recién comienzan a utilizarse clínicamente a partir de 1990, como es el caso de los endopostes de fibras.<sup>2</sup>

Estos endopostes de fibras se caracterizan por poseer un módulo de elasticidad bajo, similar al de la dentina, que les permite absorber y disipar las cargas, que se transfieren a la denti-

na sin producir fracturas radiculares. Es por ello que la mayoría de los estudios recientes demuestran que la resistencia a la compresión que presentan estos endopostes se traduce en una mayor resistencia a la fractura de los elementos dentarios restaurados, a diferencia de lo que sucede con los endopostes metálicos.<sup>3</sup>

Con la finalidad de comparar el comportamiento de elementos dentarios naturales sanos con elementos restaurados bajo la aplicación de diferentes cargas, en este trabajo se aplicó el Método de Elementos Finitos (MEF). Este método es un análisis tridimensional que permite observar una pieza como un ensamble de pequeñas regiones interconectadas entre sí, que se denominan elementos finitos.<sup>4-7</sup>

Fecha de recepción:  
Marzo 2010

Fecha de aceptación y versión final:  
Marzo 2010

CUADRO I. MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS.			
Modelos	Descripción	Elementos	Nodos
1	Diente natural	288777	60871
2	Perno fibra de cuarzo. Corona metálica	281971	62032
3	Perno fibra de vidrio. Corona metálica	281938	62952
4	Perno de titanio. Corona metálica	324957	70103

CUADRO II. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES UTILIZADOS.		
	Módulo de elasticidad E (MPa)	Coficiente de Poisson
Dentina	18000	0,31
Hueso esponjoso	1370	0,30
Corona metálica	200000	0,33
Perno de titanio	103400	0,33
Resina	18530	0,28
Esmalte	41000	0,30
Cemento	2700	0,30

CUADRO III. MÓDULOS DE ELASTICIDAD LONGITUDINAL, TRANSVERSAL Y COEFICIENTE DE POISSON DE LOS POSTES DE FIBRA.		
Características de los endopostes de fibra de vidrio y fibra de cuarzo	Material	
	Fibra de vidrio/resina epoxi	Fibra de cuarzo/resina epoxi
E11: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	40000	48200
E22: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	11000	8200
E33: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	11000	8200
G12: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4200	3000
G13: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4200	3000
G23: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4100	1300
n12: Coeficiente de Poisson	0,26	0,32
n23: Coeficiente de Poisson	0,26	0,32
n13: Coeficiente de Poisson	0,32	0,4

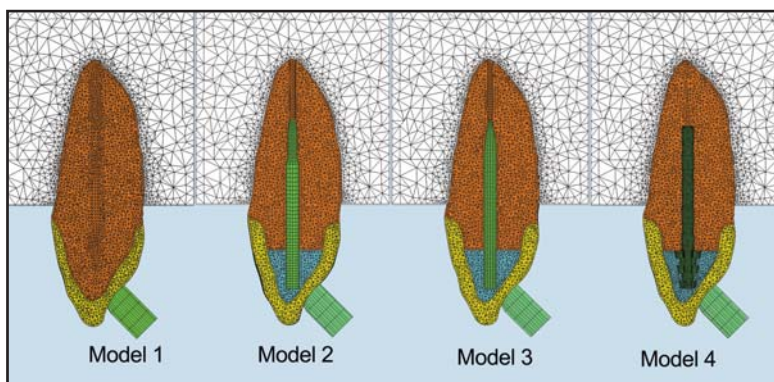


Fig. 1: Modelos de elementos finitos. Nótese la reproducción de todos los componentes, incluso el hueso alveolar. De izquierda a derecha: Modelo 1: Diente natural. Modelo 2: Modelo de elementos finitos del diente restaurado con poste de fibra de cuarzo. Modelo 3: Con poste de fibra de vidrio. Modelo 4: Con poste de titanio. Todos ellos con coronas metálicas.

La etapa experimental de esta investigación se realizó sobre las muestras a través de la aplicación de las cargas de compresión con una máquina Instron preparada para tal fin.

Los elementos dentarios seleccionados fueron los caninos superiores porque, a nuestro entender, son los más representativos del sector anterior y superior de la cavidad bucal, por su importante actividad funcional.

Se utilizaron para este trabajo tres sistemas de endopostes prefabricados: endopostes de titanio, endopostes de fibra de vidrio y endopostes de fibra de cuarzo. El grupo control estuvo compuesto por caninos superiores sanos todos restaurados con coronas definitivas metálicas.

El objetivo general planteado en esta investigación fue la comparación de los resultados del MEF con un ensayo experimental para comprobar si el análisis virtual es válido para el comportamiento biomecánico de los elementos dentarios con diversas variables. Por otra parte, los objetivos específicos fueron: a) analizar la distribución de tensiones en elementos dentarios restaurados con endopostes estéticos; b) realizar un ensayo experimental de resistencia a la fractura y del modo de fractura en elementos dentarios restaurados con idénticos endopostes estéticos.

**Materiales y métodos**

**Método de elementos finitos**

La metodología desarrollada para llevar a cabo este trabajo consistió principalmente en la elaboración de los modelos de elementos finitos de caninos superiores sanos y con variantes de tratamiento restaurador. Los distintos tratamientos incluyeron la utilización de un poste de titanio (Komet, USA), un poste de fibra de vidrio (Glassix, Nordin) y un poste de fibra de cuarzo (Aesthetiplus, Bisco, USA), todos con muñón de resina (Enforce core, Dentsply) y coronas metálicas (Fig. 1).

A continuación se describen en detalle las 3 etapas del procedimiento metodológico enunciado anteriormente:

*A. Diseño preliminar:* El prediseño de los modelos de elementos finitos se realizó con CATIA, un programa de CAD. Mediante la importación de la geometría CATIA al Abaqus/CAE, Versión 6.4 (USA, 2003), un programa generador de mallas, se realizaron cuatro modelos de elementos finitos y tres submodelos; para los cuales se utilizaron tetraedros en el caso de los elementos sólidos de 4 nodos y hexaedros para los de 8 nodos (Cuadro I).

*B. Definición de los datos de entrada:* En esta etapa se definieron las características del material (densidad, módulo elástico y curva de comportamiento plástico) (Cuadros 2 y 3), y las características del proceso (fuerzas por aplicar).

Para la aplicación de las cargas compresivas virtuales sobre el canino superior se utilizó un cilindro de 3 mm de diámetro, a 45° con respecto a su eje longitudinal a nivel del cingulum (tercio medio de la cara palatina); es decir, de manera oblicua con respecto a su eje longitudinal para simular la situación en que la cavidad bucal recibe las cargas. Se aplicó a todos los modelos de elementos finitos (sanos y restaurados) una carga progresiva hasta determinar el inicio de fractura de la dentina en algún sitio del modelo.

**C. Análisis de los resultados:** los parámetros típicos estudiados son el estado tensional y las deformaciones del modelo. Este estudio se realizó considerando el criterio de tensiones tridimensional de Von Mises. La selección de tensiones de tracción pura (S 33 en los resultados) fue realizada porque estas tensiones son responsables de los cracks. Por otra parte, las tensiones de Von Mises muestran la localización de amplias áreas de tensión, donde no se puede determinar la naturaleza (tracción o compresión) de dicha tensión. Es decir, es un criterio indicador del nivel promedio de tensiones, donde el valor máximo indica la posibilidad de que ocurra una fractura.<sup>8</sup>

#### Materiales de trabajo

**Endopostes de fibra:** Los endopostes que se utilizaron en este estudio están formados por una matriz de resina que contiene diferentes fibras de refuerzo. La matriz está compuesta en un 36% de su peso por una resina epoxi o algún derivado, la cual se une mediante radicales libres comunes a la resina de BisGMA del cemento adhesivo. El aumento de las propiedades mecánicas es directamente proporcional a la densidad de las fibras introducidas y a la unión de la interfase con la matriz.

En cuanto a los endopostes de fibra de cuarzo, están constituidos por fibras de cuarzo (62,5%), que les confieren excelentes propiedades mecánicas. Las fibras están dispuestas en forma unidireccional, en una matriz de resina epóxica, con un módulo de elasticidad semejante a la dentina (18,6 GPa). Esto indicaría una mejor distribución de las fuerzas a lo largo del endoposte y un beneficio para la estructura dentaria.

En este trabajo también se utilizó la tecnología de refuerzo con fibra de vidrio basada en fibras dispuestas unidireccionalmente o en forma de malla estrecha, y que están embebidas en matrices orgánicas de BisGMA. Las fibras presentan un 61,5% en peso de fibra de vidrio, porcentaje que puede variar según la marca comercial. El módulo de elasticidad se encuentra entre los 20 y 22 GPa de promedio, semejante a la dentina.<sup>9</sup>

**Endopostes de titanio:** Están constituidos por titanio o aleaciones de acero y titanio. Presentan una superficie lisa, espiras o una rosca retentiva para el cemento, pero en ningún caso existe un contacto ínfimo entre el perno y la superficie radicular. No poseen una retención activa en el interior del conducto real, como los postes roscados, y se pueden utilizar con cualquier tipo de cemento.<sup>10</sup>

**Material de reconstrucción del muñón coronario:** Los materiales que se seleccionaron<sup>11</sup> para la reconstrucción del remanente coronario fueron las resinas compuestas.<sup>6</sup> Los composites modernos contienen rellenos que aumentan la resistencia y el módulo elástico, reducen la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica y la absorción de agua.

**Medios cementantes:** El cemento seleccionado para los postes preformados fue el cemento de resina compuesta. El cementado de los endopostes con un cemento a base de BisGMA permite obtener una estructura homogénea que se interpone entre el perno y los tejidos dentarios residuales. El módulo de elasticidad de la resina cargada de BisGMA es de 20 GPa, lo que convierte a esta resina en el medio de unión ideal entre el perno y el tejido dental. El espesor amortiguador de la resina conecta el endoposte al tejido del conducto preparado y sustituye mecánicamente a la dentina.<sup>12</sup>

#### Test experimental de resistencia a la fractura

Una vez finalizado el MEF, se continuó con el test experimental para evaluar el nivel de resistencia a la fractura. Para ello, se seleccionaron 48 caninos superiores extraídos por razones periodontales de individuos varones adultos, cuyas edades oscilan entre 35 y 50 años.<sup>13,16</sup>

Se los conservó en solución fisiológica durante su preparación y, una vez listos para su utilización, se consideró además que la longitud de las raíces no fuese menor de 12 mm y que el ancho bucolingual fuese semejante para agruparlos, desechando los de tamaño extremo. El grupo control se formó con 12 muestras sin tratamiento endodóntico y sólo preparadas para recibir una corona metálica. Se desgastaron 48 caninos superiores hasta los 3 mm anteriores al límite amelocementario con piedra y turbina. Se aplicó abundante refrigeración, lo que creó una zona de protección (efecto férula) en torno a la preparación. Para retirar la gutapercha y preparar los conductos con las fresas proporcionadas por el fabricante de cada tipo de endoposte empleado.

CUADRO IV. GRUPOS DE TRABAJO.					
Grupo	Muestras	Postes	Cemento	Mat. de Muñón	Corona
I	12	Titanio pasivos (Komet, USA)	C&B (Bisco, USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
II	12	Fibra de cuarzo Aesthetiplus (BISCO,USA)	C&B (Bisco, USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
III	12	Fibra de vidrio (Glassix, Nordin, Swiss made)	C&B (Bisco, USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
IV	12	Dientes naturales tallados	C&B (Bisco, USA)		Metálicas

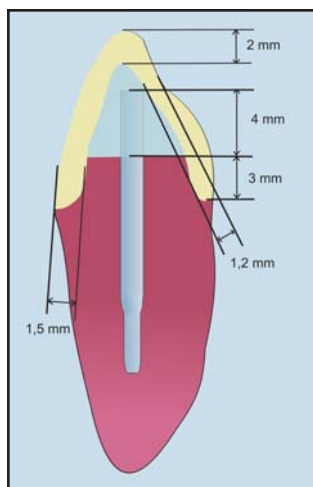


Fig. 2: Reconstrucción con las medidas estandarizadas.

En profundidad, todos los endopostes midieron hasta 10 mm de largo ( $\pm 1$  mm) con un mínimo de 4 mm de obturación apical. Para la cementación de los endopostes se procedió al grabado del conducto con ácido fosfórico al 32% (Unietch, Bisco, USA) durante 15 segundos, luego se realizó un lavado profuso con spray de agua durante 30 segundos y se concluyó con el secado.

Luego se colocó en la pared del conducto el adhesivo de quinta generación One Step Plus (Bisco, USA), que es un adhesivo universal con

relleno. El conducto se secó con aire durante 5 segundos y con exposición a la luz halógena durante 20 segundos.

Los endopostes de fibra se silanizaron y luego se pincelaron con el mismo adhesivo. El cemento de resina de autocurado se introdujo con léntulo para lograr una mejor distribución en las paredes de los conductos. El muñón coronario se elaboró con resina de fotocurado. Todas las muestras se tallaron con piedras de diamante troncocónicas con extremo redondeado, y se marcaron los surcos vestibular y proximal de 1,5 mm de espesor, el surco palatino de 1,2 mm, y el surco incisal de 2 mm. Tanto estas medidas como el largo de los pilares (7 mm), se estandarizaron de manera tal que todas las restauraciones coronarias tuvieran las mismas dimensiones. Se realizó un hombro con bisel en todos los pilares para lograr la adaptación marginal del metal (Fig. 2). El grupo control estuvo constituido por un 12 elementos naturales sanos tallados con coronas. Posteriormente se confeccionaron las coronas coladas en aleación metálica no noble de cromo y níquel (Vera Soft, Aalba Dent-Cordelia, California, USA).

Las restauraciones coronarias fueron elaboradas directamente sobre las muestras de los pilares preparados para cada grupo. Previamente se colocó una capa de barniz interespaciador VITA (para coronas de porcelana pura) puesto que aseguraba una capa de 25 a 50  $\mu$ m, espacio que luego sería destinado al cemento (Cuadro IV).

Todas las muestras fueron incluidas en un taco de acrílico de autopolimerización hasta la misma altura en que se coloca la cinta de teflón, es decir, hasta 2 mm por debajo de la unión amelo-cementaria, para semejar el espesor biológico natural. Se llevaron a un dispositivo que sostuvo las muestras para el test de carga compresiva, el cual está constituido por un cilindro torneado de acero con un tubo que presenta una inclinación de 45°. Con este nivel de preparación, se ubicaron las muestras en una máquina INSTRON 4486 para realizar la aplicación de las

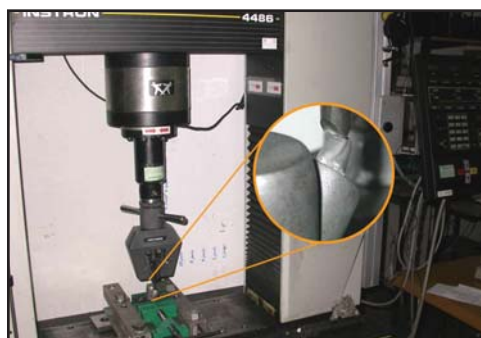


Fig. 3: Máquina Instron 4486, con la muestra sometida a cargas compresivas.

cargas, in vitro, en una dirección de 45° con respecto al eje del elemento dentario<sup>14,15</sup> (Fig. 3).

Las cargas se aplicaron a las muestras de los grupos I, II, III y IV (control) hasta producir la ruptura de alguno de los componentes del sistema y así comparar los valores de carga responsables de las fracturas.

**Resultados**

**Método de elementos finitos**

En la Figura 4 se presenta la distribución de tensiones S33 (componente de tensión en la dirección longitudinal del diente). Luego de la aplicación de las cargas en los sistemas con endopostes de fibra se observó una mayor concentración de tensiones S33 a nivel del margen cervical de la corona casi en la unión con el hueso alveolar. Esto se produjo porque el material del muñón coronal (resina compuesta) presenta un módulo de elasticidad relativamente bajo comparado con los materiales circundantes (metal o porcelana de la corona). En el caso de los endopostes metálicos que poseen similar rigidez a la de los materiales de las coronas, la zona cervical presentó menos estrés.

La fuerza compresiva estática que se aplicó con la finalidad de vencer la resistencia a la fractura de los elementos restaurados, originó tensiones de compresión por vestibular y tracción por palatino a nivel de la unión con el hueso alveolar. Cuando se aplicó la carga, se generó una compresión por vestibular que alcanzó valores alejados a la resistencia a la compresión de la dentina (297 Mpa). Esto indicó que las muestras no se fracturaron por la compresión sino por la tracción generada por palatino, la cual superó la resistencia a la tracción de la dentina natural (85 Mpa). Por lo tanto, la responsable del inicio de la fractura de la dentina resultó ser la tracción por palatino. Esto ocurrió en todos los modelos estudiados de manera similar.

En cuanto a la concentración de tensiones que se generó dentro de los endopostes bajo una carga de compresión mayor de 550 N, se produjo una mayor tensión en la unión del tercio medio y apical de los endopostes y del elemento dentario. El endoposte de titanio absorbió la mayor tensión, mientras que el endoposte de fibra de vidrio presentó la menor concentración de tensiones.

En la Figura 5 se muestran los valores de la distribución de tensiones de Mises (indicadores de posibles fracturas). Los modelos 1 (elemento dentario natural) y 3 (elemento restaurado con endoposte de fibra de vidrio) bajo una carga de 550 N mostraron valores de tensiones similares.

En la Figura 6 se compararon los valores de la distribución de tensiones S33 en los modelos de

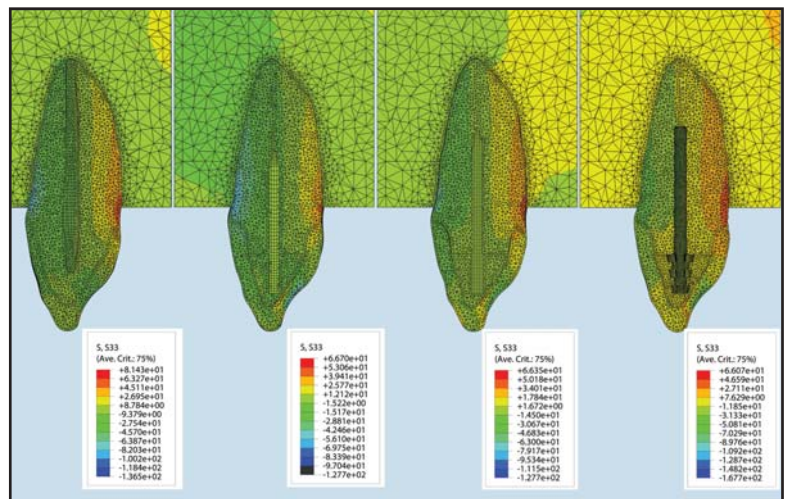


Fig. 4: Distribución de tensiones S33 en los cuatro modelos de elementos finitos.

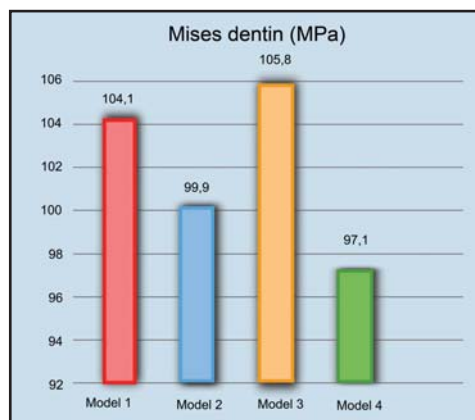


Fig. 5: Tensiones de Von Mises, indicadoras de potenciales fracturas; bajo una carga de 550 N los modelos 1 y 3 mostraron similares valores.

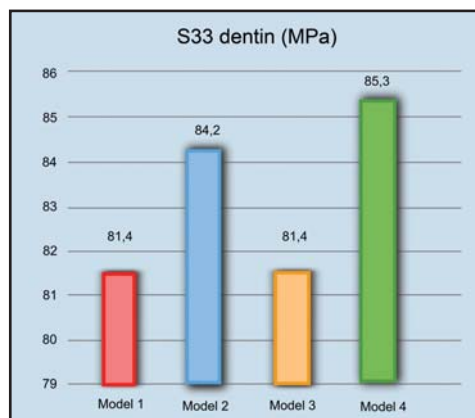


Fig. 6: Tensiones S33: Tensiones de tracción que se dan en palatino y cervical. Son similares en los modelos 1 y 3.

elementos finitos. Las tensiones S33 fueron de tracción y se produjeron en el palatino a nivel cervical. En el diente natural y en el modelo con endoposte de fibra de vidrio, las tensiones fueron similares y menores que en los otros dos modelos. La resistencia a la tracción en la dentina fue de 85

**CUADRO V. RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN.**

Variable	N	Media	D.E.	Min.	Máx.	Mediana
Grupo 1	12	1439,25	591,58	631	2778	1440
Grupo 2	12	1240,73	187,77	976	1558	1212
Grupo 3	12	1563,58	643,44	467	2616	1578
Grupo 4	12	1595,17	482,72	584	2209	1582

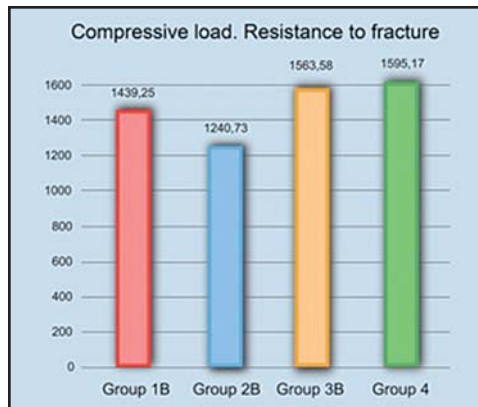


Fig. 7: El grupo más resistente a la compresión fue el de los dientes naturales con coronas metálicas. El grupo de muestras con fibra de vidrio obtuvo valores cercanos a los de los dientes naturales.

Mpa, y algo muy similar ocurrió en el modelo 2 (endopostes de fibra de cuarzo) y en el modelo 4 (endoposte de titanio). Por lo tanto, se dedujo que los elementos dentarios restaurados con endopostes de fibra de cuarzo y titanio se fracturan antes que los elementos dentarios naturales y los restaurados con endopostes de fibra de vidrio.

**Test Experimental**  
**Resistencia a la compresión**

Se realizó un análisis estadístico no paramétrico mediante la prueba de la U de Mann-Whitney para comparar las variables independientes de dos grupos. En el caso de la evaluación de tres o más variables independientes se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis. Todos los datos se consideran estadísticamente significativos si p es menor o igual a 0,05.

Mediante estos análisis estadísticos, se pudo comprobar que los resultados fueron estadísticamente significativos (p<0,05) cuando se comparan las muestras preparadas con endopostes de fibra de cuarzo con los dientes sanos (grupo control) (Cuadro V).

El más resistente a la compresión fue el grupo de los dientes naturales (control). El grupo de muestras con endopostes de fibra de vidrio obtuvo valores semejantes a los registrados en los dientes naturales (Fig. 7).

**Discusión**

**Método de elementos finitos**

El método de análisis por elementos finitos es una prueba en la que no se emplea material real sino que se basa en simulaciones por computadora, y permite el cálculo de distribución de tensiones en estructuras complejas. La validez del estudio depende de la aproximación con la realidad clínica que presente el modelo estudiado.

Diversos autores han demostrado con experimentos in vitro la validez del análisis por elementos finitos como método de trabajo para predecir en forma aproximada el comportamiento biomecánico clínico de los elementos dentarios restaurados con endopostes.<sup>13,16</sup>

En el presente trabajo, los sistemas de endopostes de fibra provocaron una concentración de tensiones en el margen cervical de la corona, casi en la unión con el hueso alveolar, lo que puede deberse a que el material del muñón tiene un módulo de Young relativamente bajo comparado con el de los materiales circundantes (metal de la corona). Por el contrario, los endopostes metálicos presentan una rigidez similar a la de los materiales de las coronas, por lo que la zona cervical tendría menos estrés, tal como lo observaron Toksavul y col. en una investigación previa.<sup>8</sup>

Otros investigadores demostraron que cuanto mayor es la diferencia entre los módulos de Young de la dentina y los endopostes, menos homogénea es la distribución de las tensiones sobre la superficie dentinaria, lo que provoca en la dentina zonas de concentración de estrés.<sup>17</sup>

KO y col. demostraron en un estudio que los postes cambiaban las tensiones en la dentina bajo cargas verticales de compresión.<sup>18</sup> Dado que en nuestra investigación se confirmaron estos resultados, podemos afirmar que los endopostes afectan la distribución de las cargas en la dentina.

En un estudio similar, Ekstascioglu y col. observaron que las tensiones se acumulaban dentro de los endopostes metálicos, y que esto era una ventaja para las estructuras dentarias y los tejidos de soporte, pero a su vez una desventaja para el tercio apical del elemento dentario restaurado.<sup>13</sup> Cuando evaluaron los endopostes de fibra, observaron que el estrés se acumulaba en la región cervical y a lo largo del hueso vestibular, aunque hubo menos concentración de estrés en la estructura del endoposte.

En cuanto a la concentración de las tensiones que se generan dentro de los endopostes bajo una carga de compresión de 550 N, en esta investigación se comprobó que no sólo existió una mayor zona de tensión en la unión del tercio medio y apical tanto del endoposte como del elemento dentario provocando fracturas a ese

nivel, sino que además el endoposte de titanio absorbe la mayor tensión. A su vez, se comprobó la menor concentración de tensiones en el modelo con endoposte de fibra de vidrio, lo cual podría traducirse en fallas en la interfase (perno-cemento-dentina), tal como lo demostraron otras investigaciones.<sup>14</sup>

Eraslan y col.<sup>19</sup> estudiaron y compararon la distribución de tensiones de la dentina, utilizando el método de elementos finitos. Fueron analizados modelos 3 D simulando incisivos centrales superiores endodonciados restaurados con coronas de cerámica. Los valores de tensiones observados en los postes de zirconio fueron mas elevados, por su rigidez, que los restaurados con endopostes de fibra de vidrio. Es decir que estos últimos estudios coinciden con lo observado en nuestra investigación.

La fuerza compresiva estática de 550 N aplicada originó tensiones de compresión por vestibular y tracción por palatino a nivel de la unión con el hueso alveolar. La compresión que se genera por vestibular no vence la resistencia a la fractura de las muestras. A partir de ello, se concluyó que la tracción que se generó por palatino en todos los modelos con endopostes superó la resistencia a la tracción de la dentina natural y fue la responsable de la ruptura del elemento dentario a ese nivel.

Pegoretti y col.,<sup>5</sup> en un trabajo en el que utilizaron el MEF, observaron que los postes de fibra de vidrio mostraban menos tensiones dentro de la raíz en comparación con los endopostes metálicos y de fibra de carbono.

Lanza y col., mediante el análisis de elementos finitos, compararon postes de carbono, cuarzo y acero cargando una fuerza de 10 N sobre 125 elementos incisivos superiores. El poste de acero (E = 200 Gpa) resultó ser el que más tensiones transmite a la raíz; el poste de cuarzo, el que menos tensión transmite; y el poste de carbono se ubicó más próximo al poste de cuarzo.<sup>4</sup>

Otros autores que coinciden con nuestras observaciones son Adanir et al.,<sup>20</sup> quienes en una reciente investigación evaluaron el efecto de los diferentes materiales de postes en la distribución de tensiones en incisivos centrales superiores endodóticamente tratados utilizando un modelo 3D de elementos finitos de incisivo modificado con cinco variantes de endopostes con diferentes propiedades físicas; acero inoxidable, titanio, oro, fibra de vidrio (Snowpost) y fibra de carbono (Composipost). Se les aplicó una carga de 200 N en diferentes direcciones; a) vertical, b) oblicua a 45° a nivel del cingulum. Se calculó la distribución de tensiones según el criterio de Von Mises. Sus resultados también fueron similares a los de nuestra investigación. Bajo las diferentes cargas los postes de acero mos-

traron mayor concentración de tensiones en la interfase poste-dentina, seguidos por titanio, oro, Snowpost y Composipost. Sin embargo, los postes de fibra mostraron gran concentración de tensiones a nivel del tercio cervical de la corona. Sus conclusiones fueron que las características físicas de los postes fueron importantes en la distribución de tensiones en los postes y muñones. Los postes de fibra de vidrio revelaron la distribución de tensiones más balanceada, bajo la aplicación de cargas compresivas.

## Test Experimental

### Resistencia a la compresión

Son varios los autores que coinciden en manifestar que no existe en odontología restauradora una técnica que se pueda aplicar en todos los casos clínicos; por lo tanto, dentro del espectro de indicaciones para la restauración de una pieza dentaria desvitalizada con endopostes existe un porcentaje de casos en los que se puede elegir entre la instalación de un poste metálico o un poste de fibra.<sup>21-23</sup>

En este trabajo de investigación, el grupo más resistente a la compresión resultó ser el grupo de los dientes naturales restaurados con coronas metálicas. Por lo tanto, tal como se demuestra en la mayoría de las investigaciones similares a ésta, el grupo control obtuvo resultados de resistencia mayores que el resto de los grupos, lo que demuestra la importancia de la conservación del remanente dentinario. En cuanto a la resistencia a la compresión, el grupo de muestras con endopostes de fibra de vidrio obtuvo valores semejantes a los de los dientes naturales, y los endopostes de titanio trabajaron con poca diferencia. En cambio, los elementos dentarios con endopostes de fibra de cuarzo obtuvieron los valores más bajos de resistencia.

Newman y col.<sup>24</sup> también compararon dientes anteriores con diferentes formas de conductos restaurados con pernos de fibra de vidrio, Fibrekor, Luscent Anchor, Ribbond Posts y acero inoxidable. Sometidos a cargas de compresión, concluyeron que la resistencia a la fractura de los pernos metálicos era mayor que la de los postes de fibra estudiados. Sin embargo, el modo de fractura de los postes reforzados con fibras resultó menos perjudicial para la estructura dentaria remanente. No hubo fracturas de las raíces en ninguno de los grupos experimentales con pernos de fibra. En los pernos metálicos se detectaron 3 fracturas en 10 raíces. Cabe señalar que estos investigadores no colocaron coronas a las muestras; por lo tanto, las cargas se aplicaron directamente sobre los muñones coronarios. Si bien para Hayashi y col.<sup>25</sup> la resistencia a la fractura de los postes-muñones metálicos también fue mayor que la de los pos-

tes de fibra, su conclusión fue que la combinación de postes de fibra y muñón de resina con coronas metálicas es más favorable para la estructura dentaria remanente.

Maccari y col.,<sup>26</sup> en una investigación comparativa entre endopostes de fibra de vidrio, endopostes de fibra de carbono revestido con cuarzo y endopostes cerámicos, determinaron valores de resistencia mayores y semejantes entre sí para los endopostes de base orgánica y menores para los endopostes de cerámica.

Cormier y col.<sup>27</sup> compararon la resistencia a la fractura y el tipo de fracaso de los postes de fibra, postes de cerámica, postes colados y postes metálicos prefabricados sometidos a distintos tipos de carga. En este trabajo, los endopostes fueron sometidos a una carga a 90° después de la cementación pero sin reconstruir el muñón, y después de la colocación de una corona sobre el mismo muñón. Los endopostes de fibra mostraron ventajas sobre los endopostes metálicos y cerámicos, ya que en las muestras correspondientes a los endopostes más rígidos el tipo de fractura era irrecuperable. En aquellos casos en que la recuperación de la raíz aún era posible, se colocó un endoposte de fibra. Por otra parte, los límites de fractura fueron similares y sólo los Fibrekor fueron más resistentes que los demás.

Gordon y col.<sup>28</sup> indicaron que debido a las propiedades de la interfase fibra-resina de los postes y a su relativa flexibilidad, no sólo ocurren mínimos cracks en la estructura del poste sino que además se minimiza la propagación de los microcracks en la raíz del elemento dentario. En cuanto a los cementos de resina que amortiguaron las cargas recibidas por las estructuras dentarias, se puede decir que también colaboran con estas afirmaciones, ya que el uso de estos cementos permitió que las restauraciones se comportaran como verdaderas unidades estructurales. Los resultados sugieren que la diferencia entre los módulos de elasticidad de poste-muñón-dentina podría ser el origen de las concentraciones de tensiones en la interfase poste-muñón-cemento que rompen al diente restaurado.

### Conclusiones

Tras el análisis de los resultados y la comparación de los métodos teórico y experimental se puede concluir que ambos comparten las siguientes coincidencias:

- La ruptura de la dentina se produce por tracción y comienza en el lado palatino de las muestras, cerca de la unión con el hueso esponjoso, donde se concentran las mayores tensiones en el MEF.

- Los elementos dentarios con endopostes y coronas metálicas comienzan a sufrir fisuras o cracks luego de la aplicación de fuerzas mayores a 550 N.

Dentro de las limitaciones de este estudio, concluimos que, a través de la utilización de una metodología experimental para obtener la validación del método virtual, es posible afirmar que el análisis de elementos finitos permite predecir el comportamiento biomecánico de los elementos dentarios con diversas variables.

### Bibliografía

1. Angobaldo AS. **Factores biomecánicos de resistencia de la dentina del diente endodónticamente tratado.** *Revista Mundo Odontológico (Perú)* 1999;37:40-4.
2. Duret B, Duret F, Reynaud M. **Long life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost.** *Compend Contin Educ. Dent Supl.* 1996; S50-6.
3. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. **Three dimensional finite element analysis of the effect of posts on stress distribution in dentin.** *J Prosthet Dent* 1994;72:367-72.
4. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. **3D FEA of cemented steel glass and carbon posts in a maxillary incisor.** *Dent Mater.* 2005;21:709-15.
5. Pegoretti A, Frambri L, Zappini G, Bianchetti M. **Finite Element Analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post.** *Biomaterials.* 2002;23:2667-82.
6. De Jager N, De Kler M, Vanderzel J. **The influence of different core material on the FEA determined stress distribution in dental crowns.** *Dent Mater.* 2006;22:234-42.
7. L L, et al. **Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts.** *Chin Med J.* 2006;119:305-11.
8. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nejgis I, Artunc C. **Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various posts and core applications.** *Oper Dent.* 2006;31:89-96.
9. Malferrari S, Mónaco C, Scotti R. **Clinical evaluation of teeth restored with quartz-fiber reinforced epoxy resin posts.** *Int J Prosthodont.* 2003;16:39-44.
10. Vega del Barrio JM. **Sistemas adhesivos.** En: *Materiales en odontología.* Madrid, España, Ediciones Avances. 1996; p. 315-32.
11. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. **Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations.** En: *Arte y ciencia de los materiales odontológicos.* Madrid, España, Ediciones Avances. España. 2003; p. 49-57.
12. Manocci F, Ferrari M, Watson. **Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores alter cyclic loading: a confocal microscopic study.** *J Prosthet Dent.* 2001;85:284-91.
13. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. **Evaluation of two posts core systems using two different methods (fracture strengths test and a finite elemental analysis).** *J Endod.* 2002;28:629-33.
14. Libman WJ, Nicholls JI. **Load fatigue of teeth restored with cast post and core and complete crowns.** *Int J Prosthodont.* 1995;8:155-61.
15. Langer B, Stein SD, Wagenberg B. **An evaluation of root resection. A 10 year study.** *J Periodontol.* 1981;52:719-22.
16. Barjau Escribano A, Sancho-Bue JL, Torner Navarro L, Rodríguez Cervantes PJ, Pérez González A, Sánchez



- Marín FT. **Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution.** *Oper Dent.* 2006;31:47-54.
17. Holmes DC, Diaz Arnold AM, Leary JM. **Influence of post dimension on stress distribution in dentin.** *J Prosthet Dent.* 1996;75:140-7.
18. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. **Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth.** *J Prost Dent.* 1992;68:421-7.
19. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. **The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns.** *Clin Oral Investig.* 2009;13:223-7.
20. Adanir N, Belli S. **Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system.** *Eur J Dent.* 2008;2:23-8.
21. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. **The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars.** *J Endod.* 2008;34:1015-9.
22. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. **Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests.** *Dent Mater.* 2008;24:1405-11.
23. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. **Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies).** *Quintessence Int.* 2008;39:117-29.
24. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billi E. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts.** *J Prosthet Dent.* 2003; 89:360-7.
25. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. **Fracture resistance of pulpless teeth with posts cores and crowns.** *Dent Mater.* 2006;22:477-85.
26. Maccari PC, Conceição E, Nunes M. **Fracture resistance of endodontic treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts.** *J Esthet Restor Dent.* 2003;15:25-31.
27. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. **In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restoration.** *J Prosthodont.* 2001;10:26-36.
28. Gordon JE. **The new science of strong materials or why you don't fall through the floor.** Princeton: University Press, 1984.

**Dirección del autor**

Ituzaingó 1035

(5000) Córdoba

e-mail: laurabessone@hotmail.com

Nota: artículo original publicado en: <https://raoa.aoa.org.ar>