

Evaluación de nivel de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes: pernos prefabricados vs. pernos colados, mediante elementos finitos

Evaluation of root stress level and pressure exerted in adjacent tissues: prefabricated bolts vs. cast bolts, through finite elements

DOI [10.18537/fouc.v01.n01.a02](https://doi.org/10.18537/fouc.v01.n01.a02)

Edison Rodrigo Guamaní Cayo¹, Dr. Rodrigo Vinicio Santillán Cruz¹

1. Área de investigación: Ciencias odontológicas básicas.
Línea de investigación: Prostodoncia.
Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador

RESUMEN

Objetivo: Comparar el nivel de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores 1.4 con efecto y sin efecto férula a la compresión vertical y axial en pernos prefabricados; fibra de vidrio y titanio vs pernos colados de metal noble (Au) y metal colado níquel cromo (NiCr), cementados con cemento resinoso auto condicionante autoadhesivo mediante la técnica de elemento finito. **Metodología:** Estudio de tipo experimental y comparativo, realizado con 8 modelos simulados en 3D de premolares superiores 1.4, restaurados con pernos preformados, colados y férulas, identificados de la siguiente manera: MA: Pernos prefabricados en fibra de vidrio con una férula de 360° y 2 mm de altura; MB: Pernos prefabricados en fibra de vidrio con una férula de 180° y 1 mm de altura; MC: Pernos prefabricados en titanio con férula de 360° y 2 mm de altura; MD: Pernos prefabricados en titanio con férula de 180° y 1 mm de altura; ME: Pernos colados en metal noble (Au) con una férula de 360° y 2 mm de altura; MF: Pernos colados en metal noble (Au) con una férula de 180° y 1 mm de altura; MG: Pernos de metal colado (NiCr) con una férula de 360° y 2 mm de altura; MH: Pernos de metal colado (NiCr) con una férula de 180° y 1 mm de altura. Se usó el software FEMAP 11.1.2, para modelar el diseño mecánico en 3D, utilizando un entorno gráfico basado en elementos finitos. Los resultados obtenidos de la distribución del estrés entre los grupos se analizaron estadísticamente en el programa SPSS, mediante el análisis de varianza de ensayos (ANOVA) y la prueba de Tukey. **Resultados:** El nivel estrés radicular, es mayor en los pernos prefabricados colados de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr) tanto a 360 y 180°, en comparación con los de fibra de vidrio y titanio, siendo el promedio en el (NiCr) a 360° con 104.23 MPa; y el más bajo en el

Titanio 180° con 83,79 MPa. Mientras la presión ejercida en tejidos adyacentes en los premolares tiene mayor nivel en los pernos prefabricados a base de fibra de vidrio y titanio a 180° en comparación con los de metal noble y níquel cromo, siendo el más representativo el de fibra de vidrio liso a 180° con 1,43 y el más bajo es el (NiCr) de 360° con 1,30. Conclusiones: El nivel estrés radicular, es mayor en los pernos prefabricados colados de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr) tanto a 360 y 180°, en comparación con los de fibra de vidrio y titanio y el nivel de presión ejercida en tejidos adyacentes en los premolares tiene mayor nivel en los pernos prefabricados a base de fibra de vidrio y titanio, ambos a 180°, en comparación con los de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr).

Palabras claves: Estrés radicular; Pernos prefabricados; Pernos colados; Efecto férula; Elementos finitos

ABSTRACT

Objective: To compare the level of root stress and pressure exerted on adjacent tissues in 1.4 upper premolars with effect and without splint effect on vertical and axial compression on prefabricated bolts; fiberglass and titanium vs cast metal noble bolts (Au) and nickel chrome cast metal (NiCr), cemented with self-conditioning self-adhesive resinous cement (Panavia F2.0) using the finite element technique. Methodology: Study of an experimental and comparative type, carried out with 8 simulated 3D models of 1.4 upper premolars, restored with preformed fiberglass and titanium bolts, base metal (Ni-Cr) and noble metal (Au) cast bolts and splints, identified as follows: MA: Prefabricated fiberglass bolts with a 360° and 2 mm high splint; MB: Prefabricated fiberglass bolts with a 180° splint and 1 mm high; MC: Prefabricated titanium bolts with 360° splint and 2 mm high; MD: Prefabricated titanium bolts with 180° splint and 1 mm high; ME: Cast bolts in noble metal (Au) with a 360° splint and 2 mm high; MF: Cast bolts in noble metal (Au) with a 180° splint and 1 mm high; MG: Cast metal bolts (NiCr) with a 360° splint and 2 mm high; MH: Cast metal bolts (NiCr) with a 180° splint and 1 mm high. The FEMAP 11.1.2 software was used to model the 3D mechanical design, using a graphical

environment based on finite elements. The results obtained from the distribution of stress among the groups were statistically analyzed in the SPSS program, by means of the analysis of variance of trials (ANOVA) and the post hoc Tukey test. Results: The root stress level is higher in the prefabricated cast bolts of noble metal (Au) and nickel chrome (NiCr) at both 360 and 180°, compared to those of fiberglass and titanium, with the most representative average being in the (NiCr) at 360° with 104.23 MPa; and the lowest in the 180° Titanium with 83.79 MPa. Meanwhile, the pressure exerted on adjacent tissues in the premolars has a higher level in prefabricated bolts made of fiberglass and titanium at 180° compared to those of noble metal and chrome nickel, being the most representative the 180° smooth fiberglass with 1.43 and the lowest the (NiCr) of 360° with 1.30. Conclusions: The root stress level is higher in the prefabricated cast bolts of noble metal (Au) and nickel chrome (NiCr) at both 360 and 180°, compared to those of fiberglass and titanium and the level of pressure exerted on adjacent tissues in the premolars has a higher level in prefabricated bolts made of fiberglass and titanium, both at 180°, compared to those of noble metal (Au) and nickel chrome (NiCr).

Key words: Root stress; Prefabricated bolts; Cast bolts; Splint effect; Finite elements

INTRODUCCIÓN

Las piezas dentales suelen presentar defectos biomecánicos, como una estructura dental remanente insuficiente consecuencia de caries o restauraciones previas, es por esto que generalmente presentan propiedades físicas más pobres en comparación con los dientes sanos, debido a los cambios en las conexiones de colágeno transversales, la destrucción del mecanismo de reacción nerviosa, la disminución de la humedad y de la estructura dental, así como las tensiones producidas durante los procedimientos posteriores a la colocación de los postes siendo propenso a las fracturas¹.

Cuando la estructura de la corona se pierde completamente, la retención del núcleo se proporciona desde el espacio del canal de la raíz, mediante la colocación de un poste². El poste ayuda a dosificar

las tensiones de manera uniforme en la estructura dental al distribuir las fuerzas funcionales en un área de superficie más grande de la raíz remanente, minimizando el estrés radicular y la presión de los tejidos dentales adyacentes³. En algunos casos son reforzados con férulas con la finalidad de soportar el muñón que ocupará el área gingival del diente para prevenir la fractura de la estructura dentaria⁴.

Generalmente la composición de los postes es metálica, prefabricados con suficiente resistencia, pero presentan muchos problemas debido a la corrosión, como la dificultad para retirar el poste del espacio del conducto radicular en caso de que sea necesario repetir el tratamiento endodóntico, un alto módulo de elasticidad en comparación con la dentina y un aumento en las probabilidades de formación de grietas y fracturas verticales no recuperables en la raíz, razón por la cual han surgido los de fibra de vidrio para minimizar estos efectos⁵.

Gholami F. et al.⁶ señalan que de acuerdo a las investigaciones realizadas desde la década de los 90, la diferencia entre el módulo de elasticidad de los materiales dentales y el de la dentina dental es un factor importante en la transferencia de fuerzas funcionales. La diferencia en el módulo de elasticidad de estos materiales podría dar lugar a discrepancias en la distribución de las tensiones en las raíces de los dientes⁷. Es por ello que los investigadores siempre están haciendo esfuerzos para brindar tratamiento y transferir las fuerzas funcionales adecuadamente en asociación con la provisión de apariencia estética y resistencia dental⁶.

El uso del poste de fibra de vidrio en comparación con el poste metálico convencional en la restauración de un diente endodonciado con estructura comprometida en un país en desarrollo como el Ecuador aún no se ha documentado, por lo que este estudio se propone observar y comparar el rendimiento de los postes o pernos prefabricados de fibra de vidrio y de titanio en relación con los pernos colados de metal noble y de níquel y cromo, mediante elementos finitos, con el fin de asegurar el éxito del tratamiento aplicado consecuencia de la escogencia correcta del material a utilizar y lograr la satisfacción del paciente en el resultado de la atención Odontológica recibida.

Actualmente es aplicado el método de elementos

finitos en diversas áreas de la Odontología debido que permite simular condiciones clínicas que difícilmente podrían ser evaluadas por otras metodologías, evaluando el comportamiento mecánico y la distribución del estrés en los elementos dentales, el ligamento periodontal y el hueso alveolar aplicando fuerzas, condiciones vitales para el éxito de los tratamientos aplicados⁸. En base a lo antes expuesto se plantea la siguiente hipótesis: Con la técnica de elemento finito, existe diferencia significativa entre el nivel de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores 1.4 con efecto y sin efecto férula a la compresión vertical y axial de pernos prefabricados en fibra de vidrio y titanio en comparación con los pernos colados de metal noble (Au) y metal colado níquel cromo (NiCr), con cemento resinoso auto condicionante autoadhesivo.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente estudio fue de tipo experimental y comparativo, aprobado por el subcomité de Ética de investigación en Seres Humanos de Universidad Central del Ecuador (CEISH-UCE).

La muestra fueron 8 modelos simulados en 3D de premolares superiores 1.4, distribuidos de la siguiente manera:

1. **MA:** Pernos prefabricados en fibra de vidrio con una férula de 360° y 2 mm de altura.
2. **MB:** Pernos prefabricados en fibra de vidrio con una férula de 180° y 1 mm de altura.
3. **MC:** Pernos prefabricados en titanio con férula de 360° y 2 mm de altura.
4. **MD:** Pernos prefabricados en titanio con férula de 180° y 1 mm de altura.
5. **ME:** Pernos colados en metal noble (Au) con una férula de 360° y 2 mm de altura.
6. **MF:** Pernos colados en metal noble (Au) con una férula de 180° y 1 mm de altura.
7. **MG:** Pernos de metal colado (Micra) con una férula de 360° y 2 mm de altura.
8. **MH:** Pernos de metal colado (NiCr) con una férula de 180° y 1 mm de altura.

Diseño experimental

Se simularon ocho modelos 3D en el software 11.1.2 con las medidas anatómicas obtenidas de la información recolectada en la biblioteca de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador de Anatomía Dentaria y Prostodoncia Fija, representando cada modelo un premolar superior 1.4 con corona libre de metal, presencia de férula y postes endodónticos, simulando una condición ósea tipo III y cementado con cemento resinoso auto condicionante adhesivo.

Las aleaciones y materiales utilizados en cada modelo fueron las siguientes:

MA y MB: Pernos pre fabricados en fibra de vidrio.

MC y MD: Pernos pre fabricados en titanio.

ME y MF: Pernos colados en metal noble (Au).

MG y MH: Pernos de metal colado (NiCr).

El Ingeniero con los datos proporcionados de acuerdo a la tabla 1 y con la ayuda del software FEMAP 11.1.2, modeló el diseño mecánico en 3D, utilizando un entorno gráfico basado en elementos finitos, en el que se modeló el premolar superior, registrando y analizando los resultados obtenidos. Es fundamental ingresar en el software ciertos datos, por lo que fue necesario realizar algunos procedimientos previos a la simulación tales como preprocesamiento, modelación, condiciones de frontera, validación y manejo de resultados, todos descritos en estudios previos.

Tabla 1. Propiedades de los materiales

Material	Módulo joven (GPa)	Relación de Poisson (V)
Dentina	18.6	0.31
Ligamento periodontal	68.9 x10 ⁻³	0.45
Hueso cortical	13.7	0.30
Hueso trabecular	1.37	0.30
Gutapercha	0.69 x10 ⁻³	0.45
Cemento	7.0	0.30
Resina compuesta	12	0.30
Postes de fibra de vidrio	40	0.26
Postes de titanio	110	0.33
Aleación de oro (Au)	80	0.33
Aleación de NiCr	200	0.33

El material debía tener las mismas características en cada punto, debido a que este es homogéneo, por lo que el esfuerzo y la deformación unitaria son uniformes en todo el perno. Debido a que la homogeneidad de un material no asegura que las

propiedades elásticas sean las mismas en toda dirección, se establece que una condición para la uniformidad de las deformaciones unitarias laterales, es que las propiedades elásticas sean las mismas en todas las direcciones perpendiculares al eje

longitudinal, los materiales isotrópicos satisfacen esta condición, ya que estos materiales tienen las mismas propiedades en todas las direcciones (axiales y verticales) y los materiales a usar son de este tipo. Posterior a la validación del modelo después de obtener la geometría del mismo, se construyó una malla inicial formada por pocos elementos. La malla fue refinada aumentando el número de elementos tantas veces como fuese necesario, con el fin de observar los cambios en los esfuerzos y desplazamientos que se generaron sobre un nodo específico, bajo una condición de carga definida. La región de la gráfica donde la curva comienza a estabilizarse indica el número mínimo de elementos que el modelo necesita para dar resultados confiables. Los procedimientos anteriores permitieron obtener un modelo inicial, que fue sometido a variaciones de acuerdo a las variables del estudio para obtener las ocho simulaciones necesarias para desarrollar la investigación.

Análisis estadístico

Los resultados obtenidos de la distribución del estrés entre los grupos se analizaron estadísticamente en el programa SPSS, mediante el análisis de varianza de ensayos (ANOVA) y la prueba de Tukey post hoc.

RESULTADOS

Al realizar una comparación de los niveles de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores con efecto y sin efecto férula a la comprensión vertical y axial en pernos prefabricados en fibra de vidrio y titanio vs pernos colados de metal noble (Au) y metal colado níquel cromo NiCr cementados con cemento resinoso autocondicionante autoadhesivo mediante la técnica de elementos finitos. Para obtener los resultados se utilizó el programa estadístico SPSS 25, con un nivel de confianza del 95% y margen de error del 5%. A continuación, se presenta los resultados del estudio:

Tabla 2. Modelos de pernos prefabricados

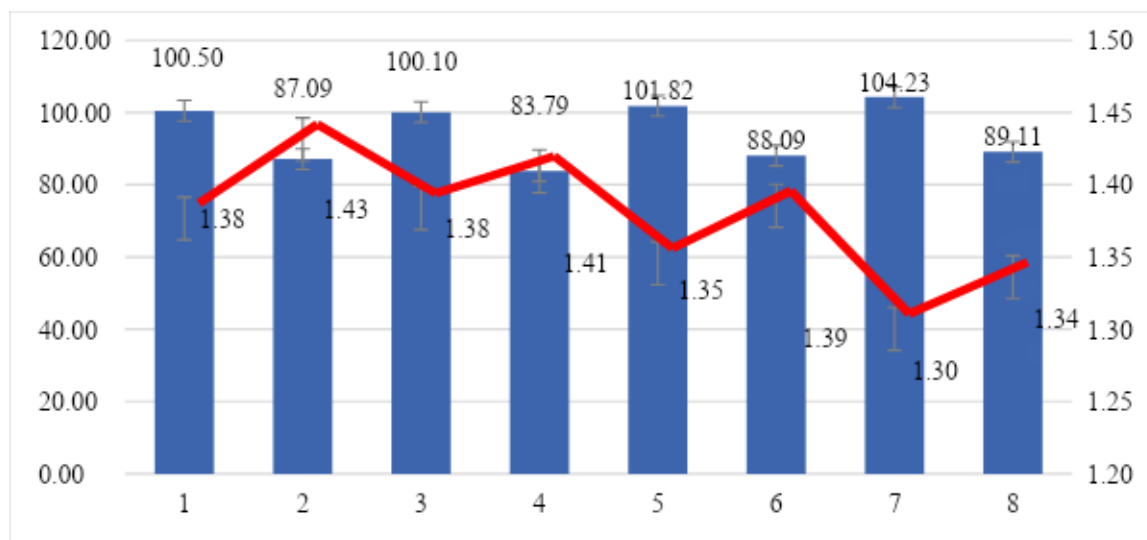
Estudio	Código	Efecto férula °/mm		Estrés radicular [MPa]	Presión en tejidos adyacentes
1 ^a	Fibra de vidrio	360	2	71,8	1,175
1B	Fibra de vidrio	360	2	104,8	1,346
1C	Fibra de vidrio	360	2	124,9	1,609
2 ^a	Titanio	360	2	92,9	1,163
2B	Titanio	360	2	99,2	1,378
2C	Titanio	360	2	108,2	1,61
3 ^a	Fibra de vidrio	180	1	89,4	1,193
3B	Fibra de vidrio	180	1	82,94	1,416
3C	Fibra de vidrio	180	1	88,92	1,685
4 ^a	Titanio	180	1	83,27	1,168

Evaluación de nivel de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes:
pernos prefabricados vs. pernos colados, mediante elementos finitos

4B	Titanio	180	1	80,9	1,403
4C	Titanio	180	1	87,19	1,657
5 ^a	Oro	360	2	74,65	1,164
5B	Oro	360	2	103,7	1,331
5C	Oro	360	2	127,1	1,542
6 ^a	Ni-Cr	360	2	78,89	1,152
6B	Ni-Cr	360	2	106	1,288
6C	Ni-Cr	360	2	127,8	1,461
7 ^a	Oro	180	1	90,6	1,184
7B	Oro	180	1	84,37	1,373
7C	Oro	180	1	89,31	1,599
8 ^a	Ni-Cr	360	1	91,83	1,174
8B	Ni-Cr	360	1	86,19	1,324
8C	Ni-Cr	360	1	89,3	1,51

Después de presentar los datos para el estudio en la figura 1, se describen los promedios del estrés radicular y la presión en tejidos adyacentes.

Figura 1. Promedios de estrés radicular y la presión en tejidos adyacentes

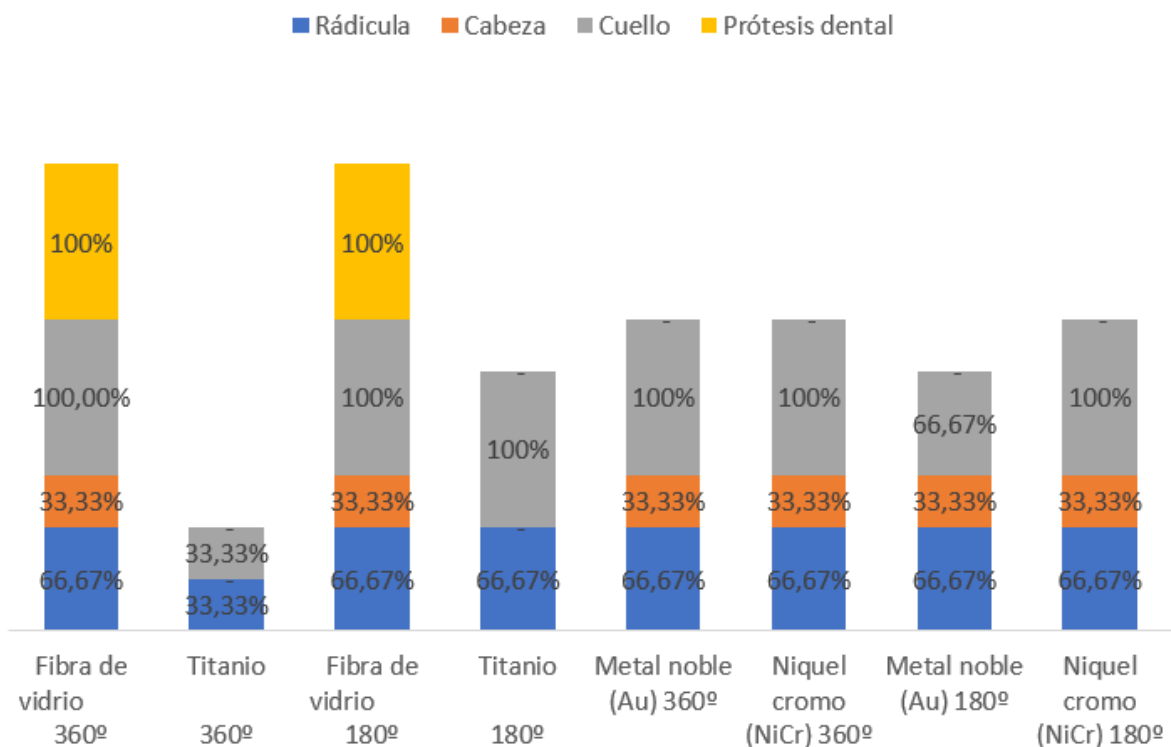


De acuerdo a los resultados se observa que el nivel estrés radicular, es mayor en los pernos prefabricados colados de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr) tanto a 360 y 180°, en comparación con los de fibra de vidrio y titanio. El promedio más representativo está en el (NiCr) a 360° con 104.23 MPa; y el más bajo en el Titanio 180° con 83,79 MPa. Mientras la presión ejercida en tejidos adyacentes en los premolares tiene mayor nivel en los pernos

prefabricados a base de fibra de vidrio – liso y titanio a 180° en comparación con los de metal noble y níquel cromo. Siendo el más representativo el de fibra de vidrio liso a 180° con 1,43 y el más bajo es el (NiCr) de 360° con 1,30.

En la figura 2, se describen las partes (radícula, cabeza, cuello y prótesis dental) que tienen falla.

Figura 2. Partes que presentan fallas



En la tabla 3 se observa que, en los pernos pre fabricados a base de fibra de vidrio – liso de 360° y 180° se reportan mayor cantidad de fallas (100%) en la prótesis dental en comparación con la radícula es decir la raíz del diente presenta la menor falla que el perno prefabricado a base de fibra de vidrio.

Se visualiza que los pernos realizados con metal noble y níquel cromo tanto a 360° y 180° presentan fallas solo en la radícula, cabeza y cuello. El que menos fallas presenta es el de titanio de 360° y 180° respectivamente.

Tabla 3. Modelos de pernos prefabricados

Detalle	Radícula			Cabeza	Cuello		Prótesis dental
	Leve	Medio	Grave	Medio	Leve	Medio	Grave
Fibra de vidrio 360°	-	33,33%	33,33%	33,33%	66,67%	33,33%	100%
Titanio 360°	33,33%	-	-	-	33,33%	-	-
Fibra de vidrio 180°	33,33%	33,33%	33,33%	-	66,67%	33,33%	100%
Titanio 180°	33,33%	33,33%	-	-	100%	-	-
Metal noble (Au) 360°	33,33%	33,33%	33,33%	-	66,67%	33,33%	-
Níquel cromo (NiCr) 360°	33,33%	33,33%	33,33%	-	66,67%	33,33%	-
Metal noble (Au) 180°	33,33%	33,33%	33,33%	-	33,33%	33,33%	-
Níquel cromo (NiCr) 180°	33,33%	33,33%	33,33%	-	66,67%	33,33%	-

En referencia al nivel de falla se evidencia que con nivel leve a medio con mayor frecuencia en la parte radicular y cuello; y nivel grave presenta solo en la raíz y prótesis dental. Este último nivel no está presente en los pernos pre fabricados con titanio a 360° y 180°, pero sí en material de fibra de vidrio. Esto permite concluir que, a mayor estrés radicular menor es la presión ejercida en tejidos adyacentes.

Además, en la tabla 4 se presentan los resultados estadísticos de la comparación de los pernos prefabricados tanto de fibra de vidrio, titanio, metal noble y níquel cromo. Pero antes mediante la prueba Shapiro Wilk para muestras menores a 50; se confirmó que los datos tienen una tendencia a una distribución normal. Solo siendo así, se aplicaron las pruebas paramétricas como Anova y Tukey.

Tabla 4. Prueba Anova – Tukey

Modelos pernos prefabricados		Diferencias de medidas	Turkey	Anova			
			Valor p				
Estrés radicular	Fibra de vidrio 360°	Fibra de vidrio 180	13,41	0,97	0,643		
		Titanio 180°	16,71	0,90			
		Metal noble (Au) 180°	12,41	0,98			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	11,39	0,99			
	Titanio 360°	Titanio 180°	16,31	0,91			
		Metal noble (Au) 180°	12,01	0,98			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	10,99	0,99			
	Metal noble (Au) 360°	Metal noble (Au) 180°	13,72	0,96			
	Níquel cromo (NiCr) 360°	Metal noble (Au) 180°	16,14	0,92			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	15,12	0,94			
	Presión en tejidos adyacentes	Fibra de vidrio 360°	Fibra de vidrio 180	-0,05		1,00	0,995
			Titanio 180°	-0,03		1,00	
Metal noble (Au) 180°			-0,00	1,00			
Níquel cromo (NiCr) 180°			0,05	1,00			
Titanio 360°		Titanio 180°	-0,03	1,00			
		Metal noble (Au) 180°	-	1,00			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	0,05	1,00			
Metal noble (Au) 360°		Metal noble (Au) 180°	-0,04	1,00			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	0,01	1,00			
		Níquel cromo (NiCr) 180°	-0,03	1,00			

De acuerdo a los resultados se evidenció estadísticamente que no existe diferencia significativa entre el estrés radicular y la presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores 1.4 con efecto y sin efecto férula a la comprensión vertical y axial de pernos prefabricados en fibra de vidrio y titanio

en comparación con los pernos colocados de metal noble (Au) y metal colado níquel cromo (NiCr) con cemento resino auto condicionantes auto adhesivo. Donde se observó que el valor $p > 0,05$.

Tabla 5. Prueba T Student

	Media	Desv. Desviación	Valor p
Radícula – Cabeza	0,38	0,49	0,00
Radícula – Cuello	- 0,25	0,53	0,03
Radícula - Prótesis dental	0,38	0,65	0,01
Cabeza – Cuello	-0,63	0,49	0,00
Cabeza - Prótesis dental	-	0,59	1,00
Cuello - Prótesis dental	0,63	0,49	0,00

Con la prueba T Student se confirma que existe una variación marcada de las piezas con fallas y sin fallas, excepto en la parte de la cabeza y prótesis dental que tienen la misma cantidad de piezas con falla donde la única diferencia es que el primero tiene un nivel medio y el otro grave. En conclusión, se confirma que las diferentes piezas presentan varios niveles de falla como se observa en la figura 2.

DISCUSIÓN

El método de elementos finitos es útil para los estudios científicos enfocados en analizar el comportamiento y consecuencias de las diversas fuerzas aplicadas a los materiales y tejidos orgánicos, permitiendo determinar donde se presentan las principales concentraciones de esfuerzos y las áreas de mayor falla, razón por la cual se utilizó en la presente investigación con la finalidad de comparar el nivel de estrés radicular y presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores 1.4 con efecto y sin efecto férula a la comprensión vertical y axial en pernos prefabricados, considerando la

fibra de vidrio y titanio, en comparación con pernos colados de metal, tal como los de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr), todos cementados con cemento resinoso auto condicionante autoadhesivo. Los resultados obtenidos permiten determinar que el nivel estrés radicular es mayor en los pernos prefabricados colados de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr), presentando el Au un valor de 101,82 MPa y 88,09 MPa a 360° y 180°, respectivamente y el NiCr 104,23 MPa y 89,11 MPa a 360° y 180°, respectivamente. Por otra parte, los valores más bajos, tanto a 360° como a 180°, fueron de la fibra de vidrio con 100,5 MPa y 87,09 MPa y el titanio con valores de 100,1 MPa y 83,79 MPa.

Estos resultados coinciden con el estudio de Pegoretti et al. 2002⁹ que señala que los pernos de metal, tal como níquel cromo (NiCr) y la aleación de oro colado (Au) evidencian un esfuerzo mayor en comparación con el poste de fibra de vidrio, expresando que este comportamiento es consecuencia de la semejanza que existe entre el módulo de elasticidad del poste de fibra de vidrio y la dentina. Por el contrario, los resultados alcanzados en la investigación de Gholami F et al. 2017⁶ indican

que los valores medios de resistencia en los grupos de postes de fundición de Ni-Cr son inferiores con respecto a otros postes metálicos, presentando una diferencia significativa, debido que el módulo elástico de Ni-Cr es más elevado, presentando mayor rigidez y al aplicar la fuerza no siguió la deformación elástica, originando tensiones localizadas dentro del canal radicular y propiciando la fractura de la raíz. Asimismo, también existe diferencia con el estudio de Gómez A et al. 2008¹⁰ que evidenció, mediante el método de elementos finitos, que existe diferencia significativa entre los postes de fibra de vidrio que originan menor estrés radicular (64,72 MPa) con respecto a los postes de titanio (114,22 MPa).

En el caso del titanio, este comportamiento mecánico más favorable puede ser consecuencia del elevado módulo de elasticidad del cemento empleado (Panavia F2.0), debido a que permite concentrar en mayor proporción esfuerzos entre la interfase del material cementante y el elemento de retención intrarradicular, de acuerdo a lo señalado en la investigación de Li L et al. 2006¹¹ desarrollada con el objetivo de analizar la distribución del estrés en las raíces debilitadas restauradas con diferentes cementos en combinación con postes de aleación de titanio.

Por tanto, los materiales empleados en la restauración dental deben poseer propiedades semejantes a las propiedades de los tejidos duros del diente para permitir que la totalidad del sistema restaurador imite el comportamiento mecánico del diente natural¹², considerando que, al someter un sistema con diversos componentes a cargas, el componente rígido es capaz de resistir grandes esfuerzos sin presentar distorsión¹³. Por otra parte, la presión ejercida en tejidos adyacentes en los premolares tiene mayor nivel en los pernos prefabricados a base de fibra de vidrio y titanio a 180° en comparación con los de metal noble y níquel cromo. Siendo el más representativo el de fibra de vidrio liso a 180° con 1,43 y el más bajo es el (NiCr) de 360° con 1,30, demostrando estos resultados que a mayor estrés radicular menor será la presión ejercida en los tejidos adyacentes. Respecto a los resultados estadísticos se evidenció que no existe diferencia significativa entre el estrés radicular y la presión ejercida en tejidos adyacentes en premolares superiores 1.4 con

efecto y sin efecto férula a la comprensión vertical y axial de pernos prefabricados en fibra de vidrio y titanio en comparación con los pernos colocados de metal noble (Au) y metal colado níquel cromo (NiCr) con cemento resino auto condicionantes auto adhesivo.

CONCLUSIONES

El nivel estrés radicular, es mayor en los pernos prefabricados colados de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr) tanto a 360 y 180°, en comparación con los de fibra de vidrio y titanio y el nivel de presión ejercida en tejidos adyacentes en los premolares tiene mayor nivel en los pernos prefabricados a base de fibra de vidrio y titanio, ambos a 180°, en comparación con los de metal noble (Au) y níquel cromo (NiCr).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dibaji F, Afkhami BB, Kharazi Fard J. Fracture Resistance of Roots after Application of Different Sealers. *Iran Endod J.* 2017; 12(1): 50-54.
2. Torabzadeh H, Ghassemi A, Sanei M, Razmavar S, Sheikh-Al-Eslamian S. The Influence of Composite Thickness with or without Fibers on Fracture Resistance of Direct Restorations in Endodontically Treated Teeth. *Iran Endod J.* 2014; 9(3): 215-219.
3. Gbadebo O, Ajayi D, Oyekunle O, Shaba P. Randomized clinical study comparing metallic and glass fiber post in restoration of endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res.* 2014; 25(1): 58-63.
4. Delgado M. Efecto férula: Aspecto importante en la rehabilitación con postes de fibra de vidrio. *Revista ADM.* 2014; 71(3): 120-123.
5. Sadeghi M. A Comparison of the Fracture Resistance of Endodontically. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences.* 2006; 3(2): 69-76.

6. Gholami F, Kohani P, Aalaei S. Effect of Nickel-Chromium and Non-Precious Gold Color Alloy Cast Posts on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *Iranian Endodontic Journal*. 2017; 12(3): 303-306.
7. American Association of Endodontics. Evidence-based review of clinical studies on restorative dentistry. *J Endod*. 2009; 35(8): 1111-1115.
8. Bevilacqua F, Rossi A, Rodrigues A, Caria P. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian journal of dental research*. 2014; 25(3): 390-397.
9. Pegoretti A, Fambri J, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002; 23(13): 2667-2682.
10. Gómez A, Chica E, Latorre F. Análisis de la distribución de esfuerzos en diferentes elementos de retención intrarradicular prefabricados. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*. 2008; 20(1): 31-42.
11. Li L, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin H, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)*. 2006; 119(4): 305-311.
12. Barguil J, Chica E, Latorre F. Distribución de los esfuerzos en tres tipos de elementos intrarradicales con diferentes longitudes. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*. 2008; 19(2): 24-37.
13. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater*. 2007; 23(2): 138-144.