

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

**BEATRIZ ANGELICA FLOREZ
MARÍA LUISA LLOREDA SILVA
LINA MARÍA SERNA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN CONTINUADA Y AVANZADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C, Junio 2006**

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

INVESTIGADORES:

**BEATRIZ ANGELICA FLOREZ
MARÍA LUISA LLOREDA SILVA
LINA MARÍA SERNA**

**Asesor científico:
Dr. GUILLERMO BERNAL
Od, Especialista en Prostodoncia
Magíster en Biomateriales dentales**

**Asesor Metodológico:
Dra. SONIA BRAVO
Odontóloga
Magíster en Epidemiología**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN CONTINUADA Y AVANZADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C Junio 2006**

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
GLOSARIO	
RESUMEN	
1. Planteamiento del problema	9
1.1 Introducción	9
1.2 Justificación	10
1.3 Propósito	10
1.4 Marco Teórico	11
1.5 Objetivos	21
1.5.1 Objetivo General	21
1.5.2 Objetivos Específicos	21
1.6 Hipótesis	22
1.6.1 Hipótesis Nula	22
1.6.2 Hipótesis Alterna	22
2. Aspectos Metodológicos	23
2.1 Tipo de Estudio	23
2.2 Población Experimental	23
2.3 Muestreo-muestra	23
2.4 Criterios de Selección	23
2.5 Variables de estudio	25
2.6 Procedimiento	26
3. Resultados	27
4. Discusión	35
5. Conclusiones	37
6. Recomendaciones	37
7. Aspectos Técnico administrativos	38
REFERENCIAS	
ANEXOS	

GLOSARIO

ANALISIS DE ELEMETOS FINITOS

Solución numérica de ecuaciones diferenciales parciales. Se usa con frecuencia en análisis estructurales térmicos, dinámica de fluidos y electromagnetismo. BEER AND JONSTON, Mecánica de Materiales. 1995

DESPLAZAMIENTO DEL DIENTE

Vector que une la posición de un punto antes y después de la deformación. Ese vector no indica el camino seguido por el punto sino que se limita a relacionar posición inicial y final. PIERRISNARD, L. BOHIN, F. JPD. Oct 2000.

DISTRIBUCIÓN DE FUERZA

Fuerza interna dividida entre la superficie sobre la cual actúa en el cuerpo y se dará la tensión resultante, al ejercerse una carga a un cuerpo que tiende a elongarlo. PIERRISNARD, L. BOHIN, F. JPD. Oct 2000.

EFFECTO FERRULE

Anillo de 360 grados alrededor de la restauración definitiva 2mm apical de la unión del muñón y remanente dentario. SORENSEN A. ENGELMAN J.Prosthet. Dent. 1990.

POISSON:

Sumatoria de dos fuerzas opuestas, cuando se trata de elongar un nodo del modelo en diferente dirección. ASMUSSEN, E. JPD. Oct 2005.

RETENEDOR

Restauración intrarradicular cuya finalidad es la de proporcionar una base sólida sobre la cual puede fabricarse la restauración final del diente. MORGANO SM. J Prosthet Dent 1996.

VONMISES:

Sumatoria de esfuerzos de corte, compresivos y tensiles. ASMUSSEN, E. JPD. Oct 2005.

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, ligamento periodontal, encía, hueso trabecular y gutapercha. Los postes que se utilizaron fueron en titanio y fibra de vidrio, cementados con 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.

I. ASPECTOS TEORICO-CIENTIFICOS

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. INTRODUCCION

Una de las técnicas mas usadas en la restauración de dientes tratados endodónticamente es la realización de patrones de núcleo con acrílico de autocurado tipo duralay y su posterior colado en metal noble o base.(10) Esa técnica ha llevado a un gran número de fracasos debido a la mala realización del patrón de núcleo, mala o deficiente preparación dental, debido principalmente a la falta de existencia de remanente dentario en su corona clínica, por procedimientos inadecuados del proceso de colado en el laboratorio, y mala técnica de cementación del núcleo en boca.

Por consiguiente, es necesario plantear la siguiente pregunta de investigación, ¿Cuál es la distribución de fuerzas de dientes tratados endodónticamente, restaurados con postes en fibra de vidrio y titanio dependiendo de la localización del efecto ferrule o remanente dental en la preparación?

1.2. JUSTIFICACIÓN

Este estudio es importante porque al ser la fibra de vidrio, y el titanio materiales en auge para la odontología actual, (13) es necesario comprobar si ofrece la resistencia necesaria para soportar las cargas que se realizan en el proceso normal de masticación, y si el tipo de preparación dental influye para resistir estas cargas o si por el contrario no presenta diferencias. Por esta razón el estudio se realizará en dientes incisivos centrales superiores que por su ubicación en el arco superior son responsables de proteger a los dientes posteriores en movimientos excursivos y por lo tanto son objeto de diferentes tipos de cargas y fuerzas que hacen que los retenedores sean desalojados o fracturados; Además al comparar el diseño de las preparaciones y los materiales con los cuales se cementa, se espera proporcione las indicaciones ideales para el uso de los postes en fibra de vidrio y titanio.

1.3 PROPÓSITO.

Evaluar la concentración de fuerzas de los dientes tratados endodónticamente, restaurados con postes en fibra de vidrio y titanio, teniendo en cuenta el diseño de la preparación, cuando se le simula un determinado tipo de fuerza. Con el fin de determinar si los dientes centrales superiores están en la capacidad de resistir las cargas a las que son sometidos en la masticación, y si la presencia de tejido dental remanente influye en esta resistencia.

1.4 MARCO TEÓRICO.

La idea de restaurar los dientes con postes y coronas se remonta hasta ya más de 250 años. En 1839 se generó una controversia en cuanto el material para retener una corona. Se utilizaron postes en madera que eran más retentivos ya que la madera se expande cuando absorbe más humedad. El uso de un poste de madera en el conducto, permitía el escape de olores desagradables que resultaban de la supuración continua del conducto, Más adelante, se ideó una corona de porcelana unida a un tornillo posicionado en un conducto sellado con oro cohesivo, prototipo de lo que hoy se conoce como corona Richmond, propuesto en 1880 por su creador A. Richmond. (1).

La búsqueda del mejoramiento de los conocimientos y materiales continuó hasta obtener los resultados clínicos actuales y continuaran evolucionando hacia el futuro. Las técnicas y conceptos tradicionales para restaurar dientes tratados endodónticamente, han evolucionado significativamente gracias a la creación e nuevos materiales de uso dental, que han ampliado las fronteras de nuevas opciones restauradoras. Así la restauración de los dientes tratados endodónticamente se diseña para sustituir la estructura dental pérdida y proteger la estructura dental remanente. (2)

Por esta razón antes de iniciar el tratamiento restaurador hay que evaluar el diente a tratar para asegurar el éxito final, realizando una exploración de forma individual y considerando los dientes adyacentes y opuestos. Además, se debe tener en cuenta la calidad del tratamiento endodóntico, en donde debe existir ausencia de patologías periapicales, o síntomas clínicos de inflamación. De igual importancia se debe considerar el mantenimiento de la salud periodontal para lograr el éxito en los dientes restaurados. Los

procesos patológicos y procesos restauradores que crean necesidad del tratamiento endodóntico no se limita a afectar la vitalidad de la pulpa. La estructura dental conservada tras el tratamiento endodóntico queda debilitada y socavada por la caries, fracturas, preparación dental y la restauración, de esta forma se modifica la verdadera anatomía del conducto, creando mayor susceptibilidad a una nueva fractura y a una menor traslucidez. (3)

Entre los principales cambios que experimentan los dientes sometidos a endodoncia se encuentra la pérdida de estructura dental; además cuando se produce una reducción significativa durante la preparación biomecánica, las fuerzas funcionales normales pueden fracturar cúspides socavadas u otras áreas más grandes del diente. (4)

Los recientes adelantos de la ciencia y tecnología de los biomateriales asociados con operatoria dental adhesiva son un cambio efectivo hacia la conservación del tejido dentario, y la subsecuente restauración del diente tratado endodónticamente. Estos materiales y técnicas permiten dar soluciones únicas, trabajando con racionalidad científica, teniendo en cuenta la anatomía y biología dentaria. (5)

Para permitir la restauración de dientes tratados endodónticamente, se han venido usando por muchos años la instalación de postes y coronas con el fin de restaurar el tejido perdido. Una solución a este problema es el uso de postes que distribuyan fuerzas de carga a través de la corona y su espacio intrarradicular; entendiéndose como poste un material rígido que se introduce en la porción radicular de un diente no vital que actúa fundamentalmente aportando retención a la restauración y distribuyendo las fuerzas en la raíz. (6)

Los dientes tratados endodónticamente son considerados dientes debilitados radicularmente debido a la pérdida de 5% total de su contenido en agua y material orgánico en el proceso de formación de caries y la técnica de recuperación a través del tratamiento convencional de conductos; se ha llegado a la conclusión que si hay una buena restauración con un buen tratamiento de conductos, los dientes podrán continuar en boca (7).

Los dos tipos fundamentales de postes son los prefabricados y los colados. En el sistema de postes prefabricados el material clásico es el metal aunque también pueden ser poliméricos, o cerámicos teniendo formas cónicas paralelas o combinadas. (8)

Durante muchos años se han venido tratando los dientes endodónticamente llegando a la conclusión que si hay una buena restauración con un buen tratamiento de conducto los dientes podrán continuar en boca por muchos años más, teniendo en cuenta que este tratamiento a realizar se realice en un diente con un buen pronóstico; el primer intento de un poste fue para proteger un diente tratado endodónticamente de la fractura radicular; un descubrimiento interesante es que los dientes sin poste se fracturan en forma reparable mientras que los dientes que se fracturan con postes son difíciles o imposibles de reparar. (8)

La retención del poste se ve afectada por la geometría de la preparación, longitud del poste, diámetro del poste, textura de superficie y agente cementante. La fuerza ténsil necesaria para desalojar un poste se ha evaluado bajo fuerzas

Ejercidas con un probador Instron a determinada velocidad, determina las interacciones de los postes con los materiales cementantes. (9)

Estudios recientes han demostrado que la resistencia a la fractura está relacionada directamente con el tejido dental remanente y que esta resistencia disminuye debido a la pérdida del tejido dentario por procedimientos endodónticos y restauradores. Guzy y col, encontraron mediante estudios comparativos en los dientes con y sin postes que tenían un comportamiento parecido frente a cargas similares; hallaron que los dientes tratados endodónticamente sin postes eran dos veces mas resistentes a la fractura que los dientes que alojaban postes; pues para la colocación de estos postes hay que retirar mayor cantidad de tejido dentario del canal radicular. (8)

Los postes prefabricados que sostienen muñones de resina o ionómero de vidrio son los más utilizados, los estuches de postes prefabricados emplean ensanchadores especiales para las preparaciones de los conductos que son del mismo tamaño y configuraciones de los postes. Con el uso de este sistema, es posible en una sola cita clínica dejar listo el diente para la toma de impresión definitiva. (13)

Se ha demostrado que la resina compuesta es un material que obtuvo los mejores resultados después de someterlo a termociclaje. Un poste incrementa la resistencia a las fuerzas laterales aplicadas sobre la corona en un 15-48%. (10)

Los postes prefabricados se pueden hacer de varios materiales metálicos como acero inoxidable, titanio o aleaciones que contengan cromo. Los materiales mas utilizados hoy entre otras cosas para evitar el galvanismo y la corrosión son el titanio y las aleaciones con alto contenido de platino o

cobalto- cromo- molibdeno. Este tipo de postes se fabrican en configuraciones paralelas y cónicas. (7)

Los sistemas de postes se pueden clasificar por su mecanismo de retención: Pasiva (paredes lisas), activa (roscados), los postes roscados ofrecen más retención, también se encuentran cilíndricos y cónicos, las técnicas de manipulación clínica de estos postes son semejantes entre si. (11) los postes prefabricados pueden clasificarse según el material: Metálicos (Titanio, Acero, Oro, Plata), Cerámicos (Leucita, Zirconio), Poliméricos (Fibra de vidrio, fibra de carbono, resinas epoxicas y acetálicas), según la forma en cilíndricos, cónicos, combinados, y según la superficie lisos, estriados, y atornillados.

El uso de postes en fibra de carbón y postes prefabricados metálicos han reportado resultados estéticos desfavorables, por esta razón comenzaron a utilizarse postes en fibra de vidrio, se han hecho mas populares, también se han utilizado por tener buenas propiedades físicas y tener buena biocompatibilidad. Estos postes son cementados con agentes que tienen similar flexibilidad a la dentina y una efectiva transmisión de fuerzas entre el poste y la dentina de los conductos radiculares, esta reducción en la concentración de fuerzas, reduce la posibilidad de fractura. (12)

Los postes en fibra de vidrio no presentaron diferencias significativas con otros sistemas, en cuanto a resistencia a la fractura, por tal motivo brindan una gran ventaja en comparación con otros sistemas. (13)

La gran desventaja de los postes metálicos es su estética porque produce una coloración negra que se trasluce a través de la corona cerámica y

alrededor de la encía, por esta razón se han creado restauraciones libres de metal y fabricadas con materiales cerámicos y en fibra de vidrio. (14)

El diseño de la preparación es una consideración crítica en la restauración de dientes endodónticamente tratados. El efecto ferrule se ha sugerido para aumentar la integralidad de diente. Este hace parte del muñón de la restauración coronal y previene la fractura dental. El propósito del ferrule es aumentar la integralidad del diente desvitalizado para contrarrestar las fuerzas funcionales y las fuerzas laterales durante la inserción del núcleo. Algunos autores sugieren que la corona debería extenderse 2mm por encima de la unión muñón diente para asegurar el efecto ferrule. (15)

El término efecto ferrule describe un anillo de metal de 360° alrededor de la restauración definitiva. 2mm apical de la unión del muñón y del remanente de la estructura dentaria. Libman y Nicholls evalúan el efecto ferrule en la integridad de las coronas cementadas y reportan una resistencia a la fractura cuando el margen es extendido 1.5mm apical del margen del muñón. (16).

Al evaluar, si el efecto ferrule es importante en la distribución de esfuerzos de los dientes restaurados con postes, se concluyó 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. (17). 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. (18)

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. (19). 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.(20). 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. (21)

Tradicionalmente se han utilizado cementos de fosfato para la cementación, sin embargo hay que tener en cuenta que estos cementos son relativamente débiles, altamente solubles en tejidos bucales y por su naturaleza ácida son irritantes. La mayor limitación es que no se adhieren químicamente a la estructura dentaria ni a los postes de ningún tipo de material. Únicamente sirven de relleno entre la pared del canal radicular y el poste sirviendo de traba mecánica. Para cementar el poste y a su vez , efectuar el refuerzo del diente debilitado se pueden utilizar materiales del grupo de los polialquenoatos como el ionómero de vidrio, denominados así porque tienen enlaces iónicos con el vidrio, presentando alta resistencia compresiva, coeficiente de expansión térmica similar al diente, adhesión química al diente y liberación de fluor.

Estos ionomeros de vidrio se han optimizado agregándolo resina compuesta lo que mejora sustancialmente las propiedades del mismo, debido a esto,

son llamados ionómeros de triple curado que presentan una reacción ácido-base y fotopolimerización de un monómero aumentando así la resistencia cohesiva, la resistencia a la fractura y disminuyendo la solubilidad. Otros cementos utilizados son los de resina (Polidimetacrilato) utilizando la técnica adhesiva, aumentando así la resistencia a la fractura y disminuyendo así la microfiltración.

Estos cementos pueden ser de autopolimerización, químicamente activos y de polimerización dual. Entre sus propiedades se encuentra que son insolubles o muy poco solubles, presentan alta resistencia compresiva y tensional, excelente adhesión micromecánica, liberan fluor, no necesitan total penetración de luz para su polimerización y vienen en diferentes colores entre otros. (22)

Los nuevos sistemas adhesivos proveen características ideales como: Dar una inmediata, permanente y fuerte unión a la dentina, una fuerza de adhesión a la dentina parecida a la del esmalte, compatible con los tejidos dentarios. Reduce hasta un 100% la microfiltración en los márgenes de la restauración, previene la caries secundaria por su liberación de fluor y coeficiente de expansión térmica similar al diente. Los sistemas adhesivos están compuestos por un agente de grabado ácido, el cual acondiciona la superficie del tejido dental removiendo el barro dentinal y exponiendo los tubulos dentinales.

Actualmente están hechos con base de ácido fosfórico al 20%, ácido nítrico al 2-3% y ácido maleico al 10%. Este agente de grabado ácido se deja actuar durante 15-20 segundos. El primer adhesivo es aplicado sobre la superficie grabada el cual actúa como un puente entre la dentina y la resina. Posee moléculas hidrofílicas que tienen afinidad con la dentina orgánica y sus fluidos y moléculas hidrofóbicas que van a actuar cohesivamente con la resina. El bonding o adhesivo interactúa con el primer adhesivo y

copolimeriza con el para formar una capa híbrida de colágeno y resina. En seguida se coloca el agente cementante propiamente dicho. (18)

Este tipo de cementación adhesiva con cementos a base de resina aporta una máxima retención, alta resistencia compresiva, presentan adhesión tanto micromecánica como química a las superficies metálicas cerámicas y poliméricas.

Normalmente los conductos radiculares encontrados están debilitados como resultado de la caries, trauma, patologías pulpares, iatrogenias, o causas ideopáticas se han debilitado sus paredes por tener suficiente estructura dentaria remanente. Esto representa un problema significativo a la hora de restaurar el diente, pues un soporte de estos no está indicado restaurarlo con un retenedor intrarradicular colado y una corona completa, pues esto produce o genera una fractura radicular y fracaso de la restauración. El desarrollo y la introducción de nuevos materiales han creado la posibilidad de reconstruir y rehabilitar el tejido dentario perdido para mantener en boca aquellos dientes significativamente destruidos que están destinados a ser extraídos. (22)

Existen diferentes tipos de cementos de resina, estos se dividen en dimetacrilato con relleno modificados con poliácidos. En el grupo de dimetacrilato con relleno encontramos cementos de autopolimerización, fotopolimerización. Polimerización dual, y químicamente activos, el grupo de los modificados con poliácidos encontramos los compomeros. Los cementos de resina de autopolimerización son los más antiguos y no se encuentran disponibles, su base está compuesta por Bis-GMA, y el catalizador es peróxido orgánico y rellena de cuarzo al 60%. Las propiedades que poseía este cemento era el gran espesor de película debido al gran tamaño de partícula de relleno, no tenía disponibilidad de colores, gran contracción de

polimerización, ni producía cementación adhesiva. En el grupo de los cementos de resina de fotopolimerización su base está compuesta por Bis_GMA o UDMA o algunos TEGDMA y las camforoquinonas como fotoiniciador. El catalizador es cuarzo triturado que funciona como relleno y la amina terciaria que funciona como autoactivador. Sus propiedades consisten en no necesitar la total penetración de luz blanca para polimerizar, disponible en varios colores y cementos de prueba, cementación adhesiva. Su uso ideal es para cementar coronas totalmente cerámicas e incrustaciones cerámicas o resinosas. (17) Los cementos e resina químicamente activos según el ingrediente activo se clasifican en fosfatos esterres y 4-meta sus propiedades son no necesitar luz blanca para polimerizar. Gran adhesión a estructuras metálicas y gran adhesión química. Es ideal para cementar prostodoncias adhesivas metal cerámicas, núcleos o incrustaciones metálicas adhesivamente.

Cuando la raíz debilitada es reconstruida internamente con materiales adhesivos adecuados; la raíz es reforzada dimensional y estructuralmente para retener un perno y un muñón. Hay una complicación en el uso de esta técnica debido a la imposibilidad de llevar la luz dentro del conducto lo que evita una adecuada polimerización. (18)

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la distribución de fuerzas tangenciales sobre los dientes anteriores tratados endodónticamente, dependiendo de la localización del remanente dentario en las paredes axiales, y del tipo de poste.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

1.5.2.1. Evaluar por medio de un análisis de elementos finitos la distribución de fuerzas de los dientes tratados endodónticamente restaurados con postes en fibra de vidrio y titanio.

1.5.2.2. Comparar la distribución de fuerzas de los dientes tratados endodónticamente según el diseño de la preparación dental a nivel axial, por medio de un análisis de elementos finitos.

1.5.2.3. Determinar el desplazamiento de la estructura dental en el ligamento periodontal, por medio de un análisis de elementos finitos.

1.6HIPOTESIS

1.6.1 Hipótesis nula:

Los dientes tratados endodónticamente preparados con efecto ferrule en 180° por palatino, no distribuyen mejor en todo el diente las fuerzas, que los dientes con otro tipo de preparaciones.

1.6.2. Hipótesis Alternativa:

Los dientes tratados endodónticamente preparados con efecto ferrule en 180° por palatino, distribuyen mejor en todo el diente las fuerzas, que los dientes con otro tipo de preparaciones.

II. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental in Vitro.

2.2. POBLACION DE ESTUDIO

Modelo de dientes incisivos centrales superiores, con necesidad de tratamiento protésico.

2.3. MUESTREO-MUESTRA

La muestra es de 3 modelos paramétricos simulando un diente incisivo central superior humano, preparado con efecto ferrule de 2mm, 180 grados por vestibular, 180 grados por palatino, y 360 grados en todo el contorno del diente.

2.4. CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1. Criterios de Inclusión:

Las dimensiones del modelo serán: longitud de la raíz desde la línea amelocementaria (LAC) hasta el ápice de 15mm, el selle apical de gutapercha será de 4mm, la longitud del poste será de 10mm. El remanente dentario coronal (efecto ferrule) será de 2mm, que variara de acuerdo a la localización si es vestibular, palatino, o en todo el contorno del diente pero

siempre de 2mm de altura. La altura del reconstructor coronal (resina compuesta) será 2mm y el espesor de la cofia metálica será de 1.5mm dando una altura coronal total de 5.5 mm. El espesor del cemento radicular será de 60-120 micras, y de la cofia metálica coronal será de 25 micras.

VARIABLES DE ESTUDIO

Dependientes

variable	DEFINICION	OPERACIONALI- ZACIÓN	ESCALA	CATEGORIA	INSTRUMENTO
Distribución de fuerzas	Fuerza interna dividida entre la superficie sobre la cual actúa en el cuerpo y se dará la tensión resultante, al ejercerse una carga a un cuerpo que tiende a elongarlo.	*Dentina coronal *Dentina radicular	Nominal	Cualitativa	Software y Observación directa
Desplazamiento del diente	Vector que une la posición de un punto antes y después de la deformación. Ese vector no indica el camino seguido por el punto sino que se limita a relacionar posición inicial y final	Milímetros	Ordinal	Cuantitativa	Software

Independientes

Efecto Ferrule	Anillo de 360 grados alrededor de la restauración definitiva 2mm apical de la unión del muñón y remanente dentario.	Vestibular	Nominal	Cualitativa	Observación Directa.
		Palatino			
		360 grados			
Cemento	Material dental utilizado como mecanismo de unión entre una restauración y el diente preparado	Cemento de resina de autopolimerización para postes en fibra de vidrio.	Nominal	Cualitativa	Observación
		Cemento Fosfato de Zinc para postes en titanio.			Directa.

2.5 PROCEDIMIENTO

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, gutapercha. Los postes que se utilizaron fueron en titanio y fibra de vidrio, el cemento para cementar el poste que fue cemento de resina para el poste en fibra de vidrio, y fosfato de zinc para el poste de titanio, el reconstructor coronal se simuló en resina compuesta, la cofia metálica en oro, el cemento para la cofia fue fosfato de zinc. Las dimensiones que se utilizaron en el 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 10mm. El remanente dentario coronal (efecto ferrule) se realizó de 2mm, que varió de acuerdo a la localización si era vestibular, palatino, o en todo el contorno del diente pero siempre de 2mm de altura. La altura del reconstructor coronal (resina compuesta) fue de 2mm y el espesor de la cofia metálica fue de 1.5mm dando una altura coronal total de 5.5 mm. El espesor del cemento radicular fue de 60-120 micras, y de la cofia metálica coronal de 25 micras. Posteriormente se le realizó una carga constante de 100N con una angulación de 45 grados, con 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 en el ligamento periodontal. De esta manera comprobamos que tipo de preparación dental es la más adecuada para soportar las fuerzas tangenciales que soportan los dientes anteriores en los movimientos normales de masticación.

2.7 INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS (ANEXO 1)

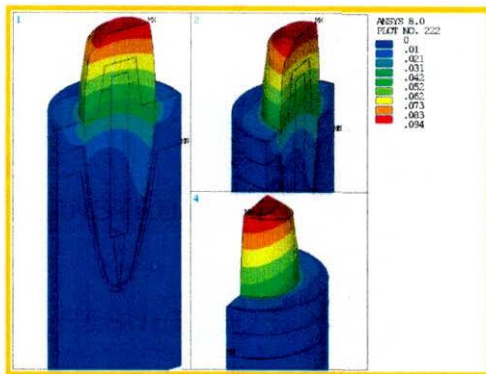
2.8 RESULTADOS

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.

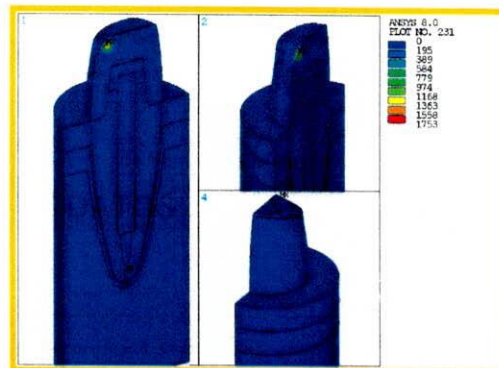
A continuación se pueden observar la distribución de esfuerzos en cada modelo.

La escala de medición está en diferentes colores donde el color rojo indica el valor máximo y el color azul oscuro el valor mínimo.

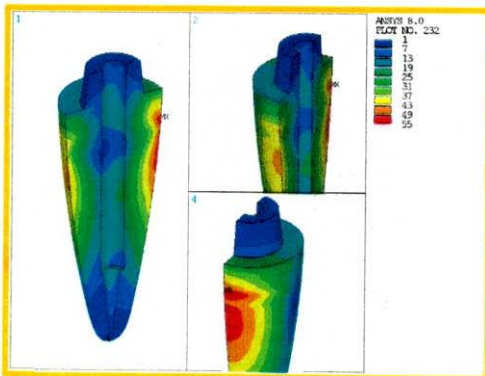
FERRULE 360° RETENEDOR EN FIBRA



Desplazamientos,
Valor máximo: 1753 [MPa].
El mayor desplazamiento se observa
En incisal



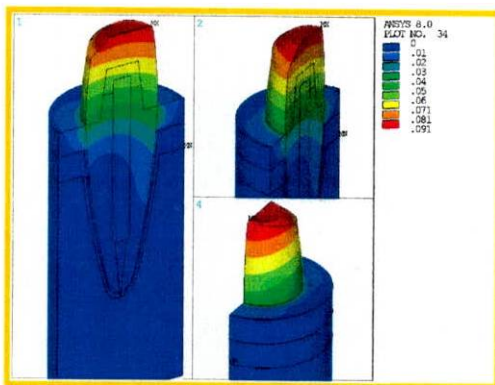
Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 0.094 [mm].
El esfuerzo máximo se concentra
puntual en el lugar de aplicación
De la carga.



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

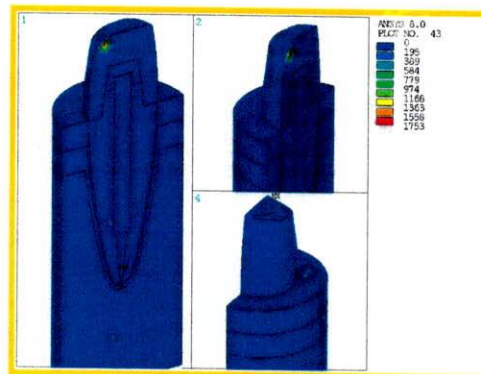
La concentración se observa 2mm
Apical de la línea amelocementaria
En dentina radicular tanto por pala-
Tino como por vestibular.

FERRULE 360° RETENEDOR EN TITANIO



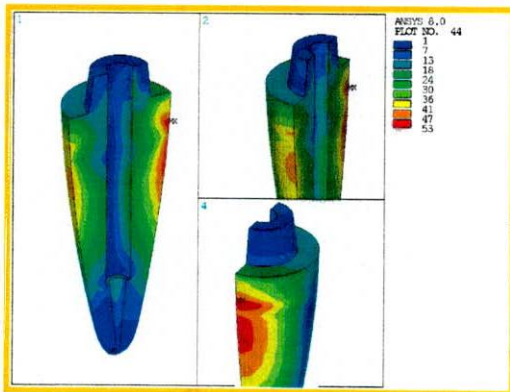
**Desplazamientos,
Valor máximo: 0.091 [mm].**

El mayor desplazamiento se observa
En incisal



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

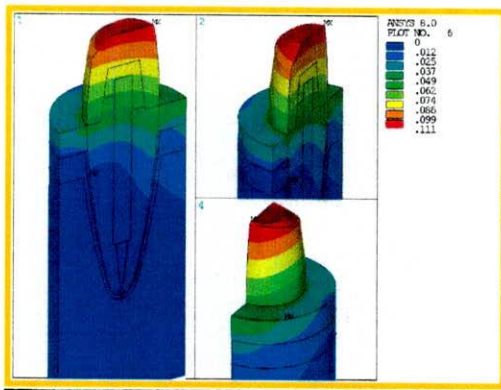
El esfuerzo máximo se concentra
puntual en el lugar de aplicación
De la carga.



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

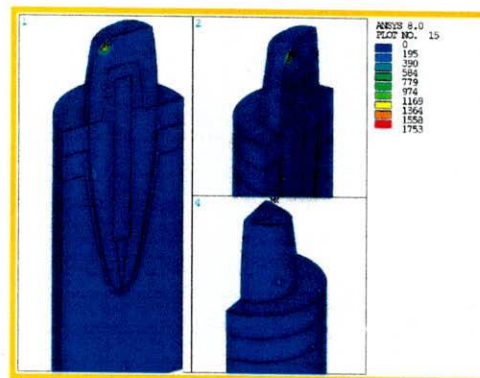
La concentración se observa 2mm
Apical de la línea amelocementaria
En dentina radicular tanto por pala-
Tino como por vestibular.

FERRULE PALATINO RETENEDOR EN FIBRA



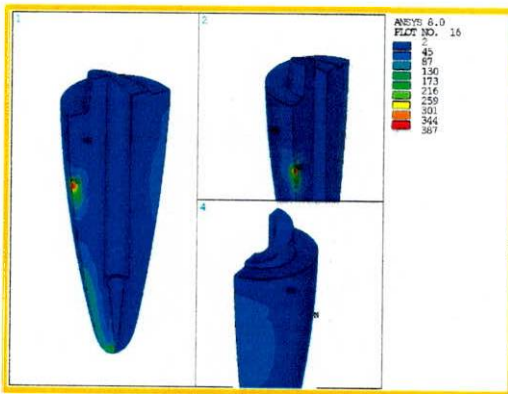
**Desplazamientos,
Valor máximo: 0.111 [mm].**

El desplazamiento se da a nivel incisal
Y a nivel de hueso trabecular.



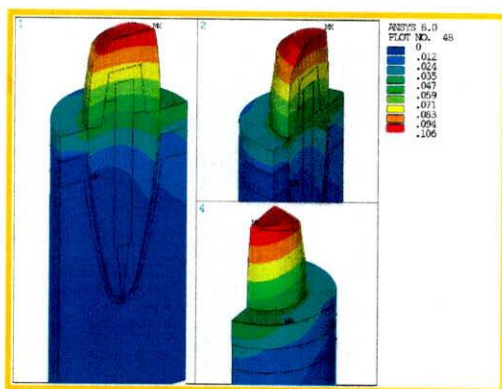
**Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].**

la concentración se da a nivel pun-
tual en palatino y en menor medida
En tercio medio radicular.

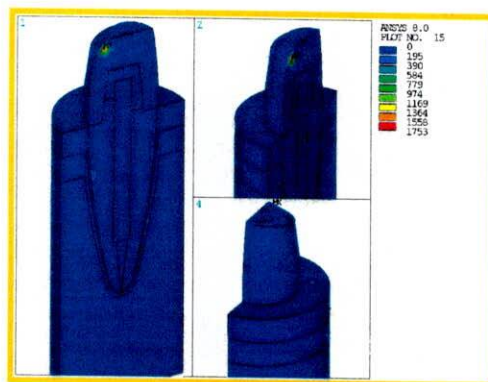


Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 387 [MPa].
 La concentración se da en tercio medio
 Radicular por palatino y a nivel apical.

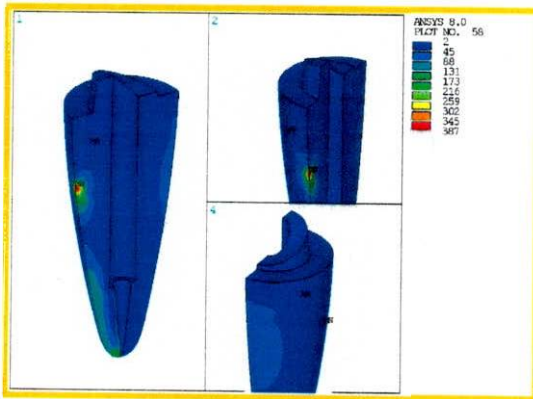
FERRULE PALATINO RETENEDOR TITANIO



Desplazamientos,
Valor máximo: 0.106 [mm].
 El mayor desplazamiento se observa
 En incisal



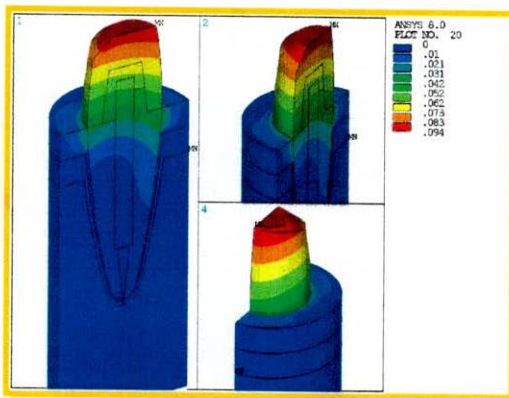
Esfuerzo VonMises máximo,
Valor máximo: 1753 [MPa].
 El esfuerzo máximo se concentra
 puntual en el lugar de aplicación
 De la carga.



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

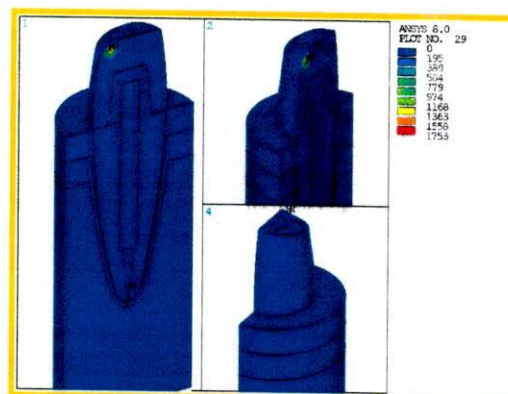
La concentración se observa 2mm
Apical de la línea amelocementaria
En dentina radicular tanto por pala-
Tino como por vestibular.

FERRULE VESTIBULAR RETENEDOR FIBRA



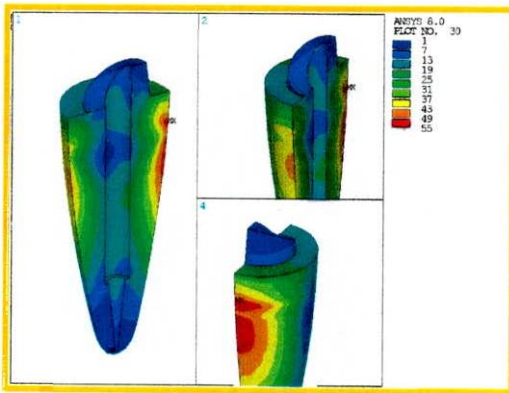
***Desplazamientos,
Valor máximo: 0.094 [mm].***

El mayor desplazamiento se observa
En incisal



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

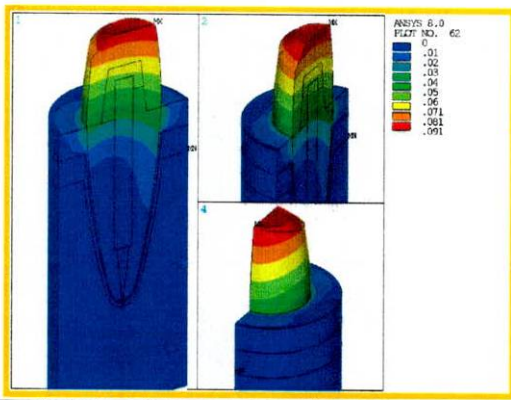
El esfuerzo máximo se concentra
puntual en el lugar de aplicación
De la carga.



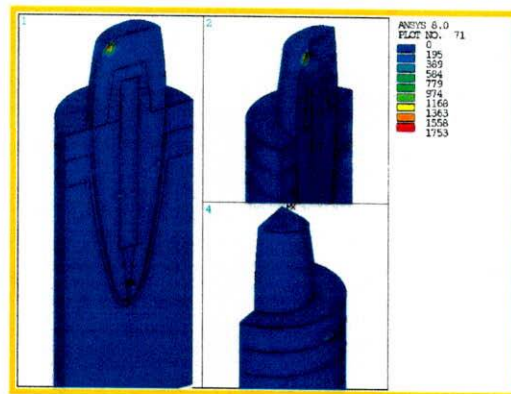
**Esfuerzo VonMises en dentina,
Valor máximo: 55 [MPa].**

La concentración se observa 2mm
Apical de la línea amelocementaria
En dentina radicular tanto por pala-
Tino como por vestibular

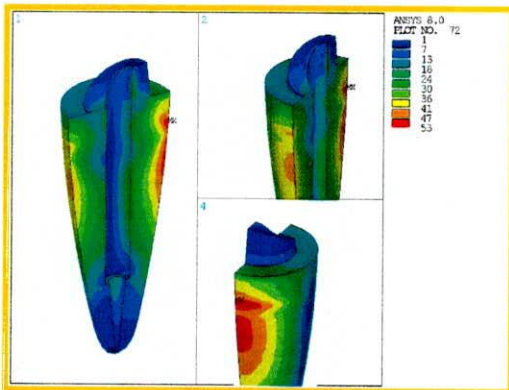
FERRULE VESTIBULAR RETENEDOR TITANIO



**Desplazamientos,
Valor máximo: 0.091 [mm].**
El mayor desplazamiento se observa
En incisal



**Esfuerzo VonMises máximo, Valor
Máximo: 1753 [MPa].**
El esfuerzo máximo se concentra
puntual en el lugar de aplicación
De la carga.



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

La concentración se observa 2mm
Apical de la línea amelocementaria
En dentina radicular tanto por pala-
Tino como por vestibular.

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		VONMISES	DESPLAZ.
FIBRA	360°	-17	56	-19	17	-68	15	55	0.094
	PALATINO	-85	542	-111	229	-263	137	387	0.111
	VESTIBULAR	-17	56	-19	17	-68	15	55	0.094
TITANIO	360°	-16	54	-19	17	-64	13	53	0.091
	PALATINO	-82	546	-106	230	-252	134	387	0.106
	VESTIBULAR	-16	54	-19	17	-65	13	53	0.091

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)

3.0. 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. 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. 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.

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 bibliografica 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 vidrio de 9mm tienen una tasa de sobrevivencia más alta después de 4 años que los restaurados con los postes de metal.

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.

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

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

valido para probar los valores relativos que son significativos en las tendencias clínicas cualitativas.

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.

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

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.

4.0 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.

5.0 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.

VI. ASPECTOS TECNICO ADMINISTRATIVOS

6.1 RECURSOS

6.1.1 Humanos

Asesor científico Dr. Guillermo Bernal

Asesor metodológico Dra. Sonia Bravo

Investigadores: Beatriz A. Florez Forero

Maria Luisa LLoreda S.

Lina Maria Serna

6.1.2. Físicos o locativos

- Universidad Colegio Odontológico Colombiano.
- Biblioteca de la Pontificia Universidad Javeriana.
- Biblioteca Luis Ángel Arango.

6.1.3. Técnicos

6.1.3.1 Equipos Generales:

- Computador

6.1.3.2 Equipos inherentes al estudio:

- Programa ANSYS.

6.1.3.3 Materiales generales:

- Tres resmas de papel de 500 hojas blancas
- 5 cartuchos de tinta para impresora
- Medios magnéticos (diskette, CD)

6.1.3.4Materiales inherentes al estudio:

- Postes prefabricados en fibra de vidrio (Coltene Whaledent)
- Postes prefabricados en Titanio (TENAX)
- Cemento de resina de Autopolimerizacion (Coltene Whaledent)
- Resina compuesta (3M)
- Cemento fosfato de Zinc.

6.1.4 Financieros

El presupuesto aproximado es de 4.500.000 pesos asumido por los investigadores.

6.2 PRESUPUESTO

Tablas del Presupuesto

Tabla 1. Presupuesto global de la propuesta por fuentes de financiación (en miles de \$).

RUBROS	COC	ESTUDIANTES	TOTAL
PERSONAL	1.600.000		1.600.000
EQUIPOS	400.000	100.000	500.000
SOFTWARE			
MATERIALES		500.000	500.000
MATERIAL BIBLIOGRÁFICO	100.000	100.000	200.000
RECURSO TÉCNICO		1.800.000	1.800.000
TOTAL	2.100.000	2.500.000	4.600.000

Tabla 2. Descripción de los gastos de personal (en miles de \$).

Investigador/auxiliar	Formación académica	Función dentro del proyecto	Dedicación Horas/semana	Presupuesto
Dr. Guillermo Bernal	Prostodoncista	Director científico	64 horas	1.600.000
Dra. Sonia Bravo	Odontóloga	Asesora metodológica	20 horas	500.000
Dra. Mónica Pachón	Odontóloga	Asesora estadística	12 horas	300.000
TOTAL			96 horas	2.400.000

* Agregar una columna para cada fuente de financiación adicional distinta de la entidad que presenta el proyecto.

Tabla 4. Descripción y cuantificación de los equipos de uso propio (en miles de \$)

Equipo	Valor
Computador personal portátil	100.000
TOTAL	100.000

Tabla 7. Materiales y suministros (en miles de \$)

Materiales*	Justificación	Valor
5 Resmas de papel Bond	Para impresiones de documento	50.000
2 CDS regrabables	Grabar documentos e imágenes	8.000
TOTAL		58000

Pueden agruparse por categorías, Ej.: vidriería, reactivos, papelería, etc., suscripciones a revistas, libros, etc.

Tabla 8. Bibliografía (en miles de \$)

Ítem	Justificación	Valor
Artículos científicos	Para sustento teórico	80.000
TOTAL		80.000

Tabla 9. Recursos técnicos

Ítem	justificación	Valor
Ingeniero mecánico	Elaboración de modelos paramétricos	1.800.000
TOTAL		1.800.000

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. BRÄNNSTRÖM, M. The cause of post-restorative sensitivity and its prevention. J Endod 1986; 12:475-81. 3. Caldas DBM, Almeida JB, Correr-Sobrinho L, 1986; 12. 475-481.
2. CASTELLUCCI, A. Adhesión en la Reconstrucción de Dientes Tratados Endodónticamente Capítulo 25. Edit. Il Tridente, 1993.250-267.
3. STANDLEE, JP. CAPUTO, AA. COLLARD, EW . Analysis of stress distribution by endodontic posts. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1972 Jun;33: 952-960.
4. GUZY Y NICHOLLS. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endopost reinforcement. J. Prosthet. Dent 42(1):39 1979.
5. BLITZ, N. SEROTA, K. The endodontic-restorative interconnection: Interdisciplinary integration. Oral Health. Nash, R., Rosenthal, Dec. 1996. 30. 85 (12): 19-14.
6. BAUML, DL. Dowell placement in the endodontically treated tooth, J Conn State Dent Assoc. 1979; 66-105.
7. TROPE M, MALTZ DO, TRONSTAD L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endod Dent traumatol 1985; 1: 108-111.
8. KANTOR, ME, PINES, MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth., J Prosthet Dent. 1977 Oct;38(4):405-12.

9. TABERT KC, CAPUTO AA, ABOUTRASS M.. Endodontic dowel retention with resinous cements. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):913-917.
10. NEWMAN, MP. YAMAN, P, DEMISON, J. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 2003 Apr;89(4):360-367
11. GUZMÁN, HJ. Manual de prostodoncia parcial fija. Dental internacional. Primera edición. Colombia. Bogotá. 1983.
12. FERRARI 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.
13. AKKAYAN, 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.
14. HOCHMAN N, ZALKIND M. New all-ceramic indirect post-and-core system.. J Prosthet Dent. 1999 May;81(5):625-9
15. SORENSEN A. ENGELMAN M. ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J.Prosthet. Dent. 1990; 63:529-36.
16. MORGANO SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future context. J Prosthet Dent 1996; 75: 375-80.
17. GUZMAN, AF. Guía de la ciencia y aplicación clínica de los materiales dentales. Colegio odontológico Colombiano. Bogotá. 2002; 102- 39.
18. BOVEDA, CJ. Adhesión en la reconstrucción de dientes tratados endododonticamente. Venezuela. 2000-2001
19. KOVARIK RE, BREEDING LC, CAUGHMAN WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent. 1992 Oct;68(4):584-90.

20. KANTOR, ME, PINES, MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth., J Prosthet Dent. 1977 Oct;38(4):405-12.
21. PIERRISNARD, L. BOHIN,F. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. JPD. Oct 2000. 88: 4.
22. ASMUSSEN, E. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. JPD. Oct 2005. 94:4.

ANEXOS

ANEXO 1 INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS

<i>EFFECTO FERRULE</i>	FIBRA DE VIDRIO			TITANIO		
	180 GRADOS VESTIBUA R	180 GRADOS PALATIN O	360 GRADO S	180 GRADOS VESTIBUA R	180 GRADOS PALATIN O	360 GRADO S
DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS (MPA)						
DESPLAZAMIENT O DEL DIENTE (mm)						

ANEXO 2 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDAD	ENERO	FEBRERO	MARZO	ABRIL	MAYO
Desarrollo De prueba Revisión de instrumentos					
Colecta de datos					
Codificación Y preparación De datos para Análisis					
Análisis de Datos					
Preparación De informe y publicaciones					