

**Comportamiento biomecánico de un incisivo central superior tratado
endodónticamente restaurado con retenedores intraradicales de fibra de
vidrio y disilicato de Litio: Estudio de elementos finitos.**

¹Deisy Angarita, ¹Nicol Sosa, ¹Yeimy Vega, Residentes especialización en Prosthodontia- UNICOC- Bogotá. ²Santiago Sosa, Estudiante de pregrado ingeniería mecánica universidad Santo Tomás- Bogotá- ³Felipe Medina, Docente Unicoc- Bogotá- Luis Gabriel Ladino³, especialista en prosthodontia y magíster (Msc) en epidemiología clínica, docente UNICOC- Bogotá. Oscar Rodrigo López⁴, Docente ingeniería mecánica Universidad Santo Tomas- Bogotá.

RESUMEN

Objetivo El propósito de este estudio fue evaluar la distribución de tensión generados en un diente tratado endodónticamente, comparando el impacto del tipo de retenedor intraradicular (Fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico) de un incisivo central maxilar al ser sometido a carga compresiva mediante el análisis de elementos finitos (FEA).

Materiales y métodos: Se creó un modelo 3D de un incisivo central superior basado en imágenes de una tomografía computarizada recreando las estructuras anatómicas asociadas (hueso, ligamento periodontal, gutapercha, espacio del cemento intraradicular) donde se simularon dos tipos de retenedores intraradicales (Poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico) y se realizó un análisis de distribución de esfuerzos donde se aplicó una carga palatina con una magnitud constante de 100 N en un ángulo de 45° con respecto al eje longitudinal del diente para simular un contacto con el diente opuesto en máxima intercuspidad.

Resultados: A partir de los modelos obtenidos se pudo evidenciar que el esfuerzo máximo del poste en fibra de vidrio (44,10 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia de la raíz y el mínimo (2,28 MPa) en el tercio apical de la raíz. La distribución de esfuerzos máximos en el poste de disilicato de litio monolítico (74,257 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia del poste y el mínimo (2,827 MPa) en el tercio medio en la zona medial del poste.

Conclusiones: El poste de fibra de vidrio distribuye los esfuerzos en la dentina de forma más homogénea en comparación con el disilicato de litio

Palabras claves: Finite element Analysis, endodontically treated teeth, glass fiber post, lithium disilicate, post-and-core technique.

INTRODUCCIÓN

Cuando la vitalidad de un diente se ve comprometida por fractura, caries, restauraciones profundas, trauma dentoalveolar o cambios térmicos y oclusales, es necesario hacer un tratamiento de conductos y evaluar el remanente dental para poder determinar la mejor estrategia restaurativa que permita restituir el tejido dental perdido¹. El objetivo de realizar un tratamiento de conductos es eliminar la pulpa, limpiar y desinfectar el interior del conducto, eliminando todos los restos de bacterias mediante procesos químicos y mecánicos, para llenar esta cavidad con un material que provea un adecuado selle en la porción apical de la raíz y prevenga la migración bacteriana hacia la zona periapical².

Por lo mencionado anteriormente y para mejorar el pronóstico del diente, se recomienda evaluar con cuidado el tejido coronal remanente para determinar el tipo de restauración a realizar. Si el diente ha perdido gran parte de su estructura, es necesario hacer un retenedor intra radicular antes de realizar la restauración definitiva³. Para conseguir el éxito clínico del tratamiento debemos tener en cuenta un adecuado efecto ferrule, el cual consiste en tener al menos 2 mm de estructura dental por encima del margen gingival en toda su circunferencia (en sus 360°), con un grosor de al menos 1mm, con el fin de mejorar el comportamiento biomecánico y disminuir el riesgo a la fractura, logrando así mayor longevidad en las restauraciones al contrarrestar las fuerzas de palanca funcionales y las fuerzas laterales

ejercidas durante la función masticatoria^{4 5}.

Se han propuesto diferentes materiales y sistemas de fabricación para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente; Los retenedores intraradicales más utilizados se pueden clasificar en dos tipos básicos: Sistemas de una sola pieza y de dos elementos compuesto por un poste prefabricado con núcleo compuesto. Los sistemas de una sola pieza o núcleos pueden ser realizados en una aleación metálica, resina o zirconio y dependiendo de su material pueden ser de manufactura directa o indirecta; mientras que los postes prefabricados (sin importar el material en el que estén hechos) siempre son de uso directo⁶.

La ventaja que tienen los postes colados sobre los postes prefabricado radica principalmente en su

reproducción de la anatomía individual de cada caso, lo cual mejora su comportamiento biomecánico ante la función masticatoria. Los postes prefabricados por otro lado, al no copiar la anatomía de cada caso, producirán un GAP entre el retenedor y el diente, el cual será llenado por el agente cementante y al entrar en función es probable que se produzcan fallas adhesivas y cohesivas⁷. No obstante, a través de los años en los postes colados se ha visto una estrecha relación entre las fracturas radiculares y el material de elaboración de este, encontrando que a medida que el módulo de elasticidad de los retenedores es mayor, la tendencia a la fractura incrementaba. Por esta razón se ha surgido la necesidad de evolucionar en los materiales en los cuales se fabrican este tipo de retenedores, para lograr una aproximación mayor al módulo de

elasticidad de la dentina y con ello disminuir las fracturas radiculares⁸.

Adicionalmente con el auge de las restauraciones modernas libres de metal, el uso de postes colados en dientes anteriores se ha convertido en un factor negativo que condiciona la estética. Alternativas como el disilicato de litio y la fibra de vidrio en bloques o discos para el diseño y la manufactura asistida por computador, podría ser una opción que contribuiría a la mejora de las fallas mencionadas anteriormente, ya que son materiales que presentan módulos de elasticidad menores a los encontrados en las aleaciones metálicas, además de tener alta resistencia a la compresión y propiedades ópticas similares a la de los tejidos dentales⁹.

El propósito de este estudio es determinar el comportamiento biomecánico de un incisivo central

superior tratado endodónticamente y restaurado con retenedores intraradiculares de fibra de vidrio y disilicato de litio al ser sometido a una carga palatina de 100 en un ángulo de 45° con respecto al eje longitudinal del diente para simular un contacto con el diente opuesto en máxima intercuspidad.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio de 3D en un incisivo central superior con dos tipos diferentes de retenedores intraradiculares en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico. A partir de la tomografía computarizada del incisivo central superior se creó un modelo tridimensional con los dos retenedores intraradiculares de materiales diferentes en los cuales se representó la estructura dentaria con sus tejidos de soporte. El modelo está

compuesto por hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, raíz, gutapercha, cemento y corona (Figura 1B) de los mismos espesores para ambos retenedores, y fueron asignados de la siguiente manera: Retenedor 1 incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con un poste de fibra de vidrio anatómico; Retenedor 2 incisivo central superior tratado

endodónticamente y restaurado con un poste cerámico anatómico de disilicato de litio, los cuales fueron exportados al software ANSYS ACADEMIC RESEARCH 2020 R1 ® para la respectiva simulación.

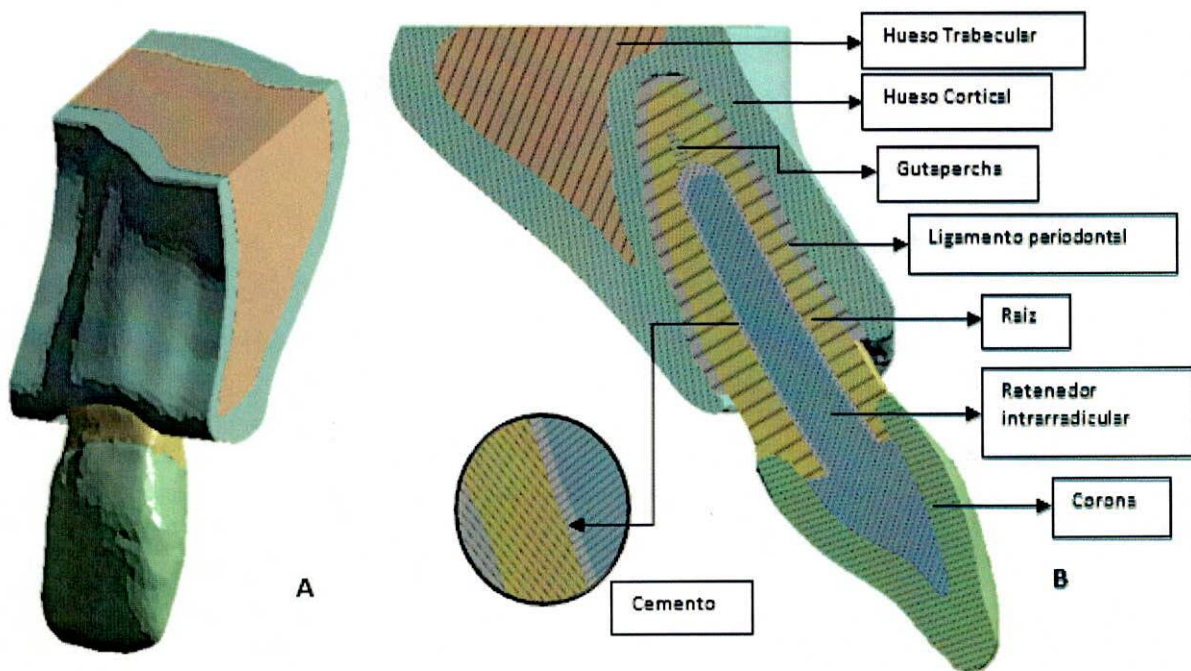


Figura 1. Modelo incisivo central superior. A. Modelo 3d incisivo central restaurado con retenedor intraradicular y corona. B. Corte sagital del incisivo restaurado con sus estructuras de soporte. Activar

Geometría

Se seleccionó el incisivo central superior porque es un diente de raíz única con una anatomía simple y susceptible a la fractura por su posición en el arco y la dirección de las cargas que recibe; las medidas de las estructuras anatómicas recreadas se compararon con los datos dados en la literatura, este modelo simuló el diente natural, con 25.7 mm de largo, un diámetro de 5.7 mm al nivel del margen de la corona, la raíz con una longitud de 14.5 mm, el hueso cortical 2 mm de espesor, el hueso restante fue modelado como hueso esponjoso, el ligamento periodontal midió 0.4 mm, además se modeló con una férula de dentina coronal de 2 mm en 360°. Los retenedores siguieron la geometría del conducto radicular con una longitud total de 18 mm. Finalmente los dos modelos se restauraron con una corona cerámica de disilicato de litio

de 1.5 mm de espesor (IPS e.max CAD), se utilizó cemento de resina autoadhesivo (RelyX™ U200 Automix, 3M) entre el retenedor intraradicular y el diente, se determinó que el espesor del cemento era de 0,1 mm.

Se aplicó una carga con una magnitud constante de 100 N a un área de carga de 1 mm² en la superficie palatina del diente en un ángulo de 45 grados con respecto al eje longitudinal del diente para simular un contacto con el diente opuesto en máxima intercuspidación, finalmente, se analizaron los modelos con respecto a la distribución del estrés en la superficie dental.

Las propiedades mecánicas de los materiales para los retenedores intraradicales y de cada uno de los tejidos biológicos (Modulo de Young y relación de Poisson) fueron obtenidas

de la literatura y se resumen en la siguiente tabla:

Materiales	Módulo de elasticidad (Gpa)	Relación de Poisson	Referencia bibliográfica
Dentina	18.6	0.31	10 11
Ligamento periodontal	0.0689	0.45	10 11
Hueso cortical	13.7	0.30	10 11
Hueso esponjoso	1.37	0.30	11
Gutapercha	0.00069	0.45	10 11
Fibra de vidrio	25	0.26	12 13
Cemento resinoso autoadhesivo (RelyX™ U200 Automix, 3M)	11.54	0.24	14
Disilicato de litio (IPS e.max CAD)	95	0.30	6 15
Disilicato de litio (IPS e. Max Press)	95	0,30	16

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales para los retenedores intraradicales y de cada uno de los tejidos biológicos.

Condiciones de frontera: Las condiciones de contacto y de frontera delimitan la interacción entre cada una de las interfaces, ajustándolas a las condiciones físicas acorde a la rehabilitación de un diente tratado endodónticamente. Para la simulación se estableció un único contacto entre cada uno de los tejidos (Bonded), asumiendo una integración entre los

tejidos sin ningún tipo de desplazamiento en ninguna dirección ni separación entre las superficies. Discretización y convergencia del modelo: La discretización del dominio se realizó implementando elementos tridimensionales tetraédricos, para el diente restaurado prostodónticamente, en la figura 1 se puede visualizar la discretización del modelo. El tamaño

de los elementos establecidos para cada uno de los tejidos se puede observar en la tabla 2.

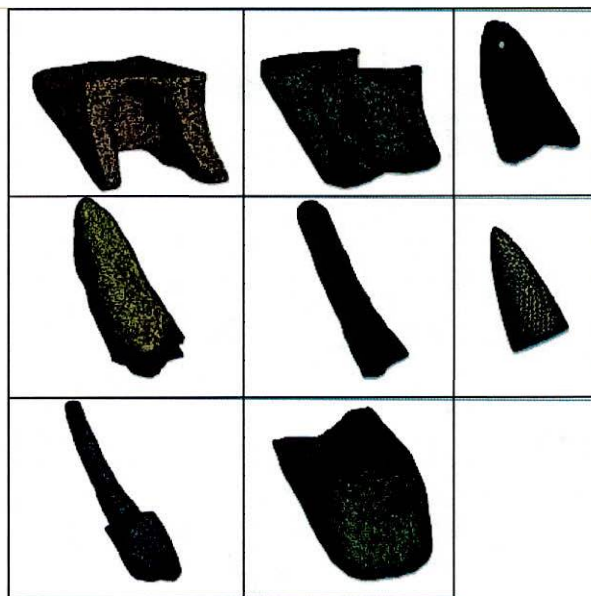


Figura 1: Discretización del modelo

Figura 2: Tamaño de los elementos

Geometría	Tamaño del elemento [mm]
Hueso Trabecular	0,5
Hueso Cortical	0,3
Ligamento	0,1
Raíz	0,08
Cemento	0,01
Gutapercha	0,08
Retenedor	0,2
Corona	0,4

Tabla 2. Tamaño de los elementos para cada una de las geometrías.

Para el modelo del diente restaurado
 prostodónticamente cuenta con
 2'302.064 elementos y 3'499.565

nodos. El tamaño de los elementos fue
 definido a partir de un análisis de
 convergencia, el cual consiste en

realizar la solución del modelo en varias ocasiones, generando una variación en el número de elementos y nodos, con lo cual se busca que las magnitudes obtenidas de los esfuerzos entre cada iteración no varíen en gran medida. Para el análisis

de convergencia se tuvo en cuenta la distribución de esfuerzos en el ligamento, raíz y retenedor, evaluando en distintos puntos de los tejidos y el retenedor el comportamiento de estos como se observa en la figura 3.

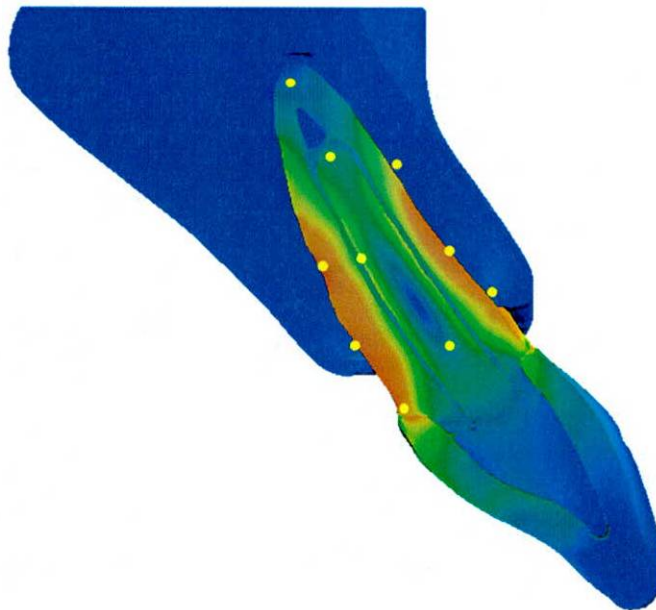


Figura 3. Puntos seleccionados para realizar la convergencia (Raíz, ligamento y retenedor).

RESULTADOS

Según los modelos computacionales y de acuerdo con las condiciones de cargas a las que fueron sometidos los modelos, se obtuvo la distribución de

esfuerzos bajo el criterio de falla relacionado con la máxima energía de distorsión (Von Misses), para los cuales se aplicaron cargas palatinas a 45° con una magnitud de 100 N. Para el análisis de los resultados se tuvo en

cuenta la interfaz del retenedor intraradicular, raíz, ligamento periodontal y cemento. En las figuras 4, 5, 6 y 7 se muestran la distribución del esfuerzo máximo en términos de patrones de color, donde el color rojo representa los mayores esfuerzos y el color azul las de menor esfuerzo.

En la figura 4A se observa la distribución de esfuerzos máximo del poste en fibra de vidrio en carga palatina a 45°. El esfuerzo máximo (19,536 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia del poste y el mínimo (1,74 MPa) en el tercio medio en la zona medial del poste. La distribución de esfuerzos de la raíz, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga palatina a 45° se observa en la figura 5A. El esfuerzo

máximo (42,61 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia de la raíz y el mínimo (2,28 MPa) en el tercio apical de la raíz. En la figura 4B se observa la distribución de esfuerzos del poste en disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45°. El esfuerzo máximo (73,611 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia del poste y el mínimo (2,827 MPa) en el tercio medio en la zona medial del poste. La distribución de esfuerzos del diente rehabilitado con poste en disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45° se observa en la figura 5B. El esfuerzo máximo (37,45 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia de la raíz y el mínimo (2,349 MPa) en el tercio apical de la raíz.

Poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico

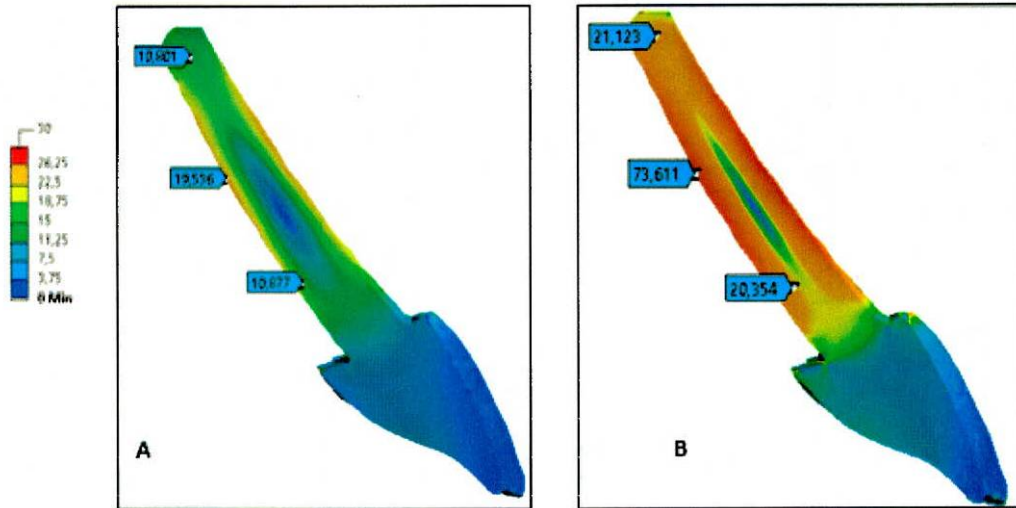


Figura 4. Distribución de esfuerzos [MPa] del poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolíticos en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de vidrio; **B.** Disilicato de Litio

Diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico

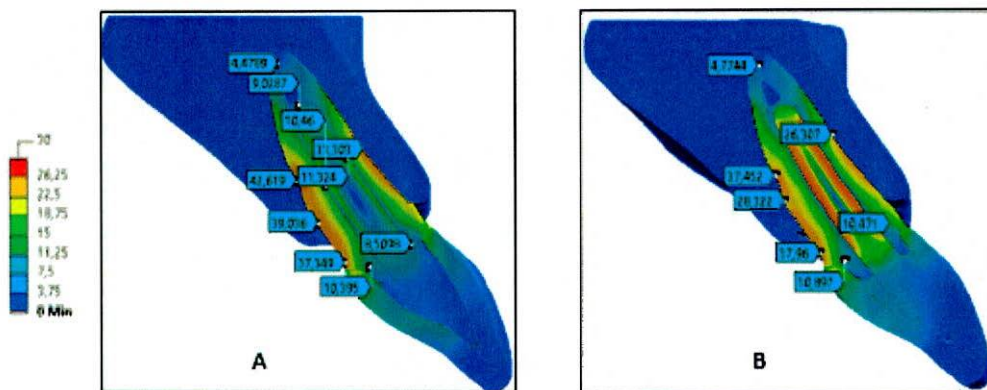


Figura 5. Distribución de esfuerzos [MPa] del diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

La distribución de esfuerzos del ligamento, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga

palatina a 45° se observa en la figura 6A. El esfuerzo máximo (10,134 MPa) se presentó en el tercio cervical del

ligamento y el mínimo (2,9741 MPa) en el tercio apical del ligamento. La distribución de esfuerzos del cemento, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga palatina a 45° se observa en la figura 7A. El esfuerzo máximo (11,324 MPa) se presentó en el tercio medio del cemento y el mínimo (8,5098 MPa) en el tercio cervical del cemento.

La distribución de esfuerzos del cemento, en el diente rehabilitado con poste de disilicato de litio en carga

palatina a 45° se observa en la figura 7B. El esfuerzo máximo (14,479 MPa) se presentó en el tercio apical del cemento y el mínimo (8,2969 MPa) en el tercio cervical del cemento. La distribución de esfuerzos del ligamento, en el diente rehabilitado con poste de disilicato de litio en carga palatina a 45° se observa en la figura 6B. El esfuerzo máximo (10,873 MPa) se presentó en el tercio cervical del ligamento y el mínimo (3,1488 MPa) en el tercio apical del ligamento.

Ligamento periodontal

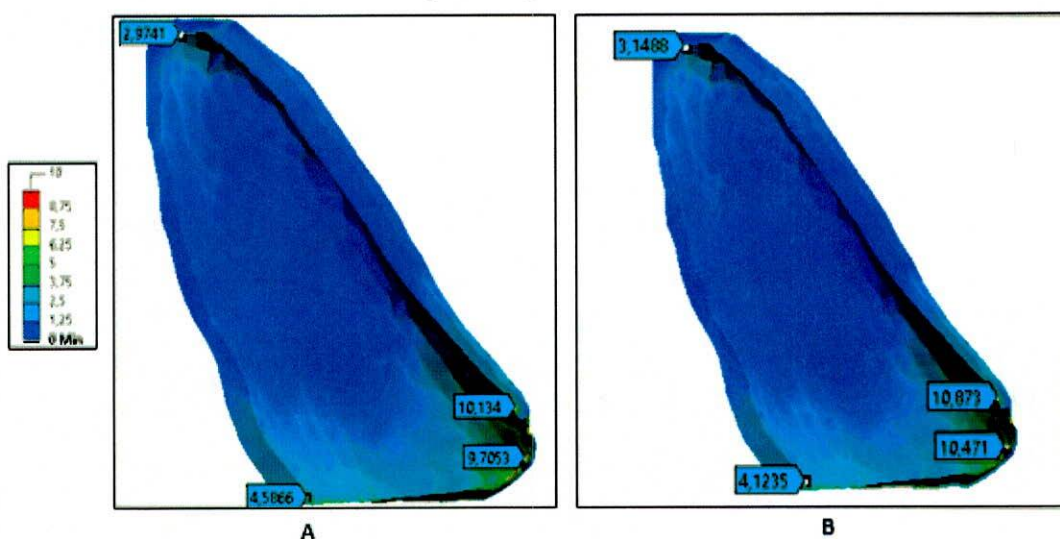


Figura 6. Distribución de esfuerzos [MPa] del ligamento periodontal en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

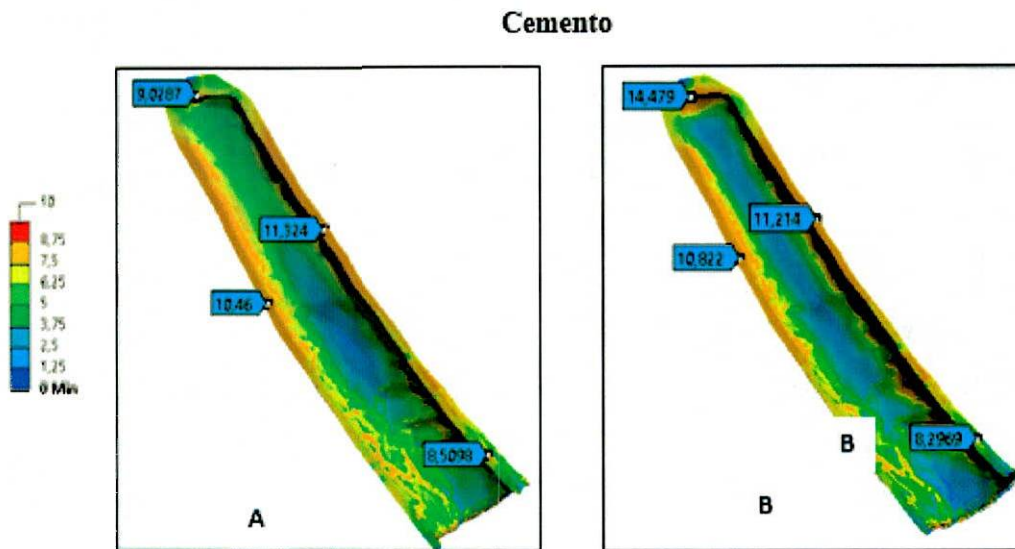


Figura 7. Distribución de esfuerzos [MPa] del cemento en carga oclusal a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

Los valores de esfuerzos máximos encontrados en los diferentes tercios de la raíz y el retenedor (Cervical, medio y apical) se observan en la tabla 3, el esfuerzo máximo para la raíz y el retenedor de fibra de vidrio se encontró a nivel del tercio medio

(45,898 MPa) y (20,052) respectivamente, el esfuerzo máximo para la raíz y el retenedor en disilicato de litio se encontró a nivel del tercio medio (44,337 MPa) y (78,706) respectivamente.

Tercio	Fibra de vidrio (MPa)		Disilicato de litio (MPa)	
	Raíz	Retenedor	Raíz	Retenedor
Apical	5,874	14,081	5,301	26,017
Medio	45,898	20,052	44,337	78,706
Cervical	29,446	11,079	25,225	34,875

Tabla 3. Distribución de esfuerzos máximos en MPa en los tercios de la raíz y el retenedor.

DISCUSIÓN

Este estudio de elementos finitos nos ayuda a encontrar las áreas de máxima concentración de tensiones y nos permite identificar las áreas que podrían conducir al fracaso de la restauración, principalmente porque las fallas por fatiga comienzan en áreas de concentración de esfuerzos, en donde las características de las interfaces y la rigidez de los materiales influyen fuertemente en el comportamiento biomecánico de los dientes tratados con retenedores intraradicales^{17 18}.

El estrés originado por las fuerzas masticatorias en un diente tratado

endodónticamente restaurado con retenedores intraradicales puede causar fractura radicular, las restauraciones de postes son sistemas complejos de componentes múltiples en los que la distribución de la tensión dentro de la estructura es multiaxial, no uniforme y depende de la magnitud y dirección de las cargas externas aplicadas¹⁰.

Las propiedades mecánicas y el módulo elástico inciden en la transmisión de fuerzas sobre las estructuras, los componentes del retenedor crean distribuciones de tensión no adecuados porque el espacio del poste está relleno con un

material que tiene una rigidez definida, a diferencia del tejido pulpar, lo que hace imposible recrear la distribución de tensión original dentro de un diente, para obtener resultados óptimos, el material del poste debe poseer propiedades físicas similares a las de la dentina y ser adherente a la estructura del diente, biocompatible con el entorno bucal y capaz de absorber las cargas, transmitiendo así cantidades limitadas de tensión a la estructura dental residual¹⁹.

Sorentino y colaboradores en un estudio de elementos finitos donde simularon varios modelos con propiedades y configuraciones diferentes, cuando simularon un diente sano (Modelo control), la tensión se distribuyó casi uniformemente en la estructura del diente, sin embargo, el estrés se concentró en la región cervical, donde

la unión cemento-esmalte crea una discontinuidad fisiológica de las propiedades mecánicas del tejido²⁰. Por lo tanto se requiere que las tensiones en la dentina radicular se mantengan al mínimo; sin embargo, en los diferentes estudios aunque algunos autores afirman que un poste con un mayor grado de rigidez da como resultado una distribución más uniforme de las tensiones, otros han logrado resultados más favorables con un poste endodóntico de baja rigidez²¹.

El presente estudio comparó las distribuciones de esfuerzo de dos materiales diferentes para retenedores intraradiculares para así identificar áreas de alta concentración, donde es más probable que ocurran eventuales fallas por fatiga.

En la tabla 3 se encuentran los valores de esfuerzos máximos en los tercios

de la raíz. Al comparar el disilicato de litio y la fibra de vidrio se observa que en el retenedor intrarradicular la fibra de vidrio presentó valores menores de esfuerzo en comparación con el disilicato de litio, esto se podría deber a que este material es altamente elástico y absorbe y amortigua las tensiones, pero no se distribuyen de manera uniforme en todo el complejo. Esto es apoyado por Upadhyaya y colaboradores en un estudio de elementos finitos en el que compararon dientes restaurados con postes en fibra de vidrio y núcleos colados, encontrando que los postes que tienen un alto módulo de elasticidad presentan un patrón más uniforme de distribución de tensión dentro de todo el complejo¹⁷.

El esfuerzo máximo se presentó similar en la raíz para los dos materiales (Tabla 3), sin embargo,

como se observa en la figura 4 y 5 el comportamiento es diferente ya que el área de distribución de esfuerzos máximos en la fibra de vidrio es mayor que en el disilicato de litio, esto se podría deber a que el disilicato de litio es un material más rígido y concentra los esfuerzos en el poste y no en la raíz. Guilherme y colaboradores en el año 2019 evaluaron materiales con diferentes módulos de elasticidad entre estos el disilicato de litio cad/cam reportando que los sistemas de disilicato de litio presentaron la mayor concentración de esfuerzos en el poste, mientras que en los postes menos rígidos permiten que los dientes se doblen cuando se someten a cargas, proporcionando una mejor distribución de la tensión en la interfaz poste / cemento / dentina. Esto puede influir en el modo de falla del remanente debilitado¹⁸. Esto podría limitar los postes en fibra de vidrio en

la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente con paredes socavadas.

Lee y colaboradores en un estudio de elementos finitos en el 2017 compararon postes en PEEK (Polieteretercetona) con núcleos colados y reportaron que a medida que disminuye el módulo de elasticidad, la concentración de tensión tiende a ser mayor, sin embargo, la diferencia no es significativa, entre más rígido es el material más resistente son las fuerzas de tensión, por lo tanto, las tensiones máximas ejercidas sobre la raíz disminuyen¹⁹.

También se puede deducir en la tabla 3, que tanto el disilicato de litio como la fibra de vidrio arrojaron mayores valores de esfuerzo en el tercio medio sin concentrar esfuerzos en puntos individuales, lo cual es favorable ya

que no se acumula esfuerzo en la zona apical donde podría producirse una falla catastrófica. Aunque se esperaba que una carga compresiva a 45° generaría una acumulación de esfuerzos hacia la pared interna vestibular o palatina, en las figuras 5 y 6 se observa que fue similar la distribución en la pared vestibular y la pared palatina. En contraste con estos resultados Kumar y colaboradores en el año 2015 en un estudio de elementos finitos compararon postes en fibra de vidrio con núcleos colados encontrando que la tensión máxima en la estructura del diente radicular para los modelos se observó en el lado interno de la pared vestibular al nivel de la región cervical y apical independientemente de diámetro del poste²⁰.

En cuanto a la distribución de esfuerzos en el cemento, esta fue

uniforme a excepción de la zona apical en el diente restaurado con poste en disilicato de litio en el que se concentró el esfuerzo máximo en la zona apical (14,47 MPa). De Oliveira y colaboradores en el 2017 en un estudio de elementos finitos evaluaron la influencia del cemento en el comportamiento biomecánico de un incisivo maxilar tratado endodónticamente y restaurado con poste en fibra de vidrio. Mencionaron que el bajo módulo de elasticidad del agente cementante podría estar actuando como un factor de retención de cargas²², sin embargo, la acumulación de tensión en la línea del cemento puede ser más nociva que beneficiosa para la restauración y que la concentración de tensión en la capa de cemento puede promover fallas de adhesión ya que la falla del adhesivo en la interfase cemento/dentina es muy común porque la tensión crítica

del cemento es menor que la de un poste de fibra o estructura dental²³.

Finalmente, los retenedores intraradiculares de fibra de vidrio y disilicato de litio presentaron la mayor concentración de esfuerzos en el poste en el tercio medio, con una concentración máxima de esfuerzos de 20,05 y 78,70 MPa, respectivamente. Sin embargo, el pico no alcanzaría la resistencia a la flexión de estos materiales, por lo que no se esperaría falla por fractura posterior.

CONCLUSIONES:

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones:

1. El disilicato de litio y la fibra de vidrio monolíticos son materiales adecuados para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente.

2. El poste de fibra de vidrio distribuye los esfuerzos en la dentina de forma más homogénea en comparación con el disilicato de litio.
3. El esfuerzo máximo acumulado en la dentina es mayor en los postes de fibra de vidrio en comparación con el disilicato de litio.
4. La ubicación del esfuerzo máximo en el retenedor de fibra de vidrio se encontró en el tercio medio y en el retenedor de disilicato de litio fue mayor y lo largo del retenedor.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Morgano S, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993;70(1):11–6.
2. Azim A, Griggs J, Huang G. The Tennessee study: factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *Int Endod J.* 2016;49(1):6–16.
3. Lapria A, Silveira R, Pereira R, Chiarello M, Faria R. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011;55:69–74.
4. Batista V, Bitencourt S, Bastos N, Pellizzer E, Goiato M, dos Santos D. Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):239–245.
5. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically

- treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529–536.
6. de Andrade G, Mendes J, de Oliveira A, Bottino M, Borges A, Valandro L. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of Cad/Cam materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent.* 2019;11(1):1–8.
7. Baba N, Golden G, Goodacre C. Nonmetallic prefabricated dowels : A review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Am Coll Prosthodont.* 2009;18:527–536.
8. Veríssimo C, Simamoto P, Soares C, Noritomi P, Santos P. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2014;111(3):234–246.
9. Melo C, Borges G, Caldas D, Santos R, Ignácio S, Mazur R. Marginal adaptation and quality of interfaces in lithium disilicate crowns - Influence of manufacturing and cementation techniques. *Oper Dent.* 2017;41(6):185–195.
10. Upadhyaya V, Bhargava A, Parkash H, Chittaranjan B, Kumar V. A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material, and ferrule. *Dent Res J (Isfahan).* 2016;13(3):233–238.
11. Kumar P, Nageswar R. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with metal and fiber posts of varying diameters: An in-vitro study. *J Conserv Dent.* 2015;18(2):100–104.

12. Alcantara S. Fiber cad post & core. Brasil; p. 1–2.
13. Bioloren. Trilor blanks- Discs and blocks for cam/cam. 2017. p. 2.
14. Ding X, Li J, Zhang X, Yan X. Effects of 3 different residual root treatments after post-and-core restoration: An in vitro fracture resistance experiment and finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;1–10.
15. Fischer K, Buhler P, Volkel T. IPS e.max® CAD- Scientific documentation. Vol. 124, Ivoclar vivadent. 2015. p. 425.
16. Buhler P, Volkel T, Fischer K. IPS e.max Press- Scientific documentation. Ivoclar Vivadent. 2012. p. 1–37.
17. Schmidt G, Mendes J, Oliveira A de, Bottino M, Souto A, Valandro L, et al. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of cad/cam materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp entistry.* 2019;11(1):e1–e8.
18. Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2020;10(4):719–726.
19. Fernandes A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):556–562.
20. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-

- dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. Dent Mater. 2007;23(8):983–993.
21. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999;27(4):275–278.
22. de Oliveira A, Mendes J, de Assuncao R, Souto A. Influence of Alveolar Bone Loss and Cement Layer Thickness on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Maxillary Incisors : A 3-dimensional Finite Element Analysis. J Endod. 2017;43(5):791–795.
23. Daleprane B, Pereira C, Bueno A, Ferreira R, Moreira A, Magalhães C. Bond strength of fiber posts to the root canal : Effects of anatomic root levels and resin cements. J Prosthet Dent. 2020;116(3):416–424.