

ANÁLISIS CON ELEMENTOS FINITOS DE LA DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS EN DIENTES TRATADOS ENDODÓNTICAMENTE CON DIFERENTES POSTES Y DISEÑOS DE PREPARACIÓN DENTAL



Área: postgrado de prostodoncia.

Línea de investigación: Restauración de dientes tratados endodónticamente.

Beatriz Flórez OD.¹
 María Luisa Lloreda OD.¹
 Lina María Serna OD.¹
 Guillermo Bernal DDS,MSD
 Sonia Bravo OD, MSc.³
 Federico Jaramillo. Ing.⁴

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la distribución de fuerzas tangenciales sobre un modelo de dientes anteriores tratados endodónticamente, dependiendo de la localización del remanente dentario en las paredes axiales y del tipo de poste. **Materiales y métodos:** Se realizaron tres modelos paramétricos tridimensionales (3D) en computador con el programa ANSYS. Que simuló un incisivo central superior, dentina, hueso trabecular, ligamento periodontal, encía, y gutapercha. Los postes que se utilizaron fueron en titanio y fibra de vidrio, el cemento para cementar los postes, fue cemento de resina para el poste en fibra de vidrio, y fosfato de zinc para el poste de titanio. Los grupos experimentales se dividieron en seis, tres grupos con retenedor en fibra de vidrio, cementado con resina, y tres con retenedor en titanio cementado con fosfato de zinc. Cada grupo con tres diferentes diseños en la preparación: Con efecto ferrule 180° por vestibular, con efecto ferrule 180° por palatino y con efecto ferrule 360°. **Resultados:** De acuerdo a los tipos de carga tensil y compresivo (vonmises), la mayor concentración de esfuerzos fue observada en la dentina radicular con el efecto ferrule por palatino 387Mpa, para los dos tipos de postes. Para el efecto ferrule por vestibular fue de 55Mpa, fibra de vidrio y 53Mpa en el retenedor de Titanio, no existiendo diferencia con el efecto ferrule en 360°. **Conclusión:** El efecto ferrule en 360° es lo menos adverso a las estructuras remanentes, siendo por lo tanto el refuerzo ideal. Cuando no es posible lograr efecto ferrule en 360°, es conveniente tenerlo por vestibular por la distribución de esfuerzos en la dentina en la zona radicular.

PALABRAS CLAVE: Ferrule, esfuerzos, vonmises, retenedor, modelo paramétrico.

ABSTRACT

PURPOSE: Evaluate the distribution of tangential forces on the simulated anterior teeth treated endodontically, depending on the axial walls and the type of post. **MATERIAL AND METHODS:** Three tridimensional parametric models were done on the computer with the ANSYS program, which simulated a central upper incisor, dentin, trabecular bone, periodontal ligament, gingiva and guttapercha. The posts used were made of fiber glass and titanium, the luting agents used to cement the posts were, resin cement for the fiber post and zinc phosphate for the titanium post. The experimental groups were: Three groups with intra radicular fiber post cemented with resin cement and three groups with intrarradicular titanium post cemented with zinc phosphate cement; every group with three different preparation designs of ferrule effect 180° lingual, ferrule effect 180° buccally and ferrule effect of 360°. **RESULTS:** Whatever the type of tensile or compressive deformation (Von mises), the greatest stress was observed in the radicular dentin with the lingual ferrule effect of (387Mpa), for the two types of posts. For the titanium post the ferrule effect placed buccally was of (55Mpa) as well for the fiber post, and 53MPa for the titanium post without differences with ferrule effect at 360°. **CONCLUSION:** The ferrule effect at 360° is the least adverse at the remanent structures, being the ideal design. When it is not possible to make a ferrule effect of 360°, it is recommended to have the ferrule effect buccally to have the force distribution at the most superior area of the root (Radicular dentinal area)

KEY WORDS: Ferrule, stresses, von Mises, retainer, parametrical model.

¹ Residentes de último año del postgrado de Prostodoncia. Colegio Odontológico Colombiano, Bogotá.

² Prostodoncista, Magíster en Biomateriales. Docente del Colegio Odontológico Colombiano.

³ Docente de investigación en postgrado. Colegio Odontológico Colombiano.

⁴ Ingeniero Mecánico. Asesor Técnico.

INTRODUCCIÓN

Los dientes tratados endodónticamente son mas propensos a las fracturas no debido a la pérdida prematura de humedad, si no quizás al debilitamiento coronal al realizar una preparación para soportar una restauración. En estudios clínicos se encontró que después de la pérdida de retención la fractura radicular es la causa de fracaso más común en dientes tratados endodónticamente.^{1, 2}

Estudios recientes han demostrado que la resistencia a la fractura está relacionada directamente con el tejido dental remanente y que ésta resistencia disminuye, debido a la pérdida del tejido dentario por procedimientos endodónticos y restauradores. Por lo tanto, se requiere un retenedor intrarradicular que evite al máximo el debilitamiento y posea un modulo de elasticidad similar a la dentina radicular.³

Tratando de evitar al máximo el debilitamiento dental se han utilizado retenedores en fibra de vidrio y carbono que generan adecuada resistencia a nivel radicular, debido a que posee un modulo de elasticidad similar a la dentina evitando la concentración de fuerzas en la interfase retenedor-dentina y el posible comienzo de fracturas a nivel radicular. Además estos retenedores son posibles de reparar, se adhieren íntimamente a los cementos de resina y al tejido dentinal previamente alterado.⁴

El factor más importante en la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente es la cantidad de tejido coronal remanente después de la preparación. Algunos estudios de laboratorio y clínicos han demostrado que dejando uno a dos milímetros de tejido coronal clínico en toda la circunferencia dentaria genera tal resistencia que el material y el diseño del retenedor dejan de ser relevantes.^{5, 6}

Sorensen encontró⁷ que la preparación en bisel del tejido coronal remanente genera un efecto de férula sobre todo el sistema retenedor-diente en dientes tratados endodónticamente. Sin embargo, Sorensen y Engelman⁸ encontraron que aun más importante que la preparación en bisel, es la cantidad de tejido coronal remanente, siendo éste el responsable de mejorar el pronóstico clínico de un diente tratado endodónticamente.

Actualmente cualquier tejido dental remanente se considera efecto ferrule o férula porque la distribución de fuerzas a nivel del sistema retenedor-diente es notablemente superior que cuando no existe tejido coronal. Gegauff demostró que dientes tratados endodónticamente a los cuales se les realizaba alargamiento de corona clínica con el fin de generar efecto ferrule eran significativamente más resistentes que dientes tratados endodónticamente sin efecto ferrule.⁹ Hoy en día se considera que el efecto ferrule es una de las indicaciones más importantes para el alargamiento coronal de un diente que vaya hacer rehabilitado con cualquier tipo de retenedor.

Los postes no metálicos, de carbono y de fibra de vidrio tienen flexibilidad similar a la dentina se adhieren a cementos de resina y materiales reconstructores ofreciendo ventajas en condiciones de estructura dentinal crítica.¹⁰ Se ha documentado también, que un diente tratado endodónticamente puede ser restaurado conservadoramente y no requiere de poste, muñón y corona¹¹

Un estudio¹² utilizó especímenes que fueron cargados estáticamente hasta la falla, en el protocolo usaron seis grupos, cada uno conformado por 21 dientes; los coeficientes de variación para las cargas reportados fueron de 14% a 21%. Se usó un segundo premolar extraído, de dimensiones promedio para formar los análogos radiculares de compuesto colado y con coronas de metal. Se hicieron 10 especímenes radiculares preparados sin efecto ferrule y 10 con ferrule. Cada raíz se colocó en resina que simulaba el hueso, Cinco coronas se cargaron compresivamente sobre la cúspide bucal y cinco se cargaron compresivamente sobre la cresta mesial. Se aplicó la fuerza hasta que ocurriera la falla. Se examinaron las cargas de falla con anova a dos vías. Los resultados indicaron que la combinación de la ampliación coronal quirúrgica colocada para proporcionar una férula de 2 mm a la corona sobre un segundo premolar análogo mandibular sin corona, resultó en una reducción de la falla a la carga estática para los dientes análogos restaurados.¹²

Una situación clínica de gran desafío en un diente tratado endodónticamente es un diente con poco tejido coronal.

Varios investigadores (Lovdahl, 1977, Talbert, 1978, Sorensen, 1988, Ko, 1992, Marshak, 1988, Guzy, 1989) consideraron la necesidad de colocar un poste antes de la construcción de un diente tratado endodónticamente y contrario a lo que se pensaba anteriormente, diversos estudios in Vitro sustentan la opinión que un poste o muñón debe ser usado para aumentar la retención de la reconstrucción protésica y no como refuerzo radicular y que la preservación de la estructura dental es una de las variables más importantes en el éxito de una restauración de dientes tratados endodónticamente.¹³

Al evaluar, si el efecto ferrule es importante en la distribución de esfuerzos de los dientes restaurados con postes, se concluye que los dientes que tienen un remanente dentario distribuyen mejor las fuerzas, y los dientes que no tienen efecto ferrule localizarán los esfuerzos en la zona cervical dando como consecuencia una posible fractura dental.¹⁴ Así mismo, se demostró que la concentración de fuerzas en la zona cervical es mayor para postes en fibra de vidrio restaurados en la parte coronal con resina por ser más flexibles, al mismo tiempo disminuye la concentración en la zona radicular, ya que este tipo de postes tienen un modulo de elasticidad similar a la dentina permitiendo un mejor comportamiento; al contrario de los postes metálicos que producen la mayor concentración de tensión en la superficie de contacto poste – dentina.¹⁵

La distribución de esfuerzos en dientes tratados endodónticamente restaurados con postes, en diferentes materiales, es un factor importante para analizar si el tipo de material o la geometría del poste son críticos en la resistencia de los dientes al aplicar cualquier

tipo de carga. De tal manera se ha comprobado que hay mayores esfuerzos en postes no paralelos, y que se reducen cuando son de mayor diámetro, mayor rigidez y mayor longitud. Al comparar, diferentes tamaños de postes y materiales se demostró que es importante el material con el que se realiza el muñón o la parte coronal de la restauración, que el material del poste o su tamaño ya que la localización del esfuerzo tensil se da más en esta zona que en el resto del diente.¹⁶ Albuquerque y col demostraron que al realizar una carga angulada al diente se desarrolló una mayor concentración de esfuerzos en la zona donde se realiza la carga y a nivel de la interfase poste dentina.¹⁷

Actualmente es escasa la literatura que sustente el uso de retenedores prefabricados en fibra de vidrio y en Titanio en dientes tratados endodónticamente, dependiendo del remanente dentario. Adicionalmente no existe evidencia que compare la distribución de las fuerzas en la estructura dental cuando no esta presente el efecto ferrule en toda la circunferencia del diente, y que desplazamiento tiene éste, cuando es aplicada una carga.

El objetivo general de este estudio es evaluar la distribución de fuerzas tangenciales sobre un modelo de dientes anteriores tratados endodónticamente, dependiendo de la localización del remanente dentario. (Efecto ferrule).

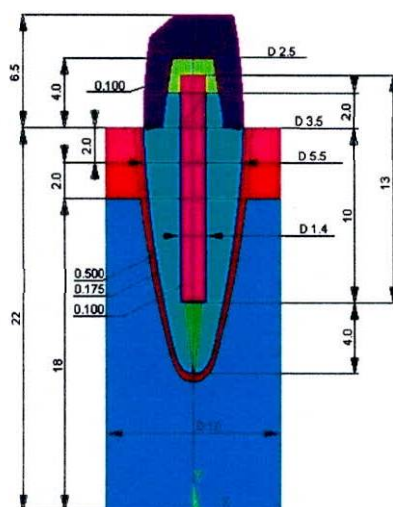
Este estudio es importante como apoyo científico en la realización de investigaciones posteriores para lograr una buena restauración en dientes tratados endodónticamente restaurados con postes en fibra de vidrio y titanio, teniendo en cuenta el diseño de la preparación, cuando se simula una fuerza palatina, comúnmente realizada en incisivos centrales superiores.

MATERIALES Y MÉTODOS

Esta investigación es un estudio experimental fase 1.

Se realizaron tres modelos paramétricos tridimensionales (3D) en computador con el programa ANSYS. Que simuló un incisivo central superior, dentina, hueso trabecular, ligamento periodontal, encía, y gutapercha. Considerando los siguientes criterios de inclusión: Las dimensiones del modelo fueron: longitud de la raíz desde la línea amelocementaria (LAC) hasta el ápice de 15mm, el selle apical de gutapercha fue de 4mm, la longitud del poste fue de 13mm. El remanente dentario coronal (efecto ferrule) fue de 2mm, que varió de acuerdo a la localización coronal, si fue 180° por vestibular, 180° por palatino, o 360° en toda la circunferencia del diente pero siempre de 2mm de altura. La altura del reconstructor coronal realizado en resina compuesta fue de 2mm y el espesor de la cofia metálica de 2.5mm dando una altura coronal total de 6.5 mm. El espesor del cemento radicular fue de 60-120 micras, y de la cofia metálica coronal será de 25 micras.

La siguiente figura indica las dimensiones utilizadas para cada modelo, de acuerdo a los requerimientos técnicos del estudio.



Dimensiones principales en mm.

Los postes que se utilizaron fueron en titanio y fibra de vidrio, el cemento para cementar los postes, fue cemento de resina

para el poste en fibra de vidrio, y fosfato de zinc para el poste de titanio, el material en el que se simuló el reconstructor coronal fue resina compuesta, la cofia metálica se simuló en oro, el cemento con el que se cementó la cofia en el muñón, fue fosfato de zinc. Los grupos experimentales fueron:

Grupo 1: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en fibra de vidrio cementado con cemento de resina y con efecto ferrule 180 grados por palatino.

Grupo 2: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en titanio cementado con cemento fosfato de zinc y con efecto ferrule 180 grados por palatino..

Grupo 3: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en fibra de vidrio cementado con cemento de resina y con efecto ferrule 180 grados por vestibular

Grupo 4: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en titanio cementado con cemento fosfato de zinc y con efecto ferrule 180 grados por vestibular.

Grupo 5: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en fibra de vidrio cementado con cemento de resina y con efecto ferrule 360 grados.

Grupo 6: Modelo paramétrico en (3D) Con retenedor intrarradicular en titanio cementado con cemento fosfato de zinc y con efecto ferrule 360 grados.

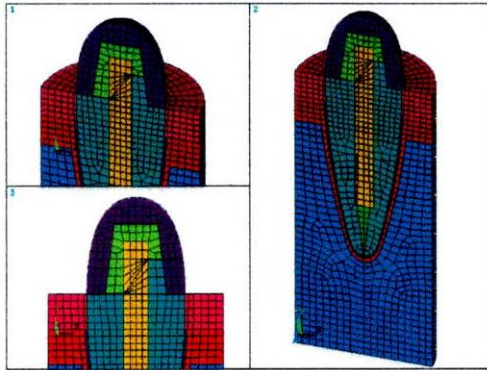
Cuadro I. Tipos de Cementos

AGENTE CEMENTANTE	ESPESOR DE LA PELICULA CORONAL	ESPESOR DE LA PELICULA RADICULAR
Cemento fosfato de Zinc.	25 MICRAS	60-120 MICRAS
Cemento de resina Químicamente activo de auto polimerización		60-120 MICRAS

Las variables dependientes del estudio fueron distribución de fuerza y desplazamiento del diente. Las variables

Independientes del estudio fueron tipo de cemento, tipo de retenedor y efecto ferrule.

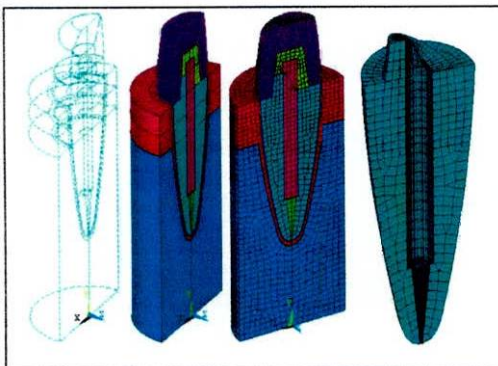
Esquema del modelo paramétrico



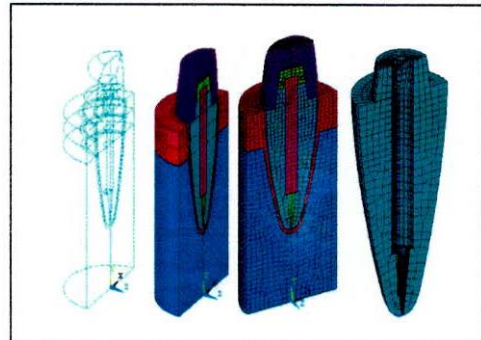
Elaboración de modelos:

Para realizar los modelos matemáticos de cada grupo de prueba se elaboró cada una de las curvas y superficies de los sólidos de cada estructura. Primero se definen los puntos, luego las líneas y áreas, y por último los volúmenes. Posteriormente, se procede a definir el número de divisiones de cada curva para generar los nodos y elementos de cada uno de los componentes de las probetas. Solo se realizó una mitad del modelo debido a la simetría presente entre el plano Vestibular-Palatino.

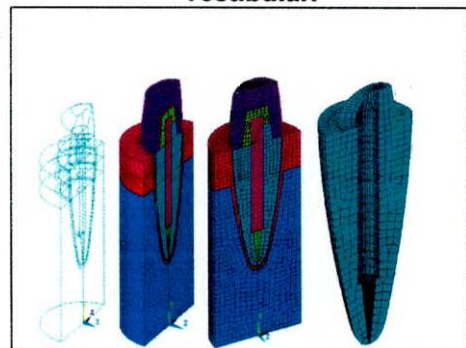
Modelo de diente restaurado con Refuerzo tipo Ferrule en Palatino



Modelo de diente restaurado con refuerzo tipo ferrule 360°.



Modelo de diente restaurado con refuerzo tipo Ferrule en vestibular.

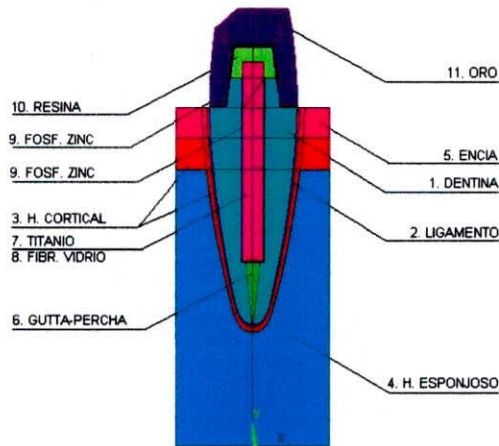


Selección de materiales:

La siguiente tabla indica las propiedades utilizadas para cada uno de los materiales incluidos en la simulación.

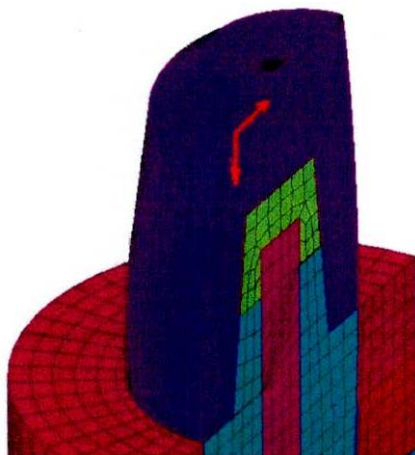
Tabla 1. Propiedades mecánicas de materiales empleados en el análisis.

	MATERIAL ¹	MODULO DE ELASTICIDAD [GPa]	RELACIÓN DE POISSON
1	DENTINA	18.6	0.31
2	LIGAMENTO	0.0689	0.45
3	HUESO CORTICAL	13.7	0.30
4	HUESO ESPONJOSO	1.37	0.30
5	ENCIA	0.003	0.45
6	GUTTA-PERCHA	0.00069	0.45
7	TITANIO	112	0.33
8	FIBRA DE VIDRIO	40 (11) ²	0.26 (0.32, 0.07) ²
9	FOSFATO DE ZINC	22.4	0.25
10	RESINA	12	0.30
11	ORO	96.6	0.35



Materiales empleados en la simulación

Se le realizó una carga constante de 100N con una angulación de 45 grados, en una ubicación puntual en palatino, y en una dirección tangencial obteniendo un análisis de carga estacionario que determinó la distribución de los esfuerzos en el diente y el desplazamiento de este, en milímetros. Esta carga se descompuso en sus componentes vertical y horizontal, tal como lo indica la siguiente figura.



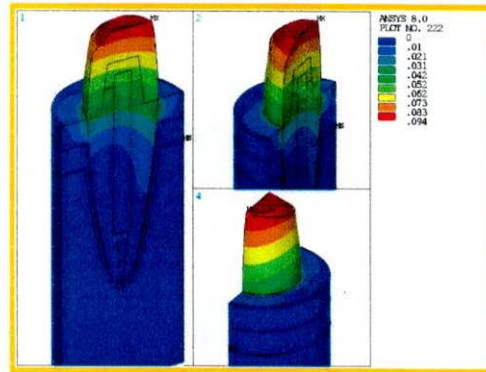
Carga aplicada durante el ensayo numérico.

RESULTADOS:

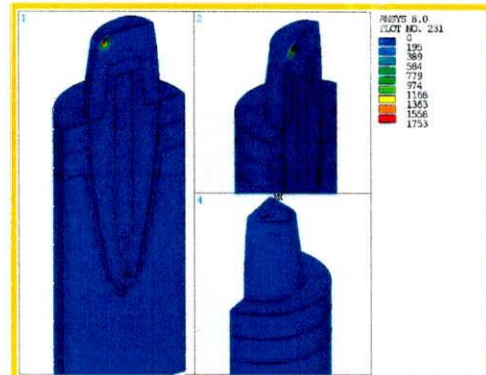
Con toda la información acerca de forma, materiales y carga es posible obtener resultados a partir de la simulación de cada modelo. Dentro del presente estudio también se compararon dos materiales diferentes de postes, titanio y fibra de vidrio.

A continuación se pueden observar la distribución de esfuerzos en cada modelo.

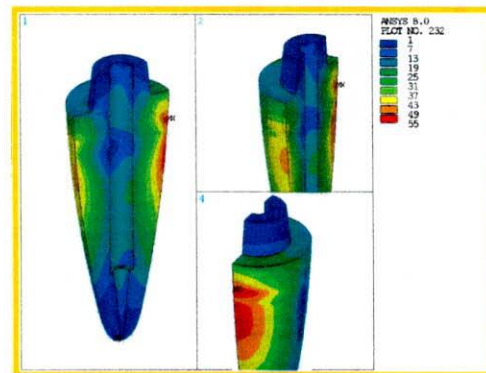
FERRULE 360° RETENEDOR EN FIBRA



**Desplazamientos,
Valor máximo: 0.094 [mm].**

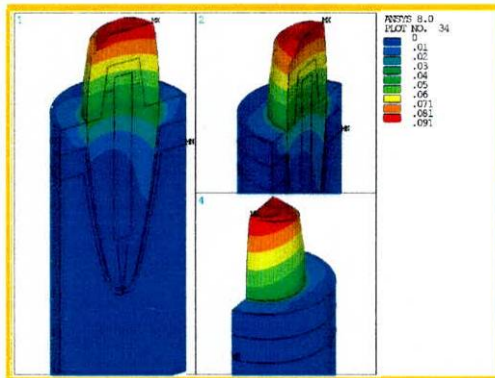


**Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].**

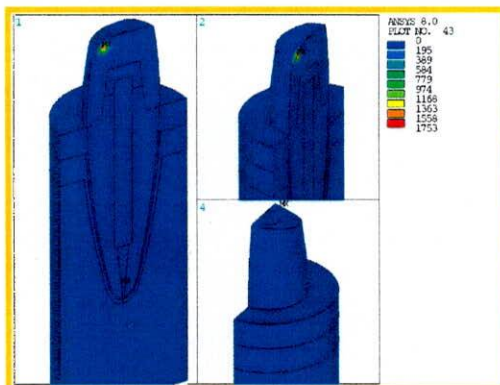


**Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 55 [MPa].**

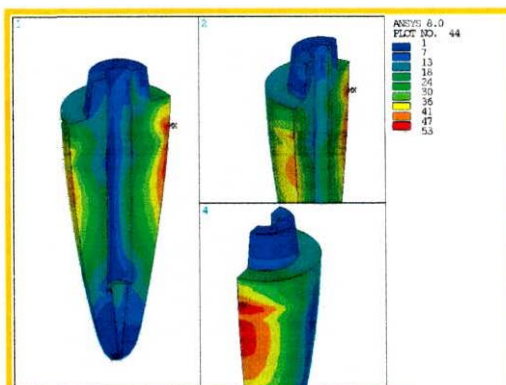
FERRULE 360° RETENEDOR EN TITANIO



Desplazamientos,
Valor máximo: 0.091 [mm].

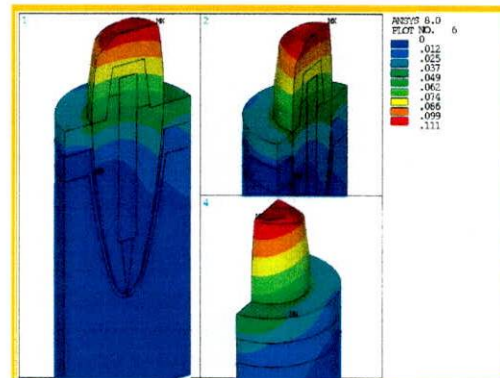


Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].

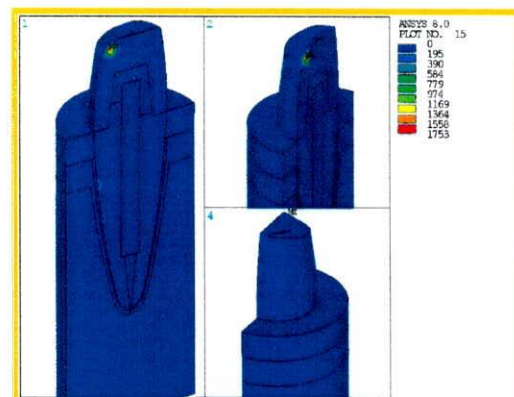


Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 53 [MPa].

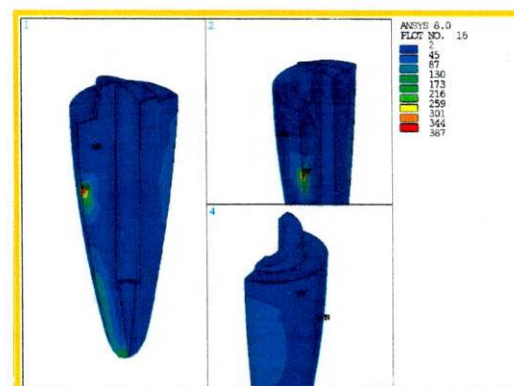
FERRULE PALATINO RETENEDOR EN FIBRA



Desplazamientos,
Valor máximo: 0.111 [mm].

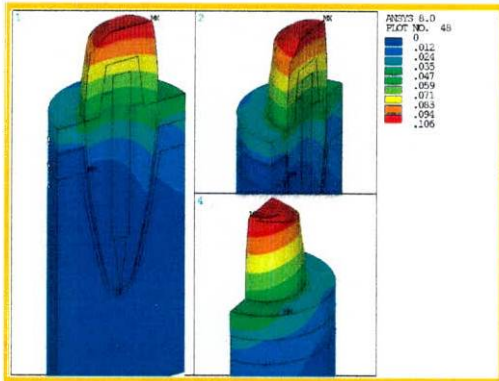


Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].



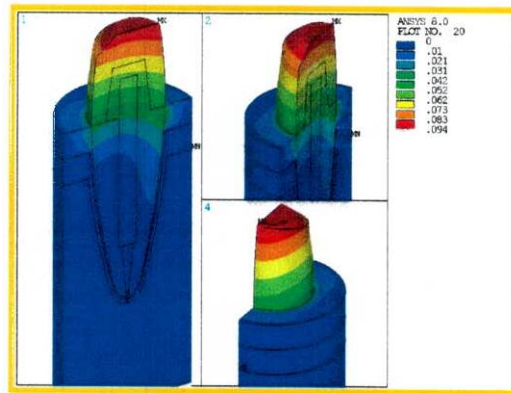
Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 387 [MPa].

FERRULE PALATINO RETENEDOR TITANIO

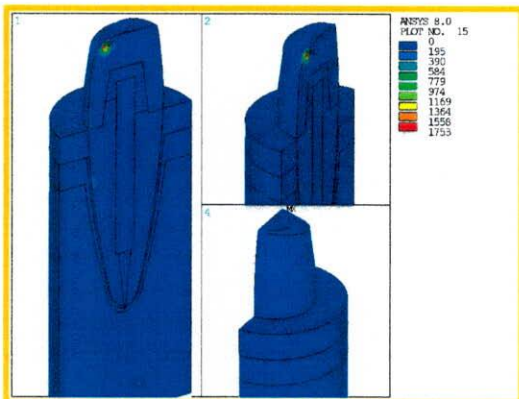


Desplazamientos,
Valor máximo: 0.106 [mm].

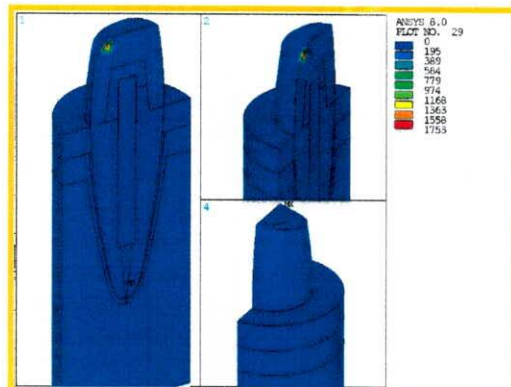
FERRULE VESTIBULAR RETENEDOR FIBRA



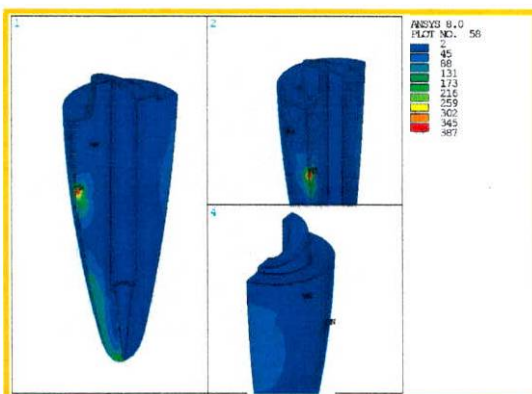
Desplazamientos,
Valor máximo: 0.094 [mm].



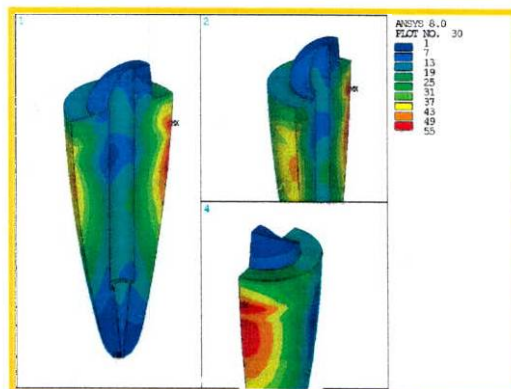
Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].



Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].

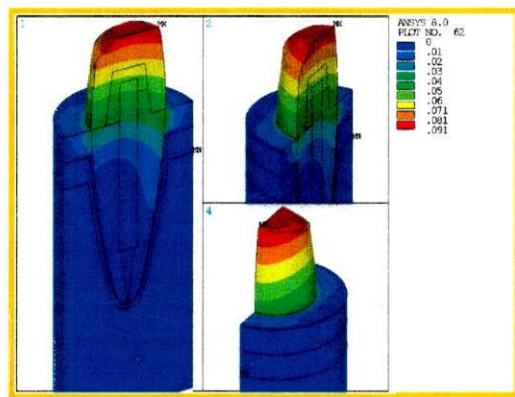


Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 387 [MPa].

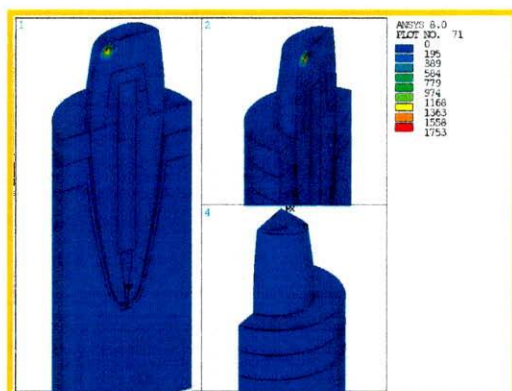


Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 55 [MPa].

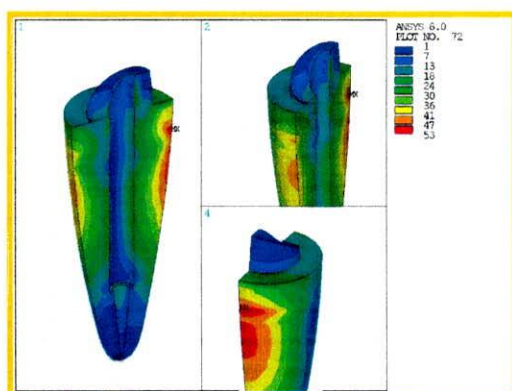
FERRULE VESTIBULAR RETENEDOR TITANIO



Desplazamientos,
Valor máximo: 0.091 [mm].



Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].



Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 53 [MPa].

Posteriormente se realizó la tabulación de los esfuerzos máximos de VonMises y principales (Los esfuerzos principales se orientan según los planos principales en cada punto, en los planos principales no se presenta deformación angular ni esfuerzo cortante o tangencial). obtenidos para cada tipo de refuerzo y material del retenedor. El análisis con base en los esfuerzos de VonMises facilita la comparación del esfuerzo máximo sometido con el esfuerzo de rotura y/o fluencia para así determinar el factor de seguridad de cada diseño (el factor de seguridad se puede asociar como la posibilidad de que una estructura se fracture o se deforme plásticamente en el punto de análisis). Es importante anotar que la base del cálculo del esfuerzo de VonMises son los esfuerzos principales en cada punto.

		DENTINA					
		S1		S2		S3	
FIBRA	360°	-17	56	-19	17	-68	15
	PALATINO	-85	542	111	229	263	137
	VESTIBULAR	-17	56	-19	17	-68	15
	360°	-16	54	-19	17	-64	13
TITANIO	PALATINO	-82	546	106	230	252	134
	VESTIBULAR	-16	54	-19	17	-65	13
	360°	-16	54	-19	17	-65	13

Tabla 1. Resumen, esfuerzo de VonMises máximo, Esfuerzos principales de compresión (-), tensión, y desplazamiento máximo.

Los resultados indican que no existe una diferencia entre los diferentes tipos de postes cuando el diseño del efecto ferrule fue de 360° o solo por la zona vestibular. Contrario a esto, el diseño por palatino presento una mayor concentración de stress a nivel del tercio medio radicular (Von Misses de 387 Mpa)

DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos ha sido usado en varios estudios e investigaciones sobre la fuerza generada en dientes tratados endodónticamente y restaurados con postes. Se ha demostrado que es una herramienta útil cuando se investigan sistemas complejos que son difíciles de estandarizar durante los estudios in Vitro, utilizando cargas de 100Newton.¹⁸ Los resultados demuestran que las cargas en el rango 150 a 300 N pueden aumentar las fuerzas tensiles de la dentina a un nivel que involucran el riesgo de fractura como se mencionó previamente. Las fuerzas de corte

máximas fueron encontradas por estar localizadas básicamente en la superficie de contacto cemento- dentina o cemento del poste.¹⁹

Este estudio aplicó una carga de 100N donde nos presentó un margen de seguridad para evitar una fractura catastrófica de la dentina de acuerdo al módulo de elasticidad de la misma.

Sorensen y Engelman⁸ en su estudio in Vitro demostraron que los diseños con presencia de efecto ferrule fueron los mas resistentes a la fractura como lo demuestra su gráfica para los grupos con remanente axial en sus 360 °. Este estudio corrobora los hallazgos de Sorensen específicamente relacionado al diseño del efecto ferrule en sus 360°

De igual manera de acuerdo a nuestros resultados en caso de no tener remanente axial en su circunferencia total es recomendable manejarlo en la zona vestibular cuando la carga oclusal es por palatino corroborando los hallazgos de Pierrisnard y col¹⁷ que demuestran la importancia del remanente axial por vestibular a nivel cervical, zona que presenta el mayor riesgo de sobrecarga. También concluyen que la ausencia de efecto ferrule, es un factor determinante en la concentración de fuerzas en la zona cervical, lo cual incrementa el riesgo de fractura, por tal motivo la presencia de efecto ferrule juega un papel importante en el refuerzo de la zona cervical, lugar más común de presencia de fracturas

El estudio también corrobora los hallazgos de Pegoretti y colaboradores²⁰ donde demuestra que las cargas resultantes compresivas siempre serán mayores sobre el poste, que las fuerzas tensionales; como lo demostró en nuestro estudio las resultantes de Von Mises.

En un estudio de elementos finitos bidimensional, se investigó la influencia del módulo de elasticidad del poste, por medio de las fuerzas Von Mises, este estudio concluyó que las fuerzas se presentaron a lo largo de la superficie de contacto dentina –núcleo o dentina-muñón y a lo largo del poste, y se encontró que los postes en fibra de vidrio concentran menos cargas dentro del conducto, y las fallas encontradas no fueron en la dentina sino en el poste en si.²⁰

Los hallazgos presentados relacionados a los módulos de elasticidad entre los

diferentes postes con respecto a la distribución de esfuerzos, nos demuestran que gracias a su cercanía con respecto a los valores de módulo de elasticidad de los postes de fibra de vidrio y la dentina radicular, estos generan un mecanismo de protección para evitar una posible fractura catastrófica de la raíz, esto sustentado en la revisión bibliográfica de Morgano en 1996. De acuerdo a esta investigación se sugiere que ante presencia única del efecto ferrule por palatino, se utilicen postes de fibra de vidrio que eventualmente evitarían la fractura catastrófica de la raíz gracias a su módulo de elasticidad.

Al comparar los postes de fibra de vidrio con los postes de metal se concluye que los dientes restaurados con postes de fibra de vidrio de 9mm tienen una tasa de sobrevivencia más alta después de 4 años que los restaurados con los postes de metal.²¹

Un análisis de elementos finitos presentó como resultado fuerzas aumentadas indicando un riesgo a la fractura asociada con los postes cortos, siendo este una herramienta poderosa para calcular la distribución de fuerzas en estructuras complejas.²²

Sorensen y Martinoff²² encontraron una sucesión cercana entre los postes cortos y el riesgo de fractura de la raíz , los dientes con postes mas cortos y más pequeños son comúnmente los dientes con menos cantidad de estructura sana residual en el momento de la restauración, ellos encontraron que cuando el poste es largo o mas largo que la corona, el riesgo de fracaso puede reducirse significativamente; en este estudio los postes mas cortos tenían una longitud de 6mm lo cual esta cerca de la longitud de la corona que es de 5.5 mm.²³

La longitud seleccionada del poste en este estudio corrobora la idea que a mayor longitud mejor distribución de stress en la dentina radicular.

El método de elementos finitos proporciona resultados sin variaciones, la validez de estos estudios sin embargo depende de la extensión a la cual el modelo realmente se aproxima; los modelos usados en este estudio se desvían de la realidad en varios aspectos, las dimensiones de los dientes restaurados naturales pueden desviarse de aquellos seleccionados para el estudio y lo

mismo ocurre con las constantes mecánicas involucradas, a pesar de estas limitaciones para validar el estudio, puede ser considerado válido para probar los valores relativos que son significativos en las tendencias clínicas cualitativas.²⁴

Las fuerzas de corte en la dentina, son pequeñas comparadas con las tensiles y de vonmises y se localizan principalmente en la parte central del conducto radicular, esto sin embargo no predispone a la fractura dental, pero puede ayudar a la pérdida de retención del poste, si se localiza en la unión cemento retenedor.²⁵

Los resultados de este estudio presentaron una mayor concentración de fuerzas a nivel coronal, lo cual nos indica que el reconstructor de muñones debe tener suficiente solidez estructural y soporte en remanente dentinal axial para evitar una posible fractura catastrófica del mismo.

Frecuentemente se ha expresado en la literatura que la poca dentina radicular debilitará el poste restaurado y la instrumentación del conducto extensivo debilitará la raíz.^{26,27}

Finalmente este estudio confirma la hipótesis nula, donde el remanente dental axial por palatino no distribuye las cargas de una mejor forma, con respecto al diseño vestibular o a su cobertura en 360°, cuando se aplica una carga tangencial por palatino.

CONCLUSIONES

El efecto ferrule en 360° es lo menos adverso a las estructuras remanentes, siendo por lo tanto el refuerzo ideal.

Cuando no es posible lograr efecto ferrule en 360°, es conveniente tenerlo por vestibular por la distribución de esfuerzos en la dentina en la zona radicular.

La magnitud de los esfuerzos compresivos es superior al esfuerzo en tensión, tanto para el ferrule en 360° como el ferrule en Vestibular, con ambos materiales del retenedor.

Por el módulo de elasticidad del retenedor de titanio, la fractura que podría ocasionar sería catastrófica a nivel del diente y nunca en el retenedor.

RECOMENDACIONES

Realizar estudios simulando una situación:

- Sin efecto ferrule.
- Dientes debilitados radicularmente.
- Dientes con periodonto reducido.

Se hace imprescindible una corroboración de los resultados para establecer definitivamente si existen alternativas más confiables que otras. La verificación puede hacerse por medio de un análisis estadístico de casos clínicos donde se pueda verificar el fracaso o el éxito de la restauración.

REFERENCIAS

¹TROPE M, MALTZ DO, TRONSTAD L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent traumatol* 1985; 1: 108-111.

²TINNER et al. Die praprotetische vorbereitung des wurzel behandelten Pfeilerzasheres; *Schweiz Monatsschr Zahn med* 111:402-408 .2001.

³KANTOR, ME, PINES, MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth., *J Prosthet Dent*. 1977 Oct;38(4):405-12.

⁴NEWMAN, MP. YAMAN, P, DEMISON, J. Resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente restaurados con postes compuestos; *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 89 849, 360-367.2003

⁵GUTMAN JL. The dentin root complex: anatomic and biologic consideration in restoring endodontically treated teeth. *J.Prosthet. Dent* 67(4) 1992.

⁶AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J. Prosthet Dent*. 2004; 92:155-62.

⁷SORENSEN JA. Preservation of tooth structure. *J. Calif. Dent assoc* 11(1) 1988.

⁸SORENSEN A. ENGELMAN M. ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J.Prosthet. Dent*. 1990; 63:529-36.

⁹ANTHONY G, GEGAUFF, DMD, BCE, Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post. *Cores and crowns*.J.P.D. 2000.

¹⁰LAURELL-KA ET AL. compressive characteristics of an internally threaded post system. *J. Prosthodont* 1996. Jun; 5 (2): 105-10. Medline (R) 1/97-5/97.

¹¹ROSAS J. resistencia a la fractura de muñones de dientes tratados endodónticamente reconstruidos con cuatro tipos de materiales diferentes. *Tribuna*

odontológica; vol 3, n3. Colombia 1995; p; 15-27.

¹²GUZY Y NICHOLLS. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endopost reinforcement. J. Prosthet. Dent 42(1):39 1979.

¹³MORGANO S. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. J.Prosthet Dent 1996; 75: 375-80

¹⁴GUZMAN, AF. Guía de la ciencia y aplicación clínica de los materiales dentales. Colegio odontológico Colombiano. Bogotá. 2002; 102- 39.

¹⁵BOVEDA, CJ. Adhesión en la reconstrucción de dientes tratados endodónticamente. Venezuela. 2000-2001

¹⁶KOVARIK RE, BREEDING LC, CAUGHMAN WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent. 1992 Oct;68(4):584-90.

¹⁷PIERRISNARD, L. BOHIN, F. Coronoradicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. JPD. Oct 2000. 88: 4.

¹⁸KINNEY JH, MARSHALL SJ, MARSHALL GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14:13-29.

¹⁹ASMUSSEN E, PEUTZFELT A. The influence of relative humidity on the effect of dentin bonding systems. J Adhes Dent 2001;3:123-7.

²⁰PEGORETTI A, FAMBRI L, ZAPPINI G, BIANCHETTI M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. Biomaterials 2002;23:2667-82.

²¹FERRARI M, VICHI A, GARCIA-GODOY F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. Am J Dent 2000; 13:15B-8B.

²²LEWIS R, SMITH BG. A clinical survey of failed post retained crowns. Br Dent J 1988;165:95-7.

²³SORENSEN JA, MARTINOFF JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984;52:28-35.

²⁴TOPARLI, M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Oral Rehabil 2003; 30:470-6.

²⁵JOHNSON JK, SAKUMURA JS. Dowel form and tensile force. J prosthet Dent 1978;40; 645-9.

²⁶MORGANO SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future context. J Prosthet Dent 1996; 75: 375-80.

²⁷TABERT KC, CAPUTO AA, ABOUTRASS M. Tooth fracture —a comparison of endodontic and restorative treatments. J Endod 1978;4:341-5.