



Universidad de Valparaíso

Escuela de Postgrado

Especialidad de Endodoncia

Anteproyecto:

“Creación de modelo de diente incisivo en 3 dimensiones para la realización de un estudio de elementos finitos en diente sometidos a cirugía apical”

Autor: Matías Venegas Aguilera

Residente segundo año Endodoncia

Docente Guía: Dr. Fernando Bahamondes Ibaceta

Director del Curso: Dra. Alicia Caro Molina

Índice

La Endodoncia y la Microcirugía Endodóntica.....	4
Indicaciones de la microcirugía endodóntica	7
La técnica.....	9
a) Aplicación de la tomografía axial computada (Cone Beam):	9
b) Diseño del colgajo:.....	9
c) Osteotomía.....	9
d) Resección de la porción apical de la raíz.....	11
e) Preparación de la raíz	12
f) Obturación de la raíz.....	13
Prognosis y resultados de la técnica de microcirugía endodóntica	13
Elementos finitos	14
La historia	15
Conceptos básicos de MEF y AEF	16
Pasos a seguir al usar MEF	20
1- Imagen y reconstrucción tridimensional:	20
2- Procesamiento de imágenes:	21
3- Mallas:.....	21
4- Malla bidimensional y tridimensional:.....	22
5- Condiciones de los límites:.....	22
Aplicaciones de MEF	23
Aplicaciones de MEF en la odontología	24
Limitaciones de MEF	24
Objetivos	26
General:	26
Específicos:	26
Hipótesis.....	26
La apicectomía influye directamente en la distribución del estrés sobre tejido óseo circundante y el ligamento periodontal cuando el diente es sometido a fuerzas oclusales fisiológicas	26
Materiales y método.....	27
Construcción de modelos tridimensionales	27
Conformación de la malla 3D y asignación de materialidad de las estructuras	28

Resultados	32
➤ Modelo 1	32
➤ Modelo 2	33
➤ Modelo 3	34
Discusión	35
Conclusiones.....	39
Bibliografía	40

Marco Teórico

La Endodoncia y la Microcirugía Endodóntica

La endodoncia es la rama de la odontología que se refiere a la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental humana y los tejidos periradiculares. Su estudio y práctica abarca las ciencias básicas y clínicas, incluyendo la biología de la pulpa normal y la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de enfermedades y lesiones de la pulpa y afecciones periradiculares asociadas.(1)

El alcance de la endodoncia incluye: diagnóstico diferencial y tratamiento de dolores bucales de origen pulpar y / o periapical, terapia de pulpa vital como pulpectomía y pulpotomía, tratamiento no quirúrgico de los sistemas de canales radiculares con o sin patología periradicular, remoción quirúrgica selectiva de los tejidos patológicos resultantes de la patosis pulpar, la reimplantación intencional y reimplantación de los dientes avulsionados, la extirpación quirúrgica de la estructura dental, como la resección del extremo radicular, la bicuspidización, la hemisección y la resección de las raíces, implantes endodónticos de relleno de raíz, blanqueo de dentina decolorada y esmalte (dientes), retratamiento de dientes previamente tratados endodónticamente y procedimientos de tratamiento relacionados con restauraciones coronales por medio de postes y / o núcleos que implican el espacio del canal radicular.(2)

El tratamiento de endodoncia no quirúrgico logra una alta tasa de éxito clínico a pesar de los retos anatómicos y patológicos del procedimiento. El éxito en los casos sin compromiso periapical de la patología es mayor al 90%, mientras que los estudios demuestran que los canales infectados con un compromiso de la patología en el espacio periapical tienen un grado disminuido de éxito.(3) En los

casos en que el tratamiento no quirúrgico no puede resolver el problema, un número significativo de casos persistentes no sanados pueden ser salvados por la microcirugía Paraendodóntica del tipo Apical con un pronóstico predeciblemente favorable. Los pacientes en los que fracasa la endodoncia, a pesar de haber recibido una indicación correcta, constituyen la población diana que potencialmente puede beneficiarse de la apicectomía.(4)

La microcirugía apical o apicectomía se define como la escisión de la porción apical de un diente a través de una abertura realizada en el hueso alveolar vestibular, bucal o palatino,(5) en su sentido más amplio es el tratamiento realizado en los ápices radiculares de un diente infectado, seguido por la colocación de una obturación (retrofilling u obturación a retrógrada) para sellar el extremo de la raíz.(6)

Se estima que la incidencia de afección periapical se halla en el 2,9% en la población general y un 80-90% de estos casos se resuelven satisfactoriamente a través de una endodoncia.(7)

El sellado quirúrgico del ápice dentario comenzó a realizarse de modo muy temprano, en el año 1771, como complemento a la cauterización pulpar en el contexto de un tratamiento de endodoncia. El británico John Hunter, en su libro "Treatise on the natural history of the teeth", fue el primero en describir el tratamiento retrógrado sobre la pulpa dental y dejó reseñadas las dificultades técnicas que había encontrado a nivel de piezas antrales y ápices cercanos al canal dentario.(8) Sin embargo, un mayor uso de la técnica se comenzó a apreciar a mediados del siglo XX. A partir de la década de 1950, numerosos cirujanos orales presentaron series de casos clínicos en las que analizaban los hallazgos anatomopatológicos y microbiológicos encontrados en las lesiones radiolúcidas periapicales tras apicectomía.(9)

En las décadas posteriores, la técnica fue perdiendo consideración paulatinamente. Sumi et al calcularon que el éxito de la apicectomía quirúrgica clásica debía rondar el 50%, aunque autores más pesimistas lo sitúan en un 37%.

Se trata de una estimación somera, dado que los criterios de curación no estaban lo suficientemente implementados como para poder contrastar unos estudios con otros. Pero sí es útil para comprender el desprestigio y el consiguiente abandono de la técnica.(10)

Pero poco después, a finales de la década de 1990, comenzaron a surgir refinamientos de la técnica que mejoraban drásticamente los resultados anteriormente expuestos. El propio Sumi, pero también otros autores como Cohn, comenzaron a publicar artículos en los cuales anunciaban éxitos clínicos que rondaban el 90%.(10,11) Como resultado, los procedimientos han cambiado de manera que nos llevan significativamente al éxito, esto debido a la selección general del caso, la aplicación de este procedimiento ahora predecible, así como las secuelas curativas postoperatorias. La cirugía apical de hoy se denomina más bien microcirugía endodóntica, debido a la ayuda significativa del microscopio quirúrgico operativo, que es fundamental y significativamente diferente de la técnica tradicional.(12)

Los materiales e instrumentos microquirúrgicos que definen la técnica de cirugía apical realizada por los endodoncistas son las principales razones para este éxito elevado y mayor capacidad para retener los dientes de otro modo previstos para la extracción. El microscopio permite una visualización precisa, identificación y tratamiento de canales accesorios infectados, istmos y anatomía irregular inalcanzable con las técnicas de instrumentación tradicionales. Los estudios anatómicos a través de los años, utilizando diversos métodos de evaluación, revelan consistentemente la compleja anatomía que debe abordarse cuando el espacio del conducto se infecta y debe ser desinfectado y conformado.(13,14) Las investigaciones actuales continúan en mejoras en el diseño de instrumentos y técnicas de irrigación que permiten que el dentista limpie y moldee completamente estas complejidades.(15) Sin embargo, hay casos en los que la microcirugía endodóntica ofrece claras ventajas sobre la endodoncia ortógrada y puede aumentar las tasas de éxito, incluso sus tasas de 92% y 80% respectivamente.(16)

Indicaciones de la microcirugía endodóntica

Las indicaciones para la microcirugía cuando la endodoncia no quirúrgica ha fracasado son evidentes en muchas situaciones(6,17). Por ejemplo:

1. Endodoncia ejecutada adecuadamente pero fallida con una lesión radiolúcida periapical persistente.
2. Endodoncia ejecutada adecuadamente con dolor constante con o sin hinchazón.
3. Transporte apical, bordes y otros problemas iatrogénicos con patología persistente y síntomas(salientes, obstrucciones, perforaciones, perforaciones de tira,instrumentos separados).
4. Diente con un poste grande y restauración de la corona completada, especialmente dientes anteriores del maxilar.
5. Canales calcificados con o sin síntomas y radiolucidez periapical
6. Cirugía tradicional fallida.
7. Canal sobreobturado con radiolucidez periapical.
8. Curvaturas apicales complejas / compuestas que son inaccesibles desde un enfoque ortógrado.
9. El acceso al sistema de canales cuando se bloquea el acceso coronario o cuando se determina que el acceso coronal con retratamiento no quirúrgico es poco práctico, tardío y demasiado invasivo.
10. Eliminación de procesos patológicos.
11. La eliminación de las variaciones anatómicas (deltas apicales, canales accesorios, ramificaciones apicales, curvas severas).
12. Retiro de tejido de granulación.
13. Evaluación del sello apical.
14. Creación de un sello apical.
15. Reducción de los ápices fenestrados.
16. Evaluación de fracturas de raíz verticales completas o incompletas

En aproximadamente el 20% de los casos que implican lesiones periapicales, el tratamiento endodóntico no quirúrgico puede no funcionar simplemente debido a la naturaleza quística de las lesiones.(18,19) Tales lesiones deben ser tratadas mediante intervención quirúrgica, aunque algunos defienden que las lesiones quísticas podrían sanar por medio de un tratamiento no quirúrgico.(20).

En los casos de bloqueo del canal iatrogénico donde se produce la separación de instrumentos, la microcirugía endodóntica proporciona adicionalmente un medio no destructivo y exitoso para abordar la separación de instrumentos que puede ocurrir durante la fase de limpieza y conformación de la endodoncia no quirúrgica. En los casos de separación de instrumentos en los que los fragmentos se encuentran en el tercio apical de las raíces curvadas y no pueden ser removidos, el abordaje microquirúrgico es un medio más seguro y predecible para manejar estos casos.(21,22) El intento de retirar el instrumento sin cirugía puede resultar en la eliminación de dentina de soporte resultando en un mayor riesgo de desarrollar una fractura de raíz vertical. Los estudios indican claramente que las fracturas verticales de la raíz son situaciones irreparables, por lo que aumentar la posibilidad de fractura mediante el intento de recuperación de instrumentos por medio de un tratamiento no quirúrgico puede disminuir su pronóstico.(23–25) El abordaje quirúrgico ofrece el beneficio de mantener la fuerza de la raíz mientras que es capaz de recuperar con seguridad un instrumento separado y sellar eficazmente el canal infectado.(6)

La microcirugía endodóntica proporciona una opción de tratamiento para la calcificación del canal o curvatura severa debido a su acceso directo al extremo de la raíz. En casos de sobrecarga, la microcirugía endodóntica es un medio eficaz y seguro para eliminar los materiales extruidos de la raíz y los desechos infectados que pueden causar inflamación periapical.(6)

La técnica

a) Aplicación de la tomografía axial computada (Cone Beam):

El uso de la tomografía computarizada por haz cónico (Cone Beam) en el diagnóstico de casos que pueden requerir intervención quirúrgica, en particular los dientes posteriores, ha mejorado enormemente la capacidad del cirujano para lograr éxito. El Cone Beam es una poderosa herramienta que puede ayudar a determinar las dimensiones exactas y la ubicación de una lesión periapical, así como las relaciones tridimensionales de las raíces con las estructuras anatómicas vecinas.(26)

b) Diseño del colgajo:

La incisión semilunar fue el diseño de incisión más utilizado en procedimientos quirúrgicos más antiguos, especialmente en el área anterior maxilar. Esta incisión ya no se utiliza, ya que no permite un acceso adecuado al sitio quirúrgico y está relacionada con la inflamación prolongada y la formación de cicatrices durante la curación de la herida.(27) La microcirugía moderna está utilizando un colgajo triangular con una incisión vertical, esencial para la preservación de las papilas y el colgajo submarginal de Lüebke-Ochsenbein. El último es el diseño de colgajo estético más comúnmente utilizado, especialmente en el área anterior del maxilar. Se realiza dentro de la zona de la encía adherida y resulta en una recesión casi nula de los márgenes de la encía y de las papilas interdentes postoperatorias.(28,29) Por lo tanto, la exposición al margen de la corona y la formación de "triángulos negros" en los dientes anteriores, al igual que el impacto alimentario dientes posteriores son prevenidos. En la técnica microquirúrgica, las incisiones verticales deben ser 1,5 a 2 veces más largas que en la técnica tradicional, para que el colgajo se flecte lejos del trayecto óptico del microscopio, logrando una visibilidad adecuada del sitio quirúrgico.(30)

c) Osteotomía

En la microcirugía, la osteotomía se vuelve cada vez más conservadora gracias a la ampliación mejorada ya la iluminación ofrecida por el microscopio.(31)

El diámetro de la osteotomía es de sólo 3 a 4 mm, lo suficiente para permitir que una punta ultrasónica de 3 mm vibre libremente dentro de la cavidad ósea. Para preparar una osteotomía de tamaño pequeño, la posición exacta del ápice de la raíz tiene que ser identificado. El clínico debe tener en cuenta las siguientes pautas:(17)

- A veces la cortical ósea está perforada y la perforación puede ser identificado con un micro explorador bajo el microscopio. En ese caso, el sitio de la osteotomía es obvio. Un microexplorador también puede penetrar a través de una fina capa de hueso cortical por debajo de la cual se encuentra la lesión.(17)
- Si hay un hueso cortical sano, la medición de la longitud del diente usando radiografía digital o aún mejor usando la tomografía computarizada de haz cónico (CONE BEAM) puede darnos una estimación precisa de la posición del ápice de la raíz.(17)
- Si existe una lesión periapical que se extiende sobre ambas raíces de un molar inferior, el inicio de la osteotomía justo en el centro de la lesión nos conducirá con seguridad al ápice de las raíces mesial y distal.(17)
- Si la osteotomía no revela el ápice de la raíz a una profundidad de 2 a 3 mm, la colocación de un material radiopaco en el hueso cortical, por ejemplo, gutapercha, resilon o lámina de aluminio y la toma de una radiografía periapical nos va a servir como una técnica para la identificación del ápice de la raíz.(17)

Una osteotomía de tamaño pequeño provoca una menor molestia postoperatoria y una cicatrización más rápida. Un estudio clínico sobre la curación, como lo demuestran los cambios radiográficos, demostró que existe una relación directa entre el tamaño de la osteotomía y la velocidad de curación: cuanto menor es la osteotomía, más rápida es la cicatrización. Por ejemplo, una lesión menor de 5 mm tardaría un promedio de 6,4 meses, una lesión de 6 mm a 10 mm de tamaño tarda 7,25 meses y más de 10 mm requiere 11 meses para cicatrizar.(30) Por lo tanto, la osteotomía debe ser tan pequeño como sea posible, pero tan grande

como sea necesario para lograr el objetivo clínico.(17)La apertura de una ventana ósea con dimensiones mesio-distales mínimas se favorece la curación final.(26)

En los casos en los que existe un hueso bucal mínimo sobre la estructura de la raíz, el uso de una cureta recta para hueso a menudo permitirá la extracción del tejido óseo, mejorando así el acceso a cualquier patosisperirradicular y de esta manera provocar un traumatismo mínimo. Cuando el hueso debe ser removido con una fresa rotatoria se hace con un movimiento de “afeitado” y con refrigerante para minimizar la generación de calor.(26)

d) Resección de la porción apical de la raíz

Comúnmente se remueve de 3-4 mm del extremo de la raíz lo que se requiere para eliminar las irregularidades anatómicas y los tejidos duros radiculares contaminados (bio película estrarradicular bacterias y endotoxinas). Esto se hace con una fresa rotatoria de alta velocidad y refrigerante, minimizando la generación de calor y previniendo el desarrollo de fracturas de raíz. El uso de un corte apical que está en ángulo recto con el eje largo de la raíz ha sido recomendado para minimizar cualquier fuga que podría ocurrir a través de los túbulos dentinarios cortados(17,27,32), aunque 0-10 grados es generalmente aceptable y puede ser necesario en algunos casos (12,32).

La identificación de la configuración del conducto y cualquier posible defecto dentinario en la anatomía radicular reseca se logra utilizando una solución al 1% de azul de metileno (12,32). Después de esto, un micro espejo se coloca en un ángulo de 45° a la superficie diseccionada, el reflejo de la superficie de la raíz muestra todos los detalles anatómicos del sistema de canales. Una evaluación completa implica no sólo la inspección de la superficie de la raíz cortada, sino también de toda la superficie de la raíz, particularmente en los casos en los que existe una lesión perirradicular lateral persistente evidente en la radiografía o una lesión que se extiende a lo largo de toda la longitud de la raíz . De esta manera, se puede encontrar una fractura vertical, una perforación o una salida lateral de un canal accesorio.(17)

e) Preparación de la raíz:

El uso de instrumentos ultrasónicos para preparar las cavidades de las raíces se considera estándar en la endodoncia quirúrgica, especialmente en los molares donde la presencia de anastomosis o istmos son comunes.(12,17) Los instrumentos están hechos de acero inoxidable y acero inoxidable recubierto de diamante,(32)siendo este último más eficiente pero sujeto a pérdida de la superficie revestida de diamante.(33) La calidad y profundidad de la preparación se ha mejorado con una serie de instrumentos ultrasónicos de formas diferentes,(34) dando como resultado errores mínimos tales como perforaciones de la pared de la raíz.(35). La profundidad de preparación es usualmente de 3-4 mm.(12,32)

Lo que es clínicamente importante para una preparación ultrasónica eficaz no es la marca o tipo de punta, sino cómo se utiliza la punta. En términos de presión durante la preparación ultrasónica, la clave es un toque extremadamente ligero de una manera repetida. Un toque más ligero aumenta la eficiencia de corte, mientras que una presión continua. Esto se debe a que los ultrasonidos funcionan a través de la vibración, no a través de la presión. Si se produce resistencia del tejido dentario durante el trabajo con ultrasonido se produce un típico sonido de alto tono, lo que indica que la punta está cortando contra la dentina. En ese punto, el operador debe detener su trabajo, ir a una ampliación de gama baja del microscopio, realinear la punta con el eje largo de la raíz, y empezar de nuevo. Si este paso no se toma, entonces el transporte o una perforación de la raíz puede ocurrir en la pared dentaria lingual o distal.(17)Se ha recomendado la extracción del barro dentinario de la cavidad(32) con la desinfección posterior antes del llenado del extremo de la raíz.(36)

Una vez completada la preparación apical, la gutapercha debe ser compactada con un microcondensador y la preparación debe secarse e inspeccionarse con un micro espejo. Debe haber una cavidad de clase I seca y limpia coaxial a la raíz, sin restos de tejido y sin material de relleno en las paredes axiales.(17) Las puntas ultrasónicas modernas pueden facilitar la preparación de

una cavidad de raíz de 4 mm, 5 mm, 6 mm o incluso 9 mm, dependiendo de la longitud del espacio del canal no preparado.(17,37)

f) Obturación de la raíz

La obturación de la raíz es la última parte del procedimiento quirúrgico y una hemostasia adecuada en la cripta ósea, así como la sequedad en la cavidad del extremo de la raíz es extremadamente importante. Por esta razón, un gránulo de algodón impregnado con epinefrina se deja en la profundidad de la osteotomía para mantener la hemostasia, así como para evitar que las partículas del material de relleno de la raíz caigan al hueso perirradicular.(17)

En los últimos años se han utilizado diversos materiales como materiales de relleno de extremos de raíz: amalgama, lámina de oro, cementos de eugenol de óxido de zinc, Diaket (ESPE GmbH, Seefeld, Alemania), cementos de ionómero de vidrio, resinas compuestas, SuperEBA (Bosworth, Skokie, IL) MTA(ProRoot MTA, Dentsply, Tulsa, OK).(38) Aunque ninguno de ellos satisface todos los requisitos de un material de reparación ideal, el MTA tiene un contenido de trióxido mineral (MTA, Dentsply, Milford, DE) y este ha sido el material de elección para la obturación de raíces.(17)

MTA demuestra biocompatibilidad superior en comparación con otros materiales(39) y promueve la regeneración de tejidos cuando se pone en contacto con la zona perirradicular.(40)

Recientemente, se han introducido una serie de nuevos materiales bioactivos basados en cemento de silicato tricálcico como potenciales materiales de relleno de raíz debido a su capacidad para liberar hidróxido de calcio en solución, estos materiales incluyen Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des).(41) y el Total Fill(Fkg) en sus diferentes presentaciones.(42)

Prognosis y resultados de la técnica de microcirugía endodóntica

La microcirugía endodóntica moderna utiliza ciertos avances técnicos, principalmente el microscopio dental de operación, los ultrasonidos, los

instrumentos microquirúrgicos modernos y los materiales biocompatibles para obturación de raíz han obtenido resultados de tratamiento altamente exitosos.(12) Estas tasas de éxito más altas se atribuyeron a una inspección superior de la cirugía y la preparación precisa de los extremos de la raíz con microinstrumentos que utilizados con la ayuda de una magnificación e iluminación mejorada.(43,44) El éxito clínico de los casos abordados en microcirugía es de hasta 96,8% y 91,5% en el seguimiento a corto plazo después de 1 año y el seguimiento a largo plazo después de 5 a 7 años, respectivamente.(30,45) Estudios prospectivos recientes con seguimiento a largo plazo han presentado resultados similares

Elementos finitos

Hasta ahora, el éxito de la microcirugía endodóntica se ha caracterizado por la recuperación biológica, basada principalmente en la cicatrización de la lesión periapical.(46) Sin embargo, debe observarse que un diente resecao apicalmente estaría expuesto a una carga oclusal continua incluso después de una recuperación biológica completa. Por lo tanto, para asegurar un buen pronóstico a largo plazo de un diente resecao apicalmente, es importante proporcionar condiciones biomecánicas favorables.(16) La microcirugía endodóntica reduce la porción apical de la raíz, reduce la longitud total de la ésta y la superficie de la raíz soportada, altera la respuesta biomecánica del diente, lo que puede resultar en una distribución desfavorable del estrés y una mayor movilidad dentaria.(27) Aparte de la reducción de la elasticidad, un problema común para cualquier diente sin pulpa,(47) en caso de resección del extremo de la raíz hay factores adicionales que cambian las propiedades biomecánicas de la raíz. Entre ellos se destacan los procedimientos de ampliación y obturación de los conductos,(48,49) el efecto monobloque de los materiales de obturación del conducto,(50–52) la reducción de la longitud de la raíz postquirúrgica (con 3 -4 mm), preparación de cavidades

profundas de 3 mm de profundidad con paredes paralelas y su relleno para obtener un sello apical del conducto radicular.(53,54)

La relación corono radicular (RCR) de un diente ha sido una de las variables primarias para la evaluación biomecánica de los pilares dentales parciales fijos.(55) En general, se sugiere una RCR de 1: 1,5 como el valor óptimo, con un RCR de 1:1 como valor mínimo para los pilares de dentadura parcial fija.(56) Sin embargo, no es razonable aplicar directamente tal guía a un diente al que se le ha realizado una apicectomía porque el valor se basa en investigaciones de dientes normales o periodontalmente dañados, no de dientes a los que se les ha amputado el ápice.(57,58) La influencia de la resección de la raíz apical debe evaluarse de una manera diferente, no sólo en el aspecto biológico, sino también en el aspecto biomecánico con el fin de garantizar el pronóstico a largo plazo de la microcirugía endodóntica. Se necesitan métodos más cualitativos para comparar adecuadamente las diferentes naturalezas de la resección de la raíz apical y la pérdida ósea periodontal.

Actualmente la limitación de la mente humana es tal que no puede captar el comportamiento de su entorno complejo en una operación, para ello se ha desarrollado, por medios computacionales, el Método de Análisis de Elementos Finitos, el cual subdivide todos los sistemas en sus componentes individuales o "elementos", con el fin de entender fácilmente el comportamiento y luego reconstruir el sistema original de tales componentes para estudiar su comportamiento de una manera natural.(59)

La historia

El análisis de estrés de estructuras dentales ha sido un tema de interés en los últimos años con el objetivo de determinar las tensiones en las estructuras dentales y la mejora de la resistencia mecánica de estas estructuras. Los esfuerzos en las estructuras dentales se han estudiado mediante diversas técnicas, tales como análisis de revestimiento frágil, medidores de deformación, holografía, foto-elasticidad bidimensional (2D) y tridimensional (3D), Análisis de

Elementos Finitos (AEF) otros métodos numéricos. La mayor parte del análisis de estrés de estructuras dentales se llevó a cabo utilizando la técnica fotoelástica. Las ventajas de utilizar el estudio fotoelástico son que puede cuantificar las tensiones a lo largo de una estructura tridimensional y determinar los gradientes de estrés. Sin embargo, requiere un material birrefringente y es difícil de realizar con geometrías complejas.(60)

Un método más reciente de análisis del estrés, desarrollado en 1956 en la industria aeronáutica fue el Método de Elementos Finitos (MEF). Inicialmente, esta técnica se utilizó ampliamente sólo en la ingeniería aeroespacial, pero poco a poco debido a la flexibilidad del método para modelar cualquier geometría compleja y proporcionar resultados inmediatos, hizo su presencia en la odontología. Fue utilizado por primera vez en odontología en la década de 1970 para reemplazar pruebas de fotoelasticidad.(61)

AEF es un método numérico popular en el análisis del estrés. Este método implica una serie de procedimientos computacionales para calcular el stress y la tensión en cada elemento, lo que se realiza en un modelo. MEF y AEF son uno y el mismo. AEF es más popular en las industrias y MEF en las universidades. MEF evita muchos de los problemas de análisis de materiales permitiendo calcular mediciones físicas de estrés en una estructura.(62)

Conceptos básicos de MEF y AEF

Existen 3 métodos para resolver cualquier problema de ingeniería: método analítico, método numérico y método experimental.(63) El MEF es un procedimiento numérico utilizado para analizar estructuras y consiste en un modelo informático de un material o diseño que es sometido a stress y analizado para obtener resultados específicos. Los principios básicos que subyacen al MEF son relativamente simples.(64) Considere un cuerpo o componente de ingeniería a través del cual la distribución de una variable de campo, desplazamiento o estrés. Ejemplos podrían ser un componente bajo carga, temperaturas sujetas a una

entrada de calor, etc. El cuerpo, es decir un sólido de una, dos o tres dimensiones, es modelado hipotéticamente subdividido en un conjunto de pequeñas partes llamado elementos – “elementos finitos”. La palabra "finito" se utiliza para describir el número limitado o finito de grados (dof) de libertad utilizados para modelar el comportamiento de cada elemento. Se supone que los elementos están conectados entre sí, pero sólo en las juntas interconectadas, conocidas como nodos. Es importante señalar que los elementos son un concepto de pequeñas regiones, no entidades separadas como ladrillos, y no hay grietas o superficies entre ellos. (65)El tema básico es hacer cálculos en un número limitado (finito) de puntos e interpolar los resultados para todo el dominio (superficie o volumen). Cualquier objeto continuo tiene un grado infinito de libertad (dofs) y no es posible resolver el problema en este formato. MEF reduce los dofs de infinito a finito con la ayuda de mallado (nodos y elementos) y todos los cálculos se realizan en número limitado de nodos (Figura 1). Usando estas funciones y la geometría real del elemento, se pueden determinar las ecuaciones de equilibrio entre las fuerzas externas que actúan sobre los elementos y los desplazamientos que ocurren en sus nodos.(64)

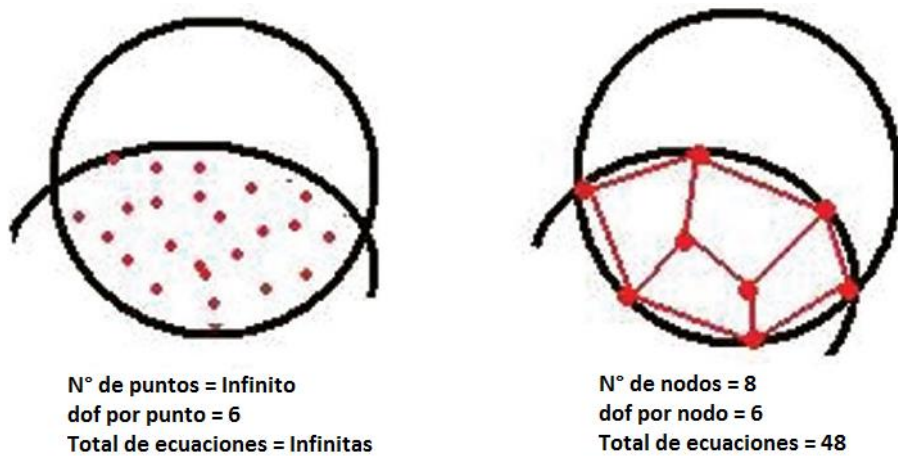


Figura 1: grados de libertad.(66)

El conjunto completo, o conjunto de elementos, se conoce como una malla. El proceso de representación de un componente como un conjunto de elementos

finitos, conocido como discretización, es el primero de muchos pasos clave en la comprensión del MEF del análisis. Un ejemplo se ilustra en la Figura 2. Este es un componente de tipo placa modelado con un número de elementos mayormente rectangulares con un espesor uniforme (en la página o pantalla) que podría ser, digamos, de 2 mm.(67)

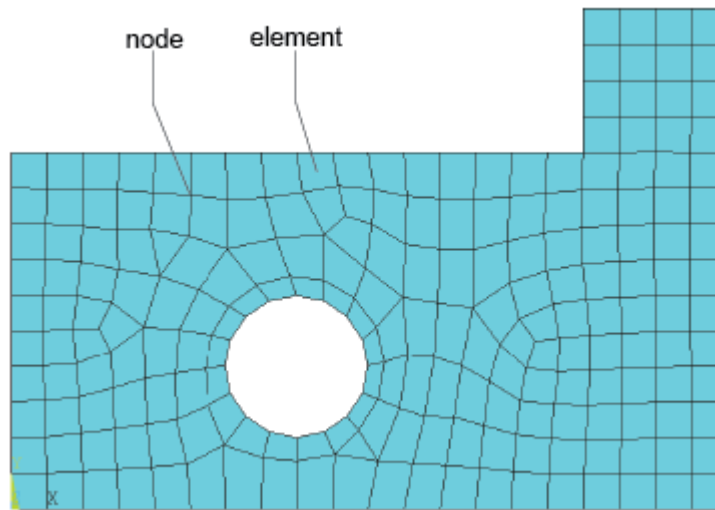


Figura 2: Ejemplo de una malla sobre un componente de plato.

La variable de campo, ejemplo temperatura, se describe probablemente en todo el cuerpo mediante un conjunto de ecuaciones diferenciales parciales que son imposibles de resolver matemáticamente. En su lugar, suponemos que la variable actúa a través de o sobre cada elemento de una manera predefinida, lo que es otro paso clave en la comprensión del método. Esta variación asumida puede ser, por ejemplo, una distribución de funciones constante, lineal, cuadrática o de orden superior. Esto puede parecer un poco de una libertad, pero puede ser sorprendentemente cerca de la realidad.(65)

Teóricamente, la forma y el tamaño de los elementos determinan los resultados. Los elementos finitos comenzaron con elementos triangulares y estos elementos eran más rígidos, resultando en menos estrés y desplazamiento. Posteriormente, se utilizaron elementos cuadriláteros para la exactitud de los resultados. El trabajo de malla poliédrica está en investigación en este momento.

Aumentar el número de puntos de cálculo (nodos y elementos) mejora la precisión. Por ejemplo, el aumento del número de líneas reduce el margen de error al descubrir el área de un círculo (Figura 3). El número de líneas rectas es equivalente al número de elementos en MEF.(67)

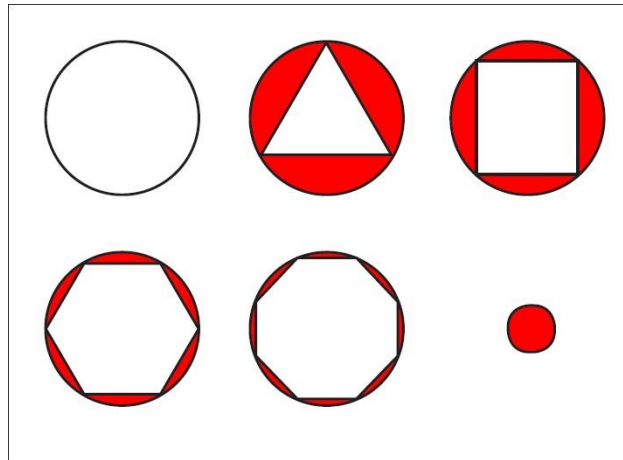


Figura 3: Aumentar el número de puntos de cálculo aumenta la precisión. (66)

Generalmente, se utilizan 2 tipos de análisis en la industria, que son modelado en 2-D y modelado en 3-D. El modelado 2-D es comparativamente simple y permite que el análisis se ejecute en una computadora relativamente normal, pero también a veces tiende a producir resultados menos precisos. El modelado tridimensional produce resultados más precisos, pero sólo puede ejecutarse en las computadoras más rápidas. Para el análisis 2-D, los elementos son triangulares o cuadriláteros y en el análisis 3-D se usan 10, 12 o 14 caras. En algunas situaciones también se utilizan elementos de masa, resorte, amortiguador y vacíos.(67)

MEF se realiza con las propiedades de los materiales que pueden ser isotrópicas (mismas propiedades) o anisotrópicas (diferentes propiedades).(68) Todos los materiales de la vida real son anisotrópicos, pero se simplifican en propiedades isotrópicas o propiedades ortotrópicas (diferentes propiedades a lo largo de 3 ejes, a saber, x, y, z). El módulo elástico, la relación de

Poisson (deformación en dirección lateral a la de la dirección axial cuando un objeto se somete a carga de tracción),(69) y la resistencia a la deformación para los materiales se aplican. El análisis se realiza como análisis estático lineal o análisis no lineal dependiendo de la asignación de características físicas apropiadas a las diferentes partes del diente. Los sistemas lineales son menos complejos y efectivos en la determinación de la deformación elástica. Muchos de los sistemas no lineales son capaces de probar un material hasta la fractura y tienen en cuenta la deformación plástica. El resultado final de cualquier MEF es el valor de tensión normal y de cizallamiento de la estructura durante la carga. Los criterios de fallo se miden por tensiones de Von-Mises.(70) La razón por la cual se selecciona el criterio de Von-Mises, que aparentemente da como resultado una tensión normal del tipo de tracción, radica en el hecho de que los materiales quebradizos de los cuales el diente es miembro, fallan principalmente debido al tipo de esfuerzo de stress.(66)

Pasos a seguir al usar MEF

Resolver un problema de la vida real con el enfoque de material continuo es difícil. Lo básico de todos los métodos numéricos es simplificar el problema discretizándolo (discontinuéndolo). Los nodos funcionan como los átomos, con una brecha entre ellos, la que es llenada por una entidad llamada elementos. Los cálculos se realizan en los nodos y los resultados se interpolan para los elementos. Hay dos enfoques para resolver cualquier problema. Uno es el enfoque continuo (todos los componentes de la vida real son continuos) y el enfoque discreto (modelado matemático equivalente). Todos los métodos numéricos incluyendo el elemento finito siguen el acercamiento discreto. La malla (nodos y elementos) no es otra cosa que la transformación de un sistema continuo con infinito grado de libertades hasta un grado finito de libertades.(67)

Los pasos para construcción de elementos finitos son generalmente:

- 1- Imagen y reconstrucción tridimensional: Las innovaciones en la tomografía axial computarizada (TAC), la resonancia magnética (MRI) y

la microscopía confocal han revolucionado la imagenología biológica. Ahora es posible capturar secciones en serie de cualquier estructura virtualmente y generar reconstrucciones tridimensionales intrincadamente detalladas. Las reconstrucciones de superficie tridimensional creadas a partir de tomografías computarizadas se utilizan como plantillas para modelos tridimensionales de elementos finitos. Las reconstrucciones superficiales tridimensionales iniciales son típicamente bastante ásperas y requieren edición significativa antes de que puedan ser importadas en una herramienta de Elemento Finito y engranadas con éxito como un modelo de elemento finito.(67)

- 2- Procesamiento de imágenes: Editar la imagen tridimensional es el paso más intensivo en tiempo en la construcción de modelos de elementos finitos de estructuras biológicas. El objetivo final del procesamiento de imágenes tridimensional es generar un modelo de superficie "hermético" que se pueda importar y manipular con éxito en diversos software, un ejemplo es el software FiniteElement. El aspecto más importante del proceso de simplificación de las imágenes tridimensionales implica suavizar y eliminar detalles en áreas seleccionadas del modelo. Las representaciones superficiales tridimensionales están compuestas de polígonos conectados y se refieren a menudo como los "modelos del polígono". Cuanto más polígonos contiene un modelo, mayor es su fiabilidad al objeto que representa y mayor es su tamaño. El procesamiento de imágenes es el aspecto más intenso en mano de obra en cuanto a la realización de análisis de elementos finitos de estructuras biológicas(a. Figura 4).(67)
- 3- Mallas:MEF utiliza un sistema complejo de puntos (nodos) y elementos, que hacen una rejilla llamada como malla. El tema básico de MEF es hacer cálculos a un número limitado (finito) de puntos e interpolar los resultados para todo el dominio (superficie o volumen). Cualquier objeto continuo tiene infinitos grados de libertad y no es posible resolver el problema en este formato. MEF reduce grados de libertad de infinito a

finito con la ayuda de discretización, es decir, mallado (nodos y elementos)(b. Figura 4).(67)

- 4- Malla bidimensional y tridimensional: El modelado bidimensional es comparativamente simple y permite que el análisis funcione en un ordenador relativamente normal, a veces tiende a producir resultados menos precisos. El modelado tridimensional produce resultados más precisos, pero sólo se puede ejecutar en los ordenadores más rápidos. Las formas de los elementos para los análisis bidimensionales son triangulares, cuadriláteros, y en tres dimensiones las formas del elemento de análisis son tetra, penta, hexa y pirámide (b. figura 4).(67)
- 5- Condiciones de los límites: La condición de los límites es la aplicación de la fuerza y la restricción. Diferentes maneras de aplicar fuerza y momento son la carga concentrada (en un punto o un solo nudo), fuerza en línea o borde, carga distribuida (fuerza que varía como ecuación), movimientos de flexión y pares. Después de fijar las condiciones de contorno, el software se ejecuta para determinar tensiones y tensiones usando análisis estático lineal y análisis no lineal (c. figura 4).(67)

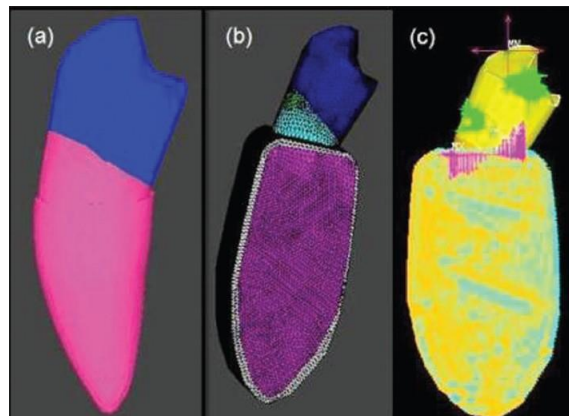


Figura 4: Pasos en el método de elementos finitos: (a) modelo 3D; (b) mallado; y (c) tensiones resultantes.(66)

El MEF se realiza para evaluar las tensiones que actúan sobre los materiales durante la función en la cavidad oral mediante la aplicación de diversas propiedades de material. Estos stress son normales o stress principales, los que actúan perpendiculares a la sección transversal y causan elongación o compresión

y tensión de cizalla que actúa paralela a la sección transversal y provoca distorsión (cambios en la forma original).(67)

Siempre que un cuerpo elástico se somete a cargas en sus 3 dimensiones, las tensiones se desarrollarán a lo largo del eje principal del cuerpo. Estas son los stress principales. Existen tres "stress principales" que pueden calcularse en cualquier punto, actuando en las direcciones x, y, z. Estos stress no deben exceder el límite de elasticidad del material. Hay una convención en enumerar los tres stress principales que hace el "primero" el máximo de los tres, y el "tercero" el mínimo, esto puede ser el esfuerzo máximo de la compresión (negativo), pero puede realmente ser una tensión positiva.(67)

- Máximo stress principal: da el valor del stress que es normal al plano en el que el stress de cizalla es cero. EL stress principal máximo le ayuda a entender el stress de tracción máximo inducido en la parte debido a las condiciones de carga.(67)

- Stress principal mínimo: actúa normalmente en el plano en el que el stress de cizalla es cero. Le ayuda a comprender el stress de compresión máximo inducido en la pieza debido a las condiciones de carga.(67)

- El estrés de Von Mises: El criterio de von Mises es una fórmula para calcular si la combinación de tensiones en un punto dado causará un fallo. El criterio de von Mises es una fórmula para combinar tres tensiones principales en una tensión equivalente, que se compara con la tensión elástica del material. El límite de elasticidad es una propiedad conocida del material y normalmente se considera para el esfuerzo de fallo. Si el "stress de von Mises" excede el límite de elasticidad, entonces se considera que el material está en la condición de fallo. La teoría de von Mises se utiliza para materiales dúctiles como los metales y evalúa las tensiones tanto en condiciones estáticas como dinámicas.(67)

Aplicaciones de MEF

MEF hace posible evaluar una estructura detallada y compleja en una computadora, durante la planificación de una estructura. La demostración en la

computadora de la fuerza adecuada de la estructura y la posibilidad de mejorar el diseño durante la planificación puede justificar el costo de este tipo de trabajo de análisis.(71)

En ausencia de MEF (u otro análisis numérico), el desarrollo de estructuras debe basarse únicamente en cálculos manuales. Para estructuras complejas, las suposiciones simplificadoras necesarias para hacer posibles cálculos pueden conducir a un diseño conservador y pesado. Un factor considerable de ignorancia puede permanecer en cuanto a si la estructura será adecuada para todas las cargas de diseño. Los cambios significativos en los diseños implican riesgos. Los diseños requerirán que se construyan prototipos y se prueben sobre el terreno. Las pruebas de campo pueden implicar costosas medidas de tensión para evaluar el stress y la deformación.(71)

Con MEF, el peso de un diseño puede ser minimizado, y puede haber una reducción en el número de prototipos construidos. Las pruebas de campo se utilizarán para establecer la carga en las estructuras, que pueden utilizarse para hacer futuras mejoras de diseño a través de AEF.(71)

Aplicaciones de MEF en la odontología

MEF se ha aplicado para la descripción de los cambios de forma en las estructuras biológicas en el área de crecimiento y desarrollo.(72) Conocer los valores fisiológicos del estrés alveolar que es importante para la comprensión de la remodelación ósea relacionada con el estrés y también proporciona una guía para el diseño de los implantes dentales.(73) El estudio de las tensiones producidas en el ligamento periodontal bajo diferentes condiciones de carga.(72,74) Se utiliza para mejorar el diseño de las restauraciones dentales.(75) Investigar la distribución del estrés en los dientes con preparación de la cavidad y preparación biomecánica durante el tratamiento del conducto radicular.(76)

Limitaciones de MEF

Los métodos de elementos finitos son extremadamente versátiles y potentes y pueden permitir a los diseñadores obtener información sobre el

comportamiento de estructuras complicadas con una carga casi arbitraria. A pesar de los avances significativos que se han hecho en el desarrollo de paquetes de elementos finitos, los resultados obtenidos deben ser cuidadosamente examinados antes de que puedan ser utilizados.(71)

La limitación más significativa de MEF es que la exactitud de la solución obtenida es usualmente una función de la resolución de la malla. Cualquier región de stress altamente concentrado, como alrededor de puntos de carga y soportes, debe analizarse cuidadosamente con el uso de una malla suficientemente refinada. Además, hay algunos problemas que son inherentemente singulares (los estreses son teóricamente infinitos). Se deben realizar esfuerzos especiales para analizar tales problemas.(71)

Una preocupación adicional para cualquier usuario es que debido a que los paquetes actuales pueden resolver tantos problemas sofisticados, existe una fuerte tentación de "resolver" problemas sin hacer el trabajo duro de pensar a través de ellos y comprender las mecánicas subyacentes y las aplicaciones físicas. Los paquetes de elementos finitos modernos son herramientas poderosas que se han vuelto cada vez más indispensables para el diseño y análisis mecánicos. Sin embargo, también hacen que sea fácil para los usuarios a cometer grandes errores.(71)

Es por esto que el primer paso, la confección de un modelo en 3D es primordial para iniciar un estudio de este tipo, por lo tanto es válido preguntarse ¿es factible crear un modelo en 3D de un diente unirradicado anterior y modificarlo hasta crear un modelo en 3D con tratamiento de endodoncia y apicectomía?

Objetivos

General:

Crear un modelo de diente anterior unirradicado en 3 dimensiones, a partir de una tomografía axial computada, para la realización a futuro de un estudio de elementos finitos en diente sometidos a cirugía apical, con el fin de determinar si el tamaño de la apicectomía influye en la resistencia mecánica del diente.

Específicos:

- Crear un modelo dentario que permita diferenciar los distintos tejidos del diente.
- Crear un modelo de diente con tratamiento de endodoncia a partir de un modelo en 3 dimensiones de un diente anterior unirradicado, para compararlo con un diente anterior unirradicado sano y un diente anterior unirradicado con apicectomía.
- Crear un diente con endodoncia y apicectomía de 3 mm a partir de un modelo en 3 dimensiones de un diente anterior unirradicado con endodoncia, para compararlo con un diente anterior unirradicado sano y un diente anterior unirradicado con endodoncia.

Hipótesis

La apicectomía influye directamente en la distribución del estrés sobre tejido óseo circundante y el ligamento periodontal cuando el diente es sometido a fuerzas oclusales fisiológicas

Materiales y método

El estudio se realizó entre marzo 2018 y diciembre de 2018, y fue aprobado y monitoreado por el Comité de Ética de Investigación de la Universidad de Valparaíso

Construcción de modelos tridimensionales

Los procedimientos para construir el modelo de elementos finitos en 3D, se hizo en base a una tomografía computarizada (TC): la adquisición de se realizó con un escáner Planmeca en el régimen de 90 kV, 14 mA, una matriz de 801 x 801 x 461, lo que da como resultado un tamaño de píxel de 0.200 mm (Fig. 5)

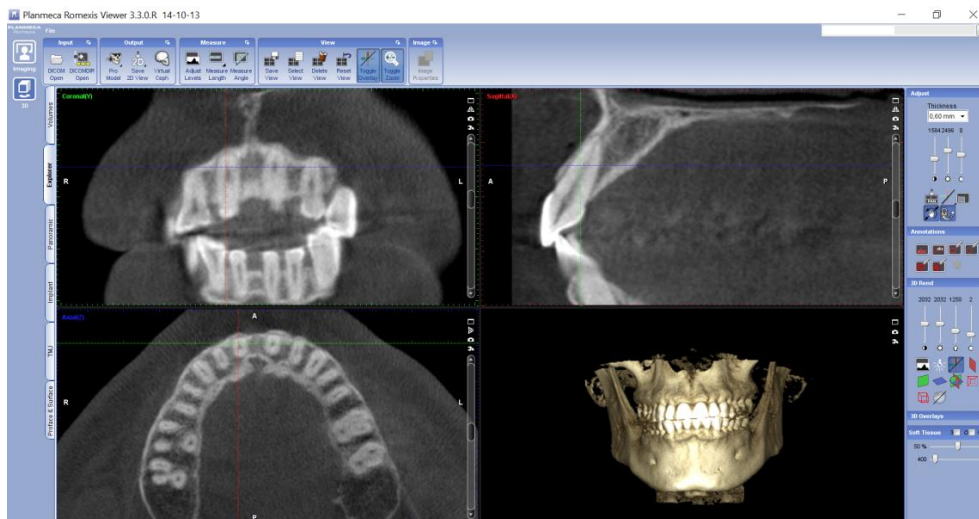


Figura 5: Tomografía computarizada del paciente voluntario

Un voluntario de 31 años de sexo masculino proporcionó el consentimiento informado por escrito para participar en el estudio. Las imágenes de la tomografía computada se importó al software MimicsResearch 19.0. A partir de este punto se realizó la segmentación, que es un proceso que consistió en la separación del objeto de interés de otras estructuras anatómicas adyacentes en diferentes grupos o máscaras, como esmalte, dentina, pulpa y hueso cortical y esponjoso, de acuerdo con sus radiodensidades expresadas en unidades de Hounsfield y ubicación. Después de la segmentación de las estructuras anatómicas de las imágenes bidimensionales TC, las isocurvas se exportaron al formato inicial de

Standard TriangleLanguage (STL) para que pudieran importarse a programas de diseño e ingeniería asistidos por computadora

Estas isocurvas se importaron en el Autodesk MeshMixer V 3.4.35. El incisivo superior central izquierdo (pieza 2.1) se definió como el modelo para este análisis, con la creación de una Ligamento Periodontal con un grosor de 0,2 mm a partir de isocurvas de dentina (Fig. 6), esto porque era imposible generar la imagen de esta estructura a partir de la TC. También se importaron las isocurvas de huesos corticales y esponjosos, con su espesor mesiodistal de 6 mm y distal de 7 mm.

A partir de las isocurvas de las estructuras anatómicas, se generaron las superficies de cada una de ellas (Fig.7). Las Figuras 7 y 8 ilustran las superficies del 3D modelo completo. Las estructuras anatómicas que componen el incisivo central se separaron en diferentes grupos para considerar todas las estructuras orales en nuestro estudio, debido a su importancia según lo sugerido por Rees et al.(77) para la aplicación de sus propiedades mecánicas respectivas. La capa de cemento no se consideró en el modelo debido a su pequeño espesor y propiedades que son similares a la dentina; por lo tanto, no fue necesario modelar el cemento aparte de la estructura de la dentina.(78–80) Para modelar el diente como una sola unidad, se asumió que las interfaces entre las estructuras estaban perfectamente unidas.

Conformación de la malla 3D y asignación de materialidad de las estructuras

A partir de las superficies construidas de las estructuras dentales, las mallas superficiales se generaron con un elemento triangular lineal (Fig. 9). Se generó una malla volumétrica con topología de elementos tetraédricos de segundo grado (Fig. 10) El grado de discretización del modelo se estableció a partir de los estudios de convergencia de los resultados en modelado computacional (computadora de 2.4 GHz de 20 GB RAM) para garantizar que se haya generado una densidad de malla de elementos finitos adecuada. De esta forma, se comprobó que el sistema describía de forma realista la geometría anatómica.

Posteriormente, se consideró una fase física, en la que se asignaron las condiciones de contorno o la fijación del modelo, las características de las fuerzas de carga que se aplicaron y las propiedades atribuidas a los elementos de malla.

La superficie nasal del del modelo del incisivo se tomó en cuenta en el modelo anclado (Fig. 7). Sin embargo, debido a que el modelo representa solo el incisivo central superior, se consideraron condiciones de restricción de movimientos con extremos fijos en las extremidades mesiales y distales de los nódulos, esto se hizo en los huesos corticales y esponjosos del modelo 3D y se evaluaron de cada lado por la longitud equivalente, contacto de sección transversal área, módulo de Young y número de nodos. El propósito de estas restricciones era representar la rigidez de la estructura no presente (estamos en presencia de un modelo cortado), reproduciendo así las reacciones generadas por la estructura restante (figura 7).(81)

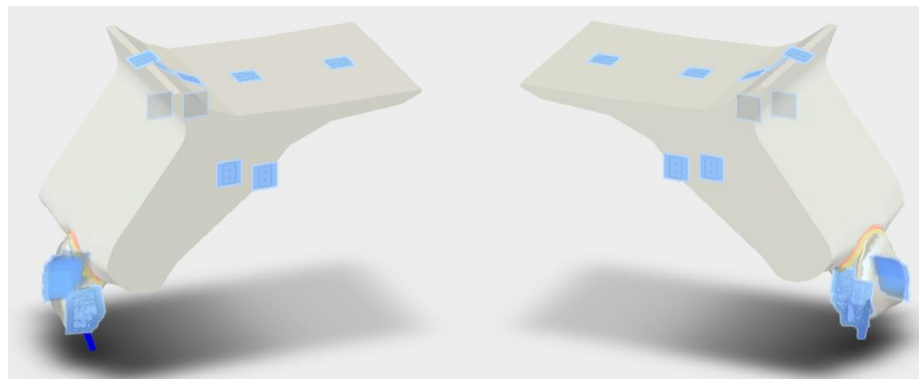


Figura 7: Condiciones de restricción de hueso alveolar: superficie nasal, mesial y distal. Condiciones de restricción por mesial y distal del diente, simulando puntos de contacto

Se desarrollaron tres modelos diferentes, siguiendo el curso desde un diente sano, diente con tratamiento de endodoncia y un diente con cirugía y resección apical. En los tres modelos se evaluaron los factores del tratamiento en la respuesta biomecánica de la estructura dentaria y el ligamento periodontal.

En todos los grupos, se seguirá la pauta de movimientos oclusales sugeridos por Poiate et. Al (80). Los movimientos se programarán con una carga oclusal dividida equitativamente entre 12 nodos en un área de $0.6 \cdot 1.2$ mm (Figura 8) y una intensidad de carga de 100 N(80,82–85), que representaba la fuerza estándar durante la función masticatoria en un incisivo central superior sano. La carga se aplicará en un ángulo de 130° al eje principal del diente (Figura 11) (86,87), con la intención de simular el contacto oclusal con el diente antagonista con una amplitud media dentro de los límites normales.

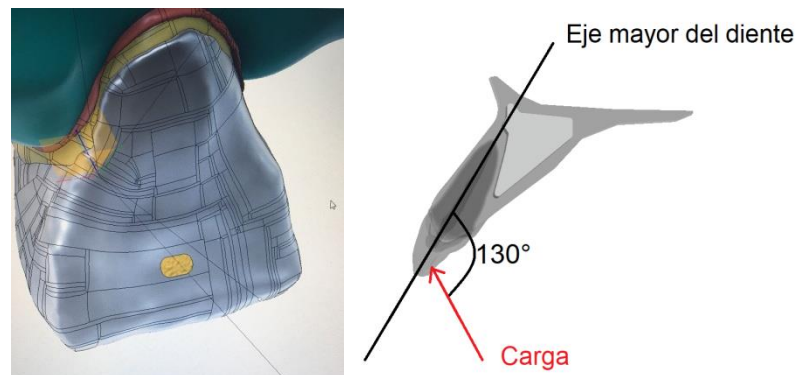


Figura 8: Izquierda, área de contactos oclusales – Derecha, ángulo de la carga de 100N

Se realizarán algunas hipótesis para facilitar el análisis (elástico lineal) y para tener en cuenta la falta de conocimiento sobre el comportamiento del material y la estructura representada (homogénea e isotrópica). Se supondrá que cada una de las estructuras del modelo son homogéneas, isotrópicas y tienen un comportamiento elástico lineal caracterizado por dos propiedades físicas, el módulo de Young (E) y la relación de Poisson (ν).

Luego en el software Autodesk fusión 360 v 2.0.4285, se le otorgará a cada tejido y material las propiedades de módulos de elasticidad y la relación de Poisson (tabla n° 1), parahacer el análisis de elementos finitos. El software, que se utilizará en el procesamiento, también se utilizará para la visualización y evaluación de los resultados.

Material	Modulo de elasticidad (Gpa)	Poisson ratio	Referencias
Dentina	18,6	0,31	(85)
Esmalte	41	0,30	(88)
Ligamento periodontal	0,05	0,49	(89)
Hueso cortical	13,7	0,30	(85)
Hueso trabecular	1,37	0,30	(85)
Pulpa	0,00207	0,45	(88)
Gutapercha	0,00069	0,45	(89)
Resina compuesta	11	0,308	(90,91)
MTA	22,4	0,25	(92)
Fuji IX, vidrio ionomero	5.7	0,305	(93,94)

Tabla n°1: Propiedades de módulos de elasticidad y la relación de Poisson de tejidos y materiales

Resultados

Se obtuvieron los 3 modelos que se describen a continuación

➤ Modelo 1

El primer modelo (Figura 9) se realizó con las condiciones de un diente incisivo sano. De este modelo inicial se obtuvieron las otras 2 situaciones para este estudio, el diente con endodoncia (Figura 10) y un diente con endodoncia y apicectomía (Figura 11), las cuales se detallan a continuación:

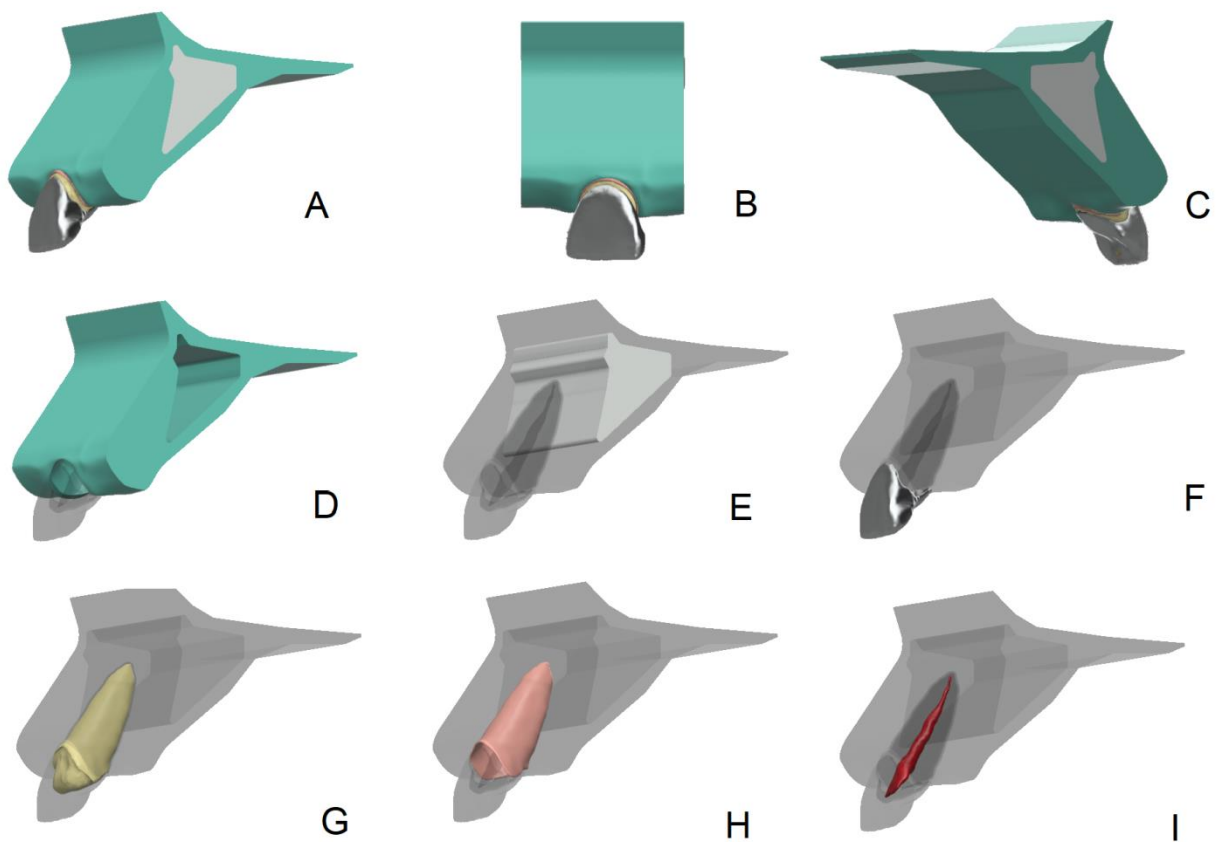


Figura 9: Diente incisivo sano. (A) vista vestibulo distal, (B) vista vestibular, (C) vista palato mesial, (D) hueso cortical, (E) hueso esponjoso, (F) esmalte, (G) dentina, (H) ligamento, (I) pulpa

➤ **Modelo 2**

Del modelo de diente sano se generó un modelo de un diente con tratamiento de endodoncia convencional (figura 10). Se realizó la confección de una cavidad de acceso triangular por la cara palatina y se alisaron las paredes internas, simulando un tratamiento con limas, finalmente se simuló la obturación con gutapercha del conducto, el sellado de la endodoncia con vidrio ionómero 1 mm bajo el límite amelocementario y la restauración de la cavidad coronaria con un núcleo de resina.

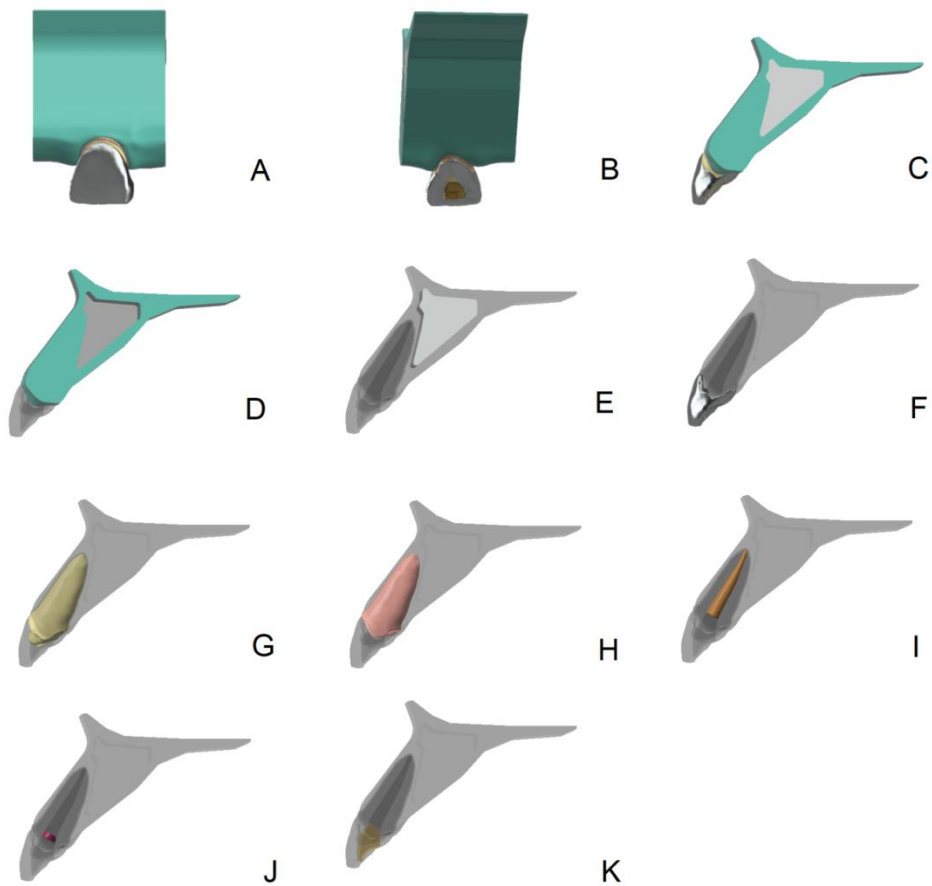


Figura 10: Diente con endodoncia. (A) vista vestibular, (B) vista palatina, (C) vista distal, (D) hueso cortical, (E) hueso esponjoso, (F) esmalte, (G) dentina, (H) ligamento, (I) obturación del canal radicular con gutapercha, (J) sellado de gutapercha con vidrio ionómero, (K) restauración palatina de resina compuesta

➤ **Modelo 3**

Al modelo de diente con tratamiento de endodoncia se le realizó virtualmente la resección apical de 3 mm de la raíz y se simuló la retro obturación apical con MTA (Figura 11). No se hizo osteotomía, ya que se pensó en la representación de un diente con el hueso cicatrizado post procedimiento.

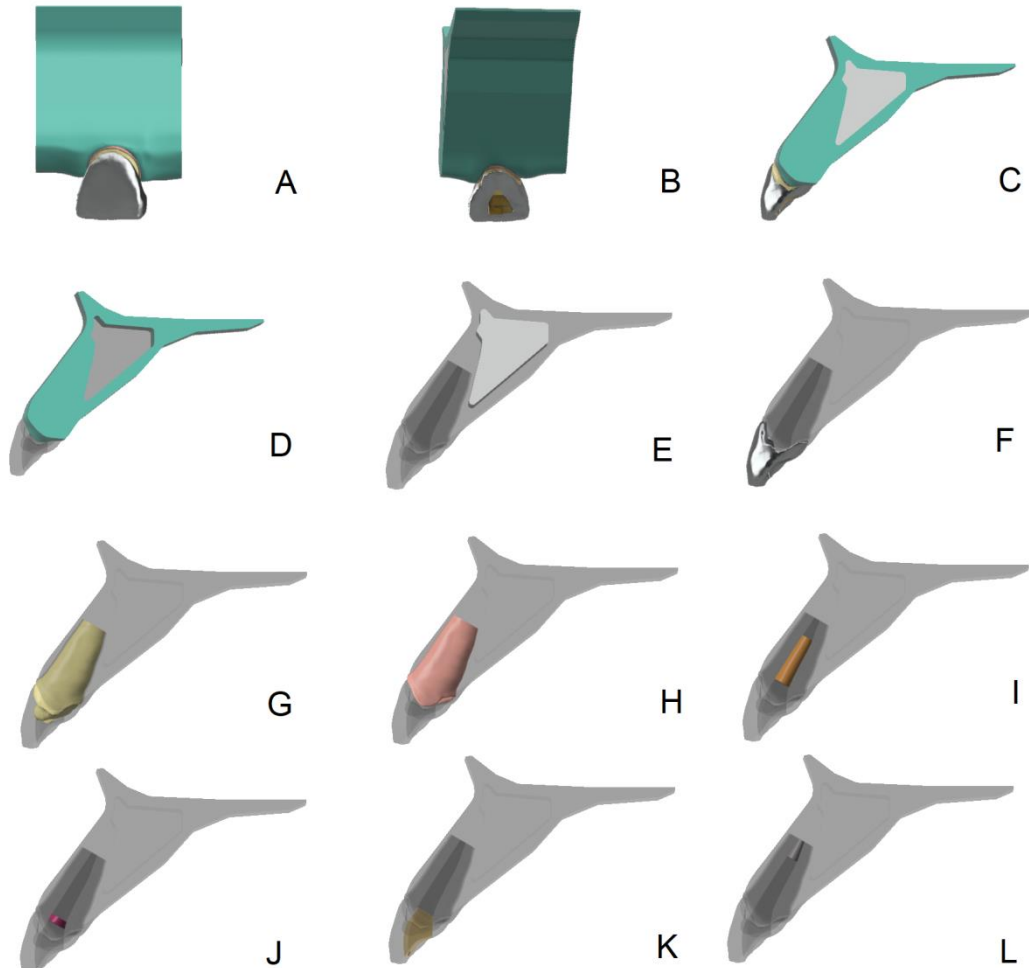


Figura 11: Diente con endodoncia y apicectomía. (A) vista vestibular, (B) vista palatina, (C) vista distal, (D) hueso cortical, (E) hueso esponjoso, (F) esmalte, (G) dentina, (H) ligamento, (I) obturación del canal radicular con gutapercha, (J) sellado de gutapercha con vidrio ionómero, (K) restauración palatina de resina compuesta, (L) retro obturación apical con MTA

Discusión

Los principales cambios en la biomecánica de dientes tratados con endodoncia se atribuyen a la pérdida de tejido después de una lesión de caries, fractura o preparación de una cavidad, incluida la cavidad de acceso antes de la terapia endodóntica. La pérdida de la estructura del diente durante la preparación conservadora de la cavidad de acceso afecta la rigidez del diente en solo un 5%;(105) la influencia de la posterior instrumentación y obturación del canal condujo a una reducción en la resistencia a la fractura(105) o pareció tener poco efecto en la biomecánica dental.(106) Lógicamente, la preparación del canal debería afectar la biomecánica dental proporcional a la cantidad de tejido extirpado y posiblemente se vería modificada por la alteración estructural desencadenada por irrigantes endodónticos.(99–104)

Las fallas biomecánicas de los dientes no vitales restaurados hoy en día siguen siendo un problema crítico en la odontología restaurativa y protésica. Aparte de las meras complicaciones endodónticas o prostodónticas, tales fallas involucran microfiltraciones, lesiones de caries, fisuras y fracturas de la raíz. En tal situación, se requerirá el reemplazo de la restauración, como mínimo, o la extracción del diente. Las decisiones de los profesionales con respecto a la selección de materiales y técnicas de restauración se ven dificultadas por el número de opciones existentes; De hecho, casi todos los materiales dentales se han utilizado hasta ahora para la restauración de dientes tratados endodónticamente, empleando técnicas directas o indirectas. Además, la literatura relacionada señala la falta de estándares clínicos aceptados y el consenso con respecto a la forma óptima de restaurar los dientes no vitales.(107,108) En realidad, las múltiples opciones de los métodos de evaluación conducen a conclusiones contradictorias, principalmente porque los protocolos de investigación generalmente exploran solo un aspecto del comportamiento de restauración o es de mala calidad metodológica.(109)

En el caso de la resección del extremo radicular, nos enfrentamos a parámetros tales como la pérdida de tejido de la corona preexistente,

generalmente como consecuencia de la progresión de la caries o la preparación de la cavidad, la cavidad de acceso endodóntico, el tratamiento quimiomecánico del conducto radicular, el relleno del conducto radicular, el acortamiento de la raíz después de la apicectomía.(110)

La MEF se ha utilizado en el campo de la odontología y la endodoncia para la evaluación numérica de las propiedades biomecánicas de los dientes cuyos parámetros no pueden medirse directamente durante la carga de masticación oclusal.(47) Ya que es difícil evaluar los diferentes parámetros de un diente no vital, frente a un tratamiento restaurador, la modelación de elementos finitos nos trae una ventaja crucial ya que permite: cuantificar y visualizar la distribución de estrés dentro del diente restaurado, sin la influencia de variables inherentes a los materiales biológicos.(47)

Sin embargo, no se pueden evitar las simplificaciones de los modelos del MEF. De hecho, en la mayoría de los estudios de MEF de 2 o 3 dimensiones, la dentina y el esmalte se modelan como sustratos isotrópicos, homogéneos, linealmente elásticos(75,112–114) a pesar de su anisotropía anatómica intrínseca (túbulos y prismas) y las variaciones subsiguientes en la dureza y el comportamiento elástico.(75,114,115) En realidad, las propiedades elásticas (módulo de Young y relaciones de Poisson) de la dentina peritubular e intertubular son muy diferentes. Sin embargo, esta anisotropía es a escala microscópica, mientras que el modelo dental es más macroscópico;(116) por lo tanto, modelar la dentina como un continuo isotrópico afortunadamente no es totalmente erróneo. Sin embargo, algunos estudios de análisis de elementos finitos han tomado en consideración el efecto de la anisotropía del esmalte.(117,118) El comportamiento bajo estrés de algunos materiales restauradores también debe simplificarse. También se supone que las interfaces son continuas,(85,113,119) una suposición que no es realista, incluso para las técnicas de adhesión.(120) Actualmente, los estudios de FEM son incapaces de simular la dinámica y la complejidad de la función masticatoria cíclica.(121)

Lertchirakarn 2003 modeló raíces de incisivos mandibulares en 3 dimensiones y correlacionó el análisis de elementos finitos con mediciones de estrés y patrones de fractura de tejidos naturales; demostró que la curvatura de la raíz es más influyente que la anatomía transversal de la raíz con respecto al patrón de fractura y la concentración de estrés. También encontró que las tensiones de tracción aumentan en la superficie proximal en relación con el grosor de la dentina.(122,123)

Poiate el 2009, en un estudio de diente unirradicado con MEF, recalca la importancia de la modelación del ligamento periodontal en la distribución del estrés. Por lo tanto, la determinación de la magnitud, naturaleza, y la dirección de las cargas masticatorias disipadas por el ligamento periodontal es crítica para la comprensión del comportamiento biológico del aparato de acoplamiento en condiciones normales y enfermas. Los hallazgos de este estudio pueden ser importantes para refinar la comprensión de las respuestas fisiológicas del ligamento periodontal desde las perspectivas biomecánica y biológica, permitiendo perspectivas adicionales sobre las interacciones entre las cargas mecánicas generadas por la actividad masticatoria y los aspectos funcionales del ligamento(80)

Un estudio de Iliescu el 2013, utilizó la MEF y evaluó cargas oclusales en dientes unirradicados anteriores con apicectomía. Utilizaron dos cargas con 100N y 300N, en el caso de carga con la fuerza $F1 = 100N$, los valores de las deformaciones no influyen en la resistencia biomecánica del diente, independientemente de la dirección espacial en que se expresan (lingual, vertical o mesio distal), en relación con el otro caso de carga de caso con una fuerza mayor $F2 = 300N$ las deformaciones de la estructura en dirección vertical y mesio distal ya no se pueden descuidar, porque están en el rango de décimas de milímetro y pueden causar fallas en la estructura dental.(110)Iliescu no realizó el modelo a partir de un conebeam, lo hizo por medio parámetros de un diente standard y no consideró al ligamento como parámetro válido para el estudio.(110).

Jang el año 2015, modeló un diente uniradiculado con apicectomía en diversas situaciones. Como era de esperar, el principal evento que aumentó los valores distribución de estrés y de desplazamiento dental fue la apicectomía. Sin embargo, los parámetros mejoraron después de la curación ósea periapical, lo que resultó en un en una disminución leve del desplazamiento y la distribución de estrés, esto en comparación con el modelo de periodontitis apical. Este resultado indica que la movilidad aumentada después de la microcirugía endodóntica podría reducirse a medida que el hueso periapical se regenera. Por lo tanto, la curación periapical adecuada es un componente esencial en la microcirugía endodóntica, no solo para el éxito endodóntico sino también para el restablecimiento biomecánico.(124)Así mismo, Jang no presentó en su modelación restricciones de movimiento al momento de describir la ejecución de la modelación.(124)

De los anteriores, Poiate fue el que, sin tener un modelo con apicectomía, el que más se acercó a la realidad con su modelo, donde la descripción de como generó el modelo y las condiciones de los movimientos fue la más completa(80)El modelo generado en este estudio siguió pautas similares a las de Poiate(80) en todo el proceso. Además se puede apreciar que de los diferentes modelos, de los diferentes estudios, el generado en éste junto con el de Poiate(80) son los que se acercan mas a la realidad, incluso en la modelación del ligamento periodontal, no en su comportamiento anisotrópico, sino que en su dimensión.

Los tres modelos obtenidos en este estudio pueden ser ideales para generar un estudio de MEF en un a segunda fase, esto con el fin de analizar lo que provocan las cargas oclusales anteriores en incisivos centrales y el aparato de inserción, como: distribución de estrés y microdesplazamientos.

Conclusiones

- Se logró crear un modelo de diente anterior unirradicado por medio de una tomografía axial computada, además que se pudo diferenciar los distintos tejidos del diente.
- Se creó un modelo de diente con tratamiento de endodoncia a partir de un modelo en 3 dimensiones de un diente anterior unirradicado, para compararlo con un diente anterior unirradicado sano y un diente anterior unirradicado con apicectomía.
- Se creó un diente con endodoncia y apicectomía de 3 mm a partir de un modelo en 3 dimensiones de un diente anterior unirradicado con endodoncia, para compararlo con un diente anterior unirradicado sano y un diente anterior unirradicado con endodoncia.

Bibliografía

1. Eleazer PD, Glickman GN, Mcclanahan SB, Webb TD, Justman BC, Liaison B. Glossary of Endodontic Terms. AAE. 2012;1–52.
2. AAE. Glossary of terms [Internet]. Available from:
<http://www.aae.org/patients/your-office-visit/glossary-of-terms.aspx>
3. de Chevigny C, Dao TT, Basrani BR, Marquis V, Farzaneh M, Abitbol S, et al. Treatment Outcome in Endodontics: The Toronto Study-Phase 4: Initial Treatment. J Endod. 2008;34(3):258–63.
4. Gay-Escoda C, Peñarrocha M, Berini L. Lesiones periapicales. In: Cirugia Bucal. Madrid: Ergon; 1999. p. 749–80.
5. Dorland. Dorland's Illustrated Medical Dictionary. 32nd ed. Saunders, editor. Elsevier Ltd; 2012. 2176 p.
6. Contemporary C, Endodontic E, Procedural P, Advancements A, Treatment T, Planning P, et al. Endodontics awareness campaign launched. Br Dent J. 2011;210(6):255.
7. Barkhordar RA. Sealing ability of intermediate restorations and cavity design used in endodontics. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1990;99–101.
8. Winstock D. Apical disease: an analysis of diagnosis and management with special reference to root lesion resection and pathology. Ann R Coll Surg Engl. 1980;62(3):171–9.
9. Grossman LI. Endodontics: A peep into the past and the future. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol. 1974;37(4):599–608.
10. Sumi Y, Hattori H, Hayashi K, Ueda M. Ultrasonic root-end preparation: Clinical and radiographic evaluation of results. J Oral Maxillofac Surg. 1996;54(5):590–3.
11. Cohn S. When all else fails, standerize. Aust Endod J. 1998;24(3):128–9.

12. Kim S, Kratchman S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review. *J Endod.* 2006;32(7):601–23.
13. Weng XL, Yu S Bin, Zhao SL, Wang HG, Mu T, Tang RY, et al. Root Canal Morphology of Permanent Maxillary Teeth in the Han Nationality in Chinese Guanzhong Area: A New Modified Root Canal Staining Technique. *J Endod* [Internet]. 2009;35(5):651–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.02.010>
14. Baugh D, Wallace J. The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review of the literature. *J Endod.* 2005;31(5):333–40.
15. Peters OA, Fied MS. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *J Endod.* 2004;30(8):559–67.
16. Kang M, In Jung H, Song M, Kim SY, Kim HC, Kim E. Outcome of nonsurgical retreatment and endodontic microsurgery: a meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2015;19(3):569–82.
17. Floratos S, Kim S. Modern Endodontic Microsurgery Concepts: A Clinical Update. *Dent Clin North Am.* 2017;61(1):81–91.
18. Nair PN. New perspectives on radicular cysts: do they heal? *Int Endod J.* 1998;31(3):155–60.
19. Nair PNR. on the Causes of Persistent Apical Periodontitis-a Review With Color Picture.Pdf. *Int Endod J.* 2006;39:249–81.
20. Lin LM, Ricucci D, Lin J, Rosenberg PA. Nonsurgical Root Canal Therapy of Large Cyst-like Inflammatory Periapical Lesions and Inflammatory Apical Cysts. *J Endod* [Internet]. 2009;35(5):607–15. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.02.012>
21. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031–43.

22. RUDDLE C. Nonsurgical Retreatment. *J Endod* [Internet]. 2004;30(12):827–45. Available from:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239905600581>
23. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *Int Endod J*. 2010;43(5):424–9.
24. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal. *Int Endod J*. 2010;43(11):1047–53.
25. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. A Microcomputed Tomography Scanning Study of Root Canal Space: Changes after the Ultrasonic Removal of Fractured Files. *J Endod* [Internet]. 2009;35(1):125–8. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2008.10.005>
26. Gutmann JL. Surgical endodontics : past , present , and future. 2014;29–43.
27. Gilheany P a, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *J Endod*. 1994;20(1):22–6.
28. Velvart P, Ebner JP. Comparison of papilla healing following sulcular full-thickness flap and papilla base flap in endodontic surgery. 2003;(April):1–7. Available from: <papers3://publication/uuid/F0E8E3D0-7E95-4BA7-9D2F-BED14DF7A4A8>
29. Velvart P. 2002-453_Papilla base incision a new approach to recession-free healing of the interdental papilla. 2002;1–8. Available from:
<papers2://publication/uuid/2001998F-8D36-45EB-8AB3-BA38682D6D92>
30. Rubinstein R, Kim S. Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and super-EBA as root-end filling material. *J Endod* [Internet]. 1999;25(1):43–8. Available from:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239999803410>

31. Pecora GE, Pecora CN. A new dimension in endo surgery: Micro endo surgery. *J Conserv Dent*. 2015;18(1):7–14.
32. Stropko JJ, Doyon GE, Gutmann JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. *Endod Top* [Internet]. 2005;11(1):131–51. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1601-1546.2005.00158.x>
33. Bernardes RA, de Moraes IG, Garcia RB, Bernardineli N, Baldi J V., Victorino FR, et al. Evaluation of Apical Cavity Preparation With a New Type of Ultrasonic Diamond Tip. *J Endod*. 2007;33(4):484–7.
34. Liu Z, Zhang D, Li Q, Xu Q. Evaluation of root-end preparation with a new ultrasonic tip. *J Endod* [Internet]. 2013;39(6):820–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2013.03.004>
35. Lin C-P, Chou H-G, Kuo J-C, Lan W-H. The quality of ultrasonic root-end preparation: A quantitative study. *J Endod* [Internet]. 1998;24(10):666–70. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239998801520>
36. Aziz A, Chandler NP, Hauman CHJ, Leichter JW, McNaughton A, Tompkins GR. Infection of apical dentin and root-end cavity disinfection. *J Endod* [Internet]. 2012;38(10):1387–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.06.034>
37. Khayat A, Lee S, Torabinejad M. Human Saliva Penetration of Coronally Unsealed Obturated Root Canals. *J Endod*. 1993;19(9):458–61.
38. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1996;12(4):161–78.
39. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: A review. *Aust Endod J*. 2008;34(1):30–5.

40. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 1999;25(3):197–205.
41. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J*. 2013;46(7):632–41.
42. Fkg. PRESS RELEASE, TotalFill BC Sealer [Internet]. 2013. Available from: http://www.fkg.ch/sites/default/files/fkg_totalfill_press_release_en_0.pdf
43. Maddalone M, Gagliani M. Periapical endodontic surgery: A 3-year follow-up study. *Int Endod J*. 2003;36(3):193–8.
44. Zuolo ML, Ferreira MO, Gutmann JL. Prognosis in periradicular surgery: a clinical prospective study. *Int Endod J* [Internet]. 2000;33(2):91–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11307456>
45. RUBINSTEIN R, KIM S. Long-Term Follow-Up of Cases Considered Healed One Year After Apical Microsurgery. *J Endod* [Internet]. 2002;28(5):378–83. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239905604980>
46. Tsesis I, Faivishevsky V, Kfir A, Rosen E. Outcome of Surgical Endodontic Treatment Performed by a Modern Technique: A Meta-analysis of Literature. *J Endod* [Internet]. 2009;35(11):1505–11. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.07.025>
47. Dietschi D, Bouillaguet S, Sadan A. Restoration of the endodontically treated tooth. In: Hargreaves K, Cohen S, editors. *Cohen's pathways of the pulp*. 10th ed. St. Louis: Mosby-Elsevier; 2011. p. 777–807.
48. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J*. 2006;39(3):226–37.
49. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH-M. Impact of Endodontic

Treatments on the Rigidity of the Root. *J Dent Res* [Internet]. 2006;85(4):364–8. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910608500416>

50. Ou KL, Chang CC, Chang WJ, Lin CT, Chang KJ, Huang HM. Effect of damping properties on fracture resistance of root filled premolar teeth: A dynamic finite element analysis. *Int Endod J*. 2009;42(8):694–704.
51. Grande NM, Plotino G, Lavgogna L, Ioppolo P, Bedini R, Pameijer CH, et al. Influence of Different Root Canal-Filling Materials on the Mechanical Properties of Root Canal Dentin. *J Endod*. 2007;33(7):859–63.
52. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: A finite elemental stress analysis study. *Int Endod J*. 2011;44(9):817–26.
53. Johnson B, Fayad M, Witherspoon D. Periradicular surgery. In: Hargreaves K, Cohen S, editors. *Cohen's pathways of the pulp*. 10th ed. St. Louis: Mosby-Elsevier; 2011. p. 720–76.
54. Arens DE, Gluskin AH, Peters CI. Practical Lessons in Endodontic. In: *Practical lessons in endodontic surgery*. Chicago: Quintessence Books; 1998. p. 93–8.
55. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2005;93(6):559–62.
56. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Al E. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Ch. Quintessence Pub. Co; 1997. 85-192 p.
57. McGuire MK. Prognosis versus actual outcome: a long-term survey of 100 treated periodontal patients under maintenance care. *J Periodontol* [Internet]. 1990;62(1):51–8. Available from: <http://www.joponline.org/doi/abs/10.1902/jop.1991.62.1.51>
<http://www.joponline.org/doi/abs/10.1902/jop.1991.62.1.51>
58. S E, S L, C L. Radiographic study of alveolar bone height related to tooth

and root length. *Swed Dent J.* 1986;169–72.

59. Geramy A. Apical Third Morphology and Intrusive Force Application : 3D Finite Element Analysis. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2007;4(3):1–5.
60. Craig R, Powers J. *Restorative Dental Materials.* 11th ed. Mosby, editor. St Louis, Missouri: Elsevier; 2002. 110-111 p.
61. Thresher RW. THE STRESS ANALYSIS OF HUMAN TEETH ". *J Biomech.* 1973;6:443–9.
62. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss : A literature review. *J o f Dent* 36. 2008;36:759–66.
63. Tajima K, Chen K, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. 2009;28(2).
64. Geramy A, Sharafoddin F. Abrfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* 2003;34:526–33.
65. Hall W, Keynes M. Introduction to finite element analysis [Internet]. University TO, editor. The Open University; 2016. 1-66 p. Available from: <http://www.open.ac.uk/postgraduate/modules/t804>
66. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21(10):425–32.
67. Anand KM, Suhail S, Krishna VM, Bc S, Rajesh M, Meera A, et al. Finite Element Analysis in Dentistry. 2014;(8):12–7.
68. Motta AB, Pereira LC, Cunha ARCC. Finite Element Analysis in 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth. *ABAQUS Users' Conf.* 2006;329–43.
69. Anusavice K., Shen C, Rawls H. *Phillips' Sciencice of Dental Materials.* 12th ed. St Louis, Missouri: Elsevier; 2013.

70. Kishen A, Ramamurthy U, Asundi A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. 2000;
71. Shricar D, Harshada S. Finite Element Analysis : Basics And Its of Dental Sciences. Indian J Dent Sci. 2015;4(1):60–5.
72. Takeshita S, Sasaki A, AS P, Moss M, Tanne K. The nature of human craniofacial growth studied with finite element analytical approach. Clin Orthod Res. 2001;148–60.
73. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. J Dent Res. 1983;155–9.
74. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of Physiologic Stresses with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure. J Dent Res May. 1981;873–7.
75. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil. 1999;26:157–64.
76. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. 2006;931–9.
77. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study. Eur J Oral Sci. 2003;111(2):149–54.
78. Durand L, Guimaraes J, Monteiro Junior S, Baratieri L. Modeling and validation of a 3D premolar for finite element analysis. Rev Odontol da UNESP. 2016;45(1).
79. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Atieh MA, Swain M V. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. J Prosthodont. 2013;22(7):550–5.

80. Poiate IAVP, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-Dimensional Stress Distribution in the Human Periodontal Ligament in Masticatory, Parafunctional, and Trauma Loads: Finite Element Analysis. *J Periodontol* [Internet]. 2009;80(11):1859–67. Available from: <http://www.joponline.org/doi/10.1902/jop.2009.090220>
81. Moroni F. *Análisis Numérico Del Micromovimiento De Distintos Tipos De Supraestructura E Implantes Dentales Sometidos a Carga Inmediata*. Universidad de Chile; 2013.
82. Albuquerque RC, De Abreu Polleto LT, Fontana RHBTS, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil*. 2003;30(9):936–43.
83. Sun L, Wu X, Li Y, Lin Z, Xu D, Lin X, et al. Comparative analysis of the stress distribution in five anatomical types of maxillary central incisor. *Technol Heal Care*. 2017;25(S1):53–62.
84. Ho M-H, Lee S, Chen H-H, Lee M-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1994;72(4):367–72. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002239139490555X>
85. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996;75(2):140–7.
86. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):529–36.
87. Marković D, Petronijević B, Blažić L, Šarčev I, Atanacković T. Bond Strength Comparison of Three Core Build-Up Materials Used To Restore Maxillary Incisor Teeth. *Contemp Mater* [Internet]. 2011;2(1):62–8. Available from: <http://www.savremenimaterijali.info/index.php?idsek=63>
88. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. *Clinical Science: Stress*

Analysis of the Human Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82–6.

89. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997;18(14):995–9.
90. MatWeb. 3M Filtek™ Z250 Universal Restorative Dental Composite [Internet]. Available from: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=d7363c004f0f48f69aac00598c32d7c4&ckck=1>
91. Chung SM, Yap AUJ, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* 2004;25(13):2455–60.
92. Haecker CJ, Garboczi EJ, Bullard JW, Bohn RB, Sun Z, Shah SP, et al. Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. *Cem Concr Res.* 2005;35(10):1948–60.
93. INC" "CG AMERICA. RESTAURATIVOS GC Fuji IX GP Cápsula [Internet]. p. 1–2. Available from: <http://www.gclatinamerica.com/images/cat3/24/pdf/Catálogos/Fuji IX GP Capsule.pdf>
94. Akinmade AO, Nicholson JW. Poisson ' s ratio of glass-polyalkenoate (" glass-ionomer ") cements determined by an ultrasonic pulse method. *J Mater Sci Mater Med.* 1995;6:483–5.
95. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458–67.
96. Huang TJG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209–15.

97. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1981;7(9):421–2.
98. Sedgley CM, Messer HH. 11. Sedgley CM and Messer HH - Are endodontically treated teeth more brittle - *J Endo* 1992 332-335.pdf. *J Endod.* 1992;18(7):332–5.
99. Grigoratos D, Knowles J, Ng Y, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on the modulus of elasticity and flexural strength of dentine. *J Endod* [Internet]. 2000;113–9. Available from: <http://discovery.ucl.ac.uk/148287/>
100. Sim TPC, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001;34(2):120–32.
101. Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pécora JD. Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. *J Endod.* 2001;27(3):183–4.
102. Hülsmann M, Heckendorff M, Schäfers F. Evaluation of Three Chelator Pastes. *Int Endod J.* 2002;35:668–79.
103. Chiba M, Itoh K, Wakumoto S. Effect of Dentin Cleansers on the Bonding Efficacy of Dentin Adhesive. *Dent Mater J.* 1989;8(1):76–85.
104. Saleh A., Ettman W. Generalized rate model for free radical copolymerization and its simulation. *J Dent.* 1999;27:43–6.
105. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(1):99–102.
106. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512–6.
107. Creugers NHJ, Mentink AGB, Käyser AF. An analysis of durability data on

- post and core restorations. *J Dent.* 1993;21(5):281–4.
108. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):380–6.
 109. Jokstad A, Esposito M, Coulthard P, Worthington H V. The reporting of randomized controlled trials in prosthodontics. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2002;15(3):230–42. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12066485>
 110. Iliescu A a, Petcu CM, Nitoi D, Iliescu A. Chewing stress developed in upper anterior teeth with root end resection. a finite element analysis study. *Chirurgia (Bucur)* [Internet]. 2013;108(3):389–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23790790>
 111. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):442–8.
 112. INOUE T, TAKAHASHI H, NISHIMURA F. Anisotropy of tensile strengths of bovine dentin regarding dentinal tubule orientation and location. *Dent Mater J.* 2002;21(1):32–43.
 113. Reeh ES, Ross GK. Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation. *Dent Mater.* 1994;10(4):247–52.
 114. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res.* 1998;77(3):472–80.
 115. Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SAV. Measurement of the microhardness and young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Arch Oral Biol.* 1996;41(6):539–45.
 116. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model

- of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1999;44(10):813–22.
117. REES JS, JACOBSEN PH. Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):451–4.
118. Spears IR, Van Noort R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC. The Effects of Enamel Anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth. *J Dent Res.* 1993;72(11):1526–31.
119. Verdonschot N, Fennis WMM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NHJ. Generation of 3-D Finite Element Models of Restored Human Teeth. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):310–5.
120. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer J, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater [Internet].* 2003;19:199–205. Available from: <http://10.0.5.113/ncc/i2016-16401-0>
121. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations Didier. *Quintessence Int.* 2007;38(9):733–43.
122. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod.* 2003;29(8):529–34.
123. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29(8):523–8.
124. Jang Y, Hong HT, Chun HJ, Roh BD. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth - Part 2: Apical root resection combined with periodontal bone loss. *J Endod [Internet].* 2015;41(3):412–6. Available from:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.11.011>