

**DETERMINACIÓN DE LA MEJOR UBICACIÓN PARA APARATOLOGIA
ORTODONTICA EN MOLARES A TRAVÉS DE ELEMENTOS FINITOS**

**AUTORAS
DIANA ACEVEDO TORRES
LILIANA JARA LÓPEZ
MONICA MERLANO GARCIA**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ D.C 3 DE DICIEMBRE DE 2019**

**DETERMINACIÓN DE LA MEJOR UBICACIÓN PARA APARATOLOGIA
ORTODONTICA EN MOLARES A TRAVÉS DE ELEMENTOS FINITOS**

AUTORAS

DIANA ACEVEDO TORRES
MONICA MERLANO GARCIA

ASESORA CIENTÍFICA

Dra. Liliana Jara
Odontóloga, Especialista en Ortodoncia
Especialista en Educación con énfasis en Evaluación Educativa USTA
Magister en Educación con énfasis en Investigación USTA

ASESORA METODOLÓGICA

Dra. Inés Amparo Revelo Mejía
Odontóloga, Magister en Administración de Salud

ASESOR TECNICO

Ricardo Augusto Ríos Linares
Ingeniero Mecánico

ASESOR ESTADISTICO

Dr. Jaime Cuides Cárdenas
MV, Esp. Estadística aplicada

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA, D.C. 3 DE DICIEMBRE DE 2019**

AGRADECIMIENTOS

*“A Dios por haberme permitido lograr alcanzar este sueño.
A mis padres por su apoyo incondicional
A Luis Penagos por su amor y dedicación en este proceso.
A mi hija Avril Penagos por ser la motivación de superación.
A mis maestros por entregarme parte de su conocimiento en especial a nuestros asesores la Dra. Liliana Jara y la Dra. Inés Revelo
A mis compañeros y a todas aquellas personas que directa o indirectamente lograron cambios en mi formación personal y profesional
Es mi deseo como sencillo gesto de agradecimiento dedicarles a todas estas personas mi humilde obra de trabajo de grado para especialista plasmado en el siguiente informe”*

MONICA MERLANO GARCÍA

*“A Dios por regalarme el anhelo de convertirme en especialista
A mis amados padres, por su ejemplo y apoyo en todos los momentos de mi vida
A Rodrigo Pedraza Salcedo, por su amor y apoyo incondicional
A mi hijo Isaac Pedraza, quien es el motor de mi vida
A mis maestros por entregarme parte de su conocimiento en especial a nuestros asesores la Dra. Liliana Jara y la Dra. Inés Revelo
A mis compañeros y todas las personas que aportaron en mi formación personal y profesional.
Es mi deseo como sencillo gesto de agradecimiento dedicarles a todas estas personas mi humilde obra de trabajo de grado para especialista plasmado en el siguiente informe”*

DIANA ACEVEDO TORRES

LISTA DE CUADROS

Cuadro 1.....	11
Prescripción de Damon para primeros molares superiores	
Cuadro 2.....	11
Prescripción Damon para segundos molares superiores	
Cuadro 3.....	11
Prescripción Damon para primeros molares inferiores	
Cuadro 4.....	12
Prescripción Damon para segundos molares inferiores	
Cuadro 5.....	16
Parámetros del material usados en modelos de análisis de elementos finitos	

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.....26

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto normal.

Tabla 2.....27

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona clínica y periodonto normal.

Tabla 3.....29

Resultado de deformaciones para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5, con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto normal.

Tabla 4.....29

Resultado de deformaciones para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona clínica y periodonto normal.

Tabla 5.....31

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto disminuido.

Tabla 6.....31

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona clínica y periodonto disminuido.

Tabla 7.....33

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto disminuido.

Tabla 8.....33

Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1,5 con cementación del tubo en corona clínica y periodonto disminuido.

LISTA DE IMAGENES

Imagen 1: Proceso de elaboración del método de elementos finitos.....	14
Imagen 2: Ejemplo de la malla de la mandíbula y del primer molar derecho....	15
Imagen 3: Construcción del perfil del Bracket.....	20
Imagen 4: Construcción del Hook del Bracket.....	20
Imagen 5: Bracket terminado.....	21
Imagen 6: Reconstrucción del Maxilar – Cortical.....	21
Imagen 7: Geometría del hueso cortical.....	22
Imagen 8: Geometría del molar.....	22
Imagen 9: Ensamblado de todas las estructuras para componer el conjunto (hueso cortical y trabecular, ligamento periodontal, molar y tubo de molar).....	23
Imagen 10: Herramienta de Recortes de Windows.....	24
Imagen 11: Deformaciones del molar (en milímetros).....	24
Imagen 12: Esfuerzos de Von Mises del Molar (en Mega Pascales)	25

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica 1.....	27
Esfuerzos en cada estructura en cementación de corona anatómica con periodonto normal	
Gráfica 2.....	28
Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5.	
Gráfica 3.....	28
Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5.	
Gráfica 4.....	28
Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5	
Gráfica 5.....	30
Esfuerzos en cada estructura en cementación de corona anatómica con periodonto disminuido.	

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	1
1. ASPECTOS TEÓRICO- CIENTÍFICOS.....	4
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	4
1.1.1. Descripción	
1.1.2. Formulación	
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	5
1.3. MARCO TEÓRICO.....	6
1.3.1. Biomecánica del movimiento dentario	
1.3.2. Morfología de molares	
1.3.3. Cementación de bracket en primer molar superior según cada autor	
1.3.4. Tomografía haz de cono computarizada (siglas en ingles CBCT)	
1.3.5. Elementos finitos	
1.4. OBJETIVOS.....	18
1.4.1. General	
1.4.2. Específicos	
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....	19
2.1 TIPO DE ESTUDIO.....	19
2.2. OBJETO DE ESTUDIO.....	19
2.3. UNIDAD DE OBSERVACIÓN.....	19
2.4. POBLACIÓN DE ESTUDIO	19
2.5. PROCEDIMIENTO.....	19
3. RESULTADOS.....	26
3.1. RESULTADOS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN PERIODONTO NORMAL.....	26
3.2. RESULTADOS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN PERIODONTO DISMINUIDO.....	30
4. DISCUSIÓN.....	35

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	37
5.1. CONCLUSIONES.....	37
5.2. RECOMENDACIONES.....	38
6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	39.

INTRODUCCION

Durante el tratamiento de ortodoncia se realizan diversos movimientos que permiten alinear los dientes y nivelarlos, pero también en ocasiones se requiere realizar movimientos en cuerpo con el fin de cerrar espacios tras extracciones realizadas, agenesias o por pérdidas dentales tempranas. Este tipo de movimiento dental se genera gracias a la aplicación de fuerzas que idealmente deben acercarse al centro de resistencia (CR) del diente con el fin de conseguir un movimiento de traslación más "puro". Pero se debe tener en cuenta que una cosa es realizar un movimiento sobre un cuerpo libre y otra realizar movimientos sobre dientes que están restringidos por sus tejidos periodontales, los cuales van a limitar su capacidad de movimiento. Es por esto que dicho centro de resistencia estará condicionado y variará según modificaciones en altura ósea y longitud radicular que presenten los dientes que se desean trasladar. (Lindauer S, Britto A 2000).

Por otro lado al momento de iniciar los tratamientos de ortodoncia resulta clave la correcta cementación de los brackets ya que esto influye directamente en el movimiento dental que se desea, entre las posibles ubicaciones para la cementación se tiene: el realizarla en centro de corona anatómica o en centro de corona clínica; dicha cementación en la actualidad se realiza por la predilección de autores de las distintas técnicas ortodónticas o según la preferencia del clínico y no por las características específicas del paciente como raíces con longitud disminuida o altura de hueso alveolar disminuido. (Ping L. et al 2007)

Teniendo en cuenta que la cavidad oral es un complejo sistema biomecánico con acceso limitado, la mayoría de las investigaciones biomecánicas del entorno oral se han realizado in vitro, tales como: rehabilitación, implantología, endodoncia, entre otras; sin embargo, progresivamente la ortodoncia está cambiando de una práctica basada en la

opinión a una práctica basada en la evidencia, debido a que se requiere de una justificación científica para cualquier tratamiento y la respuesta tisular a ella.(Vollmer D, 1999; Singh et al, 2006)

Debido a la posibilidad de presentar en la consulta ortodóntica pacientes con longitudes radiculares disminuidas debidas entre otras a hábitos como bruxismo, succión digital, empuje lingual, o condiciones genéticas específicas, y sumado a variaciones en altura ósea alveolar, actualmente existe la necesidad de conocer la acción de los sistemas, entre esto la distribución de esfuerzos y deformaciones a nivel dental al realizar variación en la cementación de la aparatología ortodóntica para así realizar la planificación de los movimientos dentarios entendiendo la fuerza que se debe emplear, y el mejor punto para la aplicación de la misma,(Chakravarthi S, et al 2006, Moore J 1993)

El método de elementos finitos ha incrementado su uso en el área de ortodoncia debido a que ayuda a comprender la biomecánica del movimiento dental. Con respecto a esto, se resalta la posibilidad de analizar áreas de distribución de estrés en el ligamento periodontal y el hueso alveolar durante los movimientos dentales, dirección del desplazamiento del diente, posición ideal de los aparatos ortodónticos durante una mecánica específica con la ventaja de ser preciso, no invasivo, controlar las variables del estudio y proporcionar datos cuantitativos sobre las estructuras internas del complejo naso maxilar, como el ligamento periodontal. (Jones M et al, 2001; Cattaneo M. et al, 2005)

El objetivo de este estudio es comparar dos alturas de cementación de un bracket (tubo) en la corona dental teniendo en cuenta variaciones en tamaño radicular y altura ósea mediante análisis de elementos finitos. Se realizaron 12 simulaciones a partir de una tomografía de un paciente adulto sin tratamiento de ortodoncia previo, y con su proceso de apexificación completo y se simularon de la siguiente forma: 3 molares con relaciones

corono-radicales (1:0.5; 1:1; 1:1.5) con altura ósea normal con un tubo cementado en corona clínica y 3 molares con las tres relaciones corono-radicales con altura ósea normal cementado con un tubo cementado en corona anatómica. De igual forma se realizó en molares con altura ósea disminuida con la cementación en corona clínica y anatómica.

Teniendo en cuenta al realizar el análisis el comportamiento y las propiedades de cada estructura biológica: el hueso cortical, trabecular, el molar y el ligamento periodontal para determinar los esfuerzos y deformaciones en conjunto de un tubo cementado en corona clínica y anatómica con las diferencias de altura ósea y longitud radicular y definir cuál sería la correcta posición de un tubo según las diferentes características biológicas de un paciente.

1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1.1. Descripción

En ortodoncia la cantidad como la calidad del desplazamiento del diente puede alterarse variando la magnitud y dirección de los momentos y fuerzas aplicadas a través del centro de resistencia de los dientes (Lindauer S, Britto A 2000), cuya localización varía según la longitud radicular y la altura ósea; por ende, el movimiento resultante de un diente por la fuerza entregada dependerá de la distancia de la línea de acción de la fuerza hasta el centro de resistencia (Smith R, Burstone C 1984)

En la literatura existen diversas técnicas las cuales proponen diferentes formas de cementación según el centro de corona clínica o a partir de la corona anatómica del diente, pero no tienen en cuenta las variaciones de la longitud de la raíz y las diferentes alturas del hueso alveolar que afectan directamente la biomecánica y los efectos producidos en el conjunto biológico para establecer la mejor ubicación para la cementación; debido a que fuerzas idénticas aplicadas a los dientes con diferencias en estas variaciones pueden tener diferentes efectos en el desplazamiento dental. (Smith R, Burstone C 1984, Moore J 1993.)

El ortodoncista debe entender la relación entre la correcta cementación de la aparatología ortodóntica, y el estrés producido por las fuerzas a nivel del ligamento periodontal para la comprensión de los mecanismos biológicos que permitan la predictibilidad del movimiento dental. Este proyecto de investigación surge al realizar un primer estudio en el año 2016 por Liliana Jara y colaboradores para comparar a través del modelamiento matemático, dos alturas de cementación de un bracket en dientes unirradiculares con variaciones en

altura ósea y longitud radicular; con el fin de analizar los esfuerzos y deformaciones de la estructura dental.

Por lo cual se hace necesario continuar una investigación que permita establecer la relación entre estas variaciones anatómicas y la modificación para la correcta ubicación del centro de resistencia dental en dientes multirradiculares y así establecer la mejor cementación de un bracket cuando se va a realizar un movimiento de traslación. El propósito de esta investigación fue establecer a través de la simulación matemática cuál es la mejor altura de cementación de un bracket en dientes multirradiculares con variaciones presentadas en altura ósea y longitud radicular; con la finalidad de demostrar los esfuerzos y deformaciones de dicha estructura dental según sus variaciones en la relación corono-radicular , y así obtener un resultado óptimo para la cementación, para que los tratamientos sean mucho más eficientes en tiempo y de mayor calidad por la predictibilidad de los movimientos dentales.

1.1.2. Formulación

¿Cuál es la mejor ubicación de un bracket en dientes multirradiculares para su cementación en el centro de corona clínica o centro de corona anatómica según variaciones de longitud radicular y altura ósea mediante análisis de elementos finitos?

1.2 JUSTIFICACIÓN

El movimiento dental inadecuado o ineficiente durante el tratamiento de ortodoncia depende de las variaciones individuales en las características anatómicas y la respuesta biológica del huésped; además del uso inadecuado de fuerzas. Una adecuada cementación y aplicación correcta de la biomecánica ortodóntica es de vital importancia para obtener resultados más previsibles. Adicional a lo anterior se debe tener en cuenta que, al aplicar una fuerza determinada, factores definitivos del paciente como la altura radicular y variaciones de altura ósea modificarían la cementación de la aparatología ortodóntica para que se dé la distribución adecuada de las fuerzas y desplazamiento

dental en traslación. (Moore J 1993) (Cattaneo M et al 2005). La fuerza transmitida a nivel del ligamento periodontal disminuye cuando la cantidad de superficie radicular aumenta. Por lo tanto, para un diente multirradicular la magnitud de la fuerza transmitida a las células circundantes es menor que para un diente de una sola raíz en el que la fuerza está concentrada en un área menor (Cattaneo M et al 2005).

La distribución del estrés a lo largo de la raíz casi siempre es no uniforme, la fuerza por unidad área ejercida varía biológicamente dependiendo del tipo de desplazamiento del diente. Según diferentes autores la sugerencia de cementación está dirigida a realizarlo ya sea en corona clínica como en la técnica estándar, de arco recto, MBT, Damon y Alexander y otros proponen la cementación a partir de la corona anatómica como la técnica de Roth. (Damon D, 2006)

Teniendo en cuenta estos conceptos, las variables anatómicas que afectarían directamente el centro de resistencia no se involucran en las indicaciones de cementación de las técnicas anteriormente mencionadas, es por eso que resulta de gran importancia determinar la mejor ubicación del bracket incluyendo estas variaciones con el fin de minimizar movimientos dentales indeseados.

1.3. MARCO TEÓRICO

1.3.1. Biomecánica del movimiento dentario

El desplazamiento ortodoncico de un diente es el resultado de un estímulo: el movimiento mecánico, generado por una fuerza aplicada a la corona de un diente, siendo convertido en reacciones biológicas. Esta transformación involucra todos los procesos de mecano transducción típicos del modelado óseo y remodelación (Turner C.H, Pavalko F.M 1998)

Desde un punto de vista mecánico, la primera reacción a la aplicación de una carga de ortodoncia es una alteración en la distribución de tensión-esfuerzo dentro del ligamento periodontal (PDL) y el hueso alveolar circundante. Esto lleva a un desplazamiento intraalveolar del diente y una flexión del entorno hueso alveolar, siempre que las fuerzas utilizadas sean lo suficientemente grandes. (Melsen B, 2001).

Según Cattaneo M et al, 2005 una forma de verificar la validez de la teoría mencionada anteriormente sería determinar los niveles de estrés y tensión en el periodonto mediante análisis de elementos finitos que ofrecen un medio para el cálculo de estas cantidades. El método de elementos finitos se introdujo en la investigación de la biomecánica dental en 1973 (Farah J.W et al., 1973) y desde entonces ha sido extensamente aplicado para analizar los campos de tensión y tensión en las estructuras de soporte alveolar (Tanne et al., 1987, 1998; Middleton J et al., 1990, 1996; Cobo J et al., 1993; Bourauel C et al., 1999; Van Driel W.D y otros, 2000; Provatidis C, 2000; Qian H y otros, 2001; Toms y Eberhardt, 2003).

Cada objeto o cuerpo libre tiene un punto sobre el cual puede (al menos en teoría) estar perfectamente equilibrado. Este punto es conocido como **centro de resistencia** (Smith R, 1984). El movimiento de un cuerpo libre depende de la relación de la línea de acción de la fuerza con el centro de gravedad. Sin embargo, los dientes presentan una complicación. No son libres de moverse en respuesta a una fuerza; más bien, están restringidos por las estructuras periodontales que no son uniformes alrededor del diente (involucrando la raíz, pero no la corona). (Smith R, 1984).

En la mayoría de los casos, la posición del centro de resistencia dentro de un diente no puede ser influenciada por el diseño del bracket ni por su activación. Por lo tanto, el desplazamiento real de un diente se determina parcialmente variando los parámetros de la aplicación de la fuerza. Estos parámetros son: dirección, la duración y la magnitud de la aplicación fuerza. (Dermaut y col. 1986). La cantidad de aplicación de la fuerza se puede ajustar alterando la magnitud de la activación y la calidad del sistema de fuerzas depende de la dirección, punto de unión, y la relación del centro de resistencia hasta la

fuerza aplicada. El centro de resistencia no debe considerarse como un punto fijo dentro de un diente, pero más bien como el punto compuesto de todos los factores, ofreciendo diferentes componentes de resistencia a una determinada aplicación de fuerza. Se debe tener en cuenta la anatomía del diente y la distribución de masa dentro del diente, la estructura de los tejidos periodontales, el grado de entorno óseo y los dientes adyacentes para poder analizar la resistencia al movimiento (Dermaut y col. 1986)

Otra definición de centro de resistencia es el punto análogo al centro de gravedad en un cuerpo restringido. Por definición, una fuerza con una línea de acción que pasa por el centro de resistencia produce traducción. El centro de resistencia de un diente unirradicular está en el eje longitudinal del diente, probablemente entre el tercio y la mitad de la longitud de la raíz apical a la cresta alveolar. (Burstone C, 1980)

Para un diente multirradicular, el centro de resistencia este probablemente entre las raíces, 1 o 2 mm apical a la furcación. (Burstone C, 1981). Dos puntos importantes son evidentes a partir de la definición del centro de resistencia Primero, la posición del centro de resistencia varía con la longitud de la raíz: Caninos maxilares, que tienen raíces más largas que incisivos laterales maxilares, tendrán un centro de resistencia más lejos del soporte. El movimiento del diente resultante de una fuerza entregada depende de la distancia de la línea de acción de la fuerza hasta el centro de resistencia. Fuerzas idénticas aplicadas a dientes con diferentes longitudes radiculares pueden tener diferentes efectos. Otro punto importante es que el centro de resistencia varía con la altura del hueso alveolar. El movimiento de los dientes en los adultos con pérdida de hueso alveolar serán diferentes que en adolescentes. (Smith R, 1984)

El conocimiento de los principios biomecánicos del movimiento del diente es esencial para el ortodoncista para ejecutar un plan de tratamiento individualizado. Si la ubicación del centro de resistencia de un diente o grupo de dientes es conocido, la relación momento-fuerza correcta puede aplicarse en los brackets para obtener centros específicos de rotación, en otras palabras, movimiento controlado. (Yoshida N. y col 2001)

El **centro de rotación** es definido como la intersección de 2 líneas coincidentes con las extensiones del eje del diente antes y después del desplazamiento (Burstone C y Pryputniewicz 1980). Al controlar el centro de rotación, el ortodoncista puede cambiar la calidad del movimiento del diente desde la inclinación de la corona a la translación pura de la raíz. Se puede lograr al cambiar la relación de momentos y fuerzas aplicadas a los dientes en los brackets (Lindauer S. 2000)

Cuando hay una adecuada relación momento-fuerza y se alcanza el centro de rotación deseado, el diente se desplaza de la manera necesaria para transmitir de manera correcta el estrés a nivel del ligamento periodontal para estimular la clase de respuesta biológica necesaria. Caracterizando el movimiento del diente como una combinación de inclinación y translación que es una manera útil de calcular matemáticamente los efectos netos de los sistemas de fuerzas mecánicas en ortodoncia. (Lindauer R.2000)

La corona anatómica es definida como la porción del diente que se encuentra cubierta por esmalte. La corona anatómica permanece durante toda la vida del diente y puede ser identificada en un diente extraído. a diferencia de la **corona clínica** que es definida como la porción del diente desde la superficie oclusal a lo más profundo del surco crevicular, se le denomina también corona funcional (Wheeler, 8va edición). En una encía sana en caso de duda, se puede medir desde la unión cemento-esmalte y restarle 1 a 2 mm que es la profundidad probable del surco. (Andrews L. 1979)

1.3.2. Morfología de molares

Los molares permanentes juegan un rol importante en la masticación y trituración de los alimentos, siendo los más importantes en el mantenimiento en la dimensión vertical de la cara. También permiten el mantenimiento de la continuidad del arco dental, debido a que permiten que otros dientes se mantengan alineados correctamente. (Scheid, R. C. 2012)

La corona de los molares presentan en su superficie oclusal de 3 a 5 cúspides (Scheid, R. C. 2012), el eje largo de la corona en molares visto desde la perspectiva

vestibulolingual se puede identificar por la ranura vertical dominante sobre la superficie bucal. Desde la perspectiva mesiodistal, el eje largo de la corona está representado por una línea tangente a la mitad de la superficie labial o bucal de la corona. Para los molares es paralelo al surco dominante. (Andrews 1979).

La combinación del ancho mesiodistal de los tres molares mandibulares en un cuadrante hacen más de la mitad de la dimensión mesiodistal de ese mismo cuadrante, los molares maxilares constituyen el 44% de la dimensión mesiodistal del cuadrante, siendo una importante proporción y determinando la ocupación de una gran cantidad de hueso. En contraste las coronas de los molares mandibulares y maxilares son cortas en sentido ocluso cervical en comparación a otras coronas (Scheid, R. C. 2012)

El tamaño de las raíces de un primer molar superior proporciona una gran superficie para la transmisión de tensiones, las cuales se distribuyen a lo largo de toda la superficie de la raíz, concentrándose una mayor cantidad de estrés en el ligamento periodontal a lo largo de la superficie de la raíz. (Chauhan S et al 2016). La configuración de las raíces de un primer molar superior permanente más común es la presencia de 3 raíces y 4 canales radiculares, 2 de ellos en la raíz mesiobucal y 1 en cada otra raíz (Martins 2013). El tercio cervical de la raíz se encuentra más desarrollado y es ahí donde probablemente se ubica el centro de resistencia (Jo A et al 2017)

1.3.3. Cementación de bracket en primer molar superior según cada autor

Cementación técnica Damon. Para el posicionamiento de los brackets Damon se hace a la misma altura del sistema tradicional, el primer enfoque es tener en cuenta la punta mesiodistal de la base y el borde mesiodistal del diente, siempre teniendo como referencia la ubicación del eje longitudinal del diente. Es de total precisión asegurarse de que la ranura interna y los componentes horizontales (mesial y distal) del bracket estén paralelos al plano oclusal. La prescripción de torque estándar es la opción indicada para todos los primeros molares superiores. **(Cuadro 1)**

Cuadro 1: Prescripción de Damon para primeros molares superiores.

-9 Torque	0° Angulación	10° Rotación
-----------	---------------	--------------

Fuente: Manual de trabajo Damon System.

La prescripción de torque estándar es la opción indicada para todos los segundos molares superiores - este bracket está diseñado para una fácil inserción del arco. **(Cuadro 2)**

Cuadro 2: Prescripción Damon para segundos molares superiores.

-9 Torque	0° Angulación	5° Rotación
-----------	---------------	-------------

Fuente: Manual de trabajo Damon System.

La prescripción de torque estándar es la opción indicada para todos los primeros molares inferiores. **(Cuadro 3)**

Cuadro 3: Prescripción Damon para primeros molares inferiores

-30° Torque	+2° Angulación	0° Rotación
-------------	----------------	-------------

Fuente: Manual de trabajo Damon System.

La prescripción de torque estándar es la opción indicada para todos los segundos molares inferiores. (Los segundos molares generalmente requieren ser verticalizados utilizando -

10° de torque, en un tubo de 7° y con el juego del arco, finaliza el tratamiento con el segundo molar a 17° o 18° de inclinación). **(Cuadro 4)**

Cuadro 4: Prescripción Damon para segundos molares inferiores.

-10° Torque	0° Angulación	5° Rotación
-------------	---------------	-------------

Fuente: Manual de trabajo Damon System.

Cementación técnica MBT. Para la cementación de brackets MBT se aconseja utilizar calibradores y tablas de colocación de brackets individualizadas. En la región molar el calibrador se coloca paralelo a la superficie oclusal de cada molar. Para colocar las bandas con los tubos en los molares se debe tener en cuenta que el tubo molar superior debe situarse sobre la fosa vestibular y es posible comprobarlo mediante una visión oclusal, se debe tener cuidado que la parte distal de la banda no quede demasiado gingival. Es necesario comprobar la posición de la banda desde vestibular para asegurarse de que está paralela a las cúspides vestibulares y es de vital importancia que el tubo esté soldado a la banda más hacia oclusal que hacia gingival. (McLaughlin, R. P., & Bennett, R. P. 2002)

1.3.4. Tomografía haz de cono computarizada (siglas en ingles CBCT)

Las exploraciones de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) hoy en día son de gran ayuda para el diagnóstico y planificación de tratamientos en las diferentes especialidades de la odontología, ayudando por ejemplo en la evaluación de la densidad ósea de algún sitio específico que se requiera intervenir en la cavidad oral, también son de utilidad para el diagnóstico periodontal, valoración quirúrgica de la patología temporomandibular, evaluación conjunta pre y postoperatoria de fracturas craneofaciales, en las medidas de lesiones en endodoncia y la evaluación de la calidad ósea antes de la cirugía de implantes dentales. Los sistemas de haz de cono CT (CBCT) ofrecen muchas ventajas sobre la tomografía computarizada médica para tratamiento y planificación dental, incluyendo una dosis de radiación más baja para el paciente, tiempos

de adquisición más cortos para la resolución deseada en odontología, una alternativa de costo asequible con relación a la TC médica, mejor resolución y mayor detalle. (Martínez, N. Z., 2011)

1.3.5. Elementos finitos

El método FE se introdujo en investigación de la biomecánica dental en 1973 (Cattaneo et al, 2005) y desde entonces ha sido extensamente aplicado para analizar los campos de estrés y tensión en las estructuras de soporte alveolar. (Singh, et al, 2006) Aunque el FEM es una poderosa herramienta para el análisis de estructuras complejas el resultado del análisis FE depende de la formulación del problema (Lindauer S, Britto A, 2000).

Esta es una forma numérica de análisis que permite identificar tensiones y desplazamientos. (Middleton J. et al, 1990). Las ventajas del FEM sobre otros métodos (especialmente el método foto elástico de tensiones) es que la estructura a analizar, se divide en un número de distintas regiones no superpuestas, conocido como elementos. Estos elementos están conectados en un discreto número de puntos a lo largo de su periferia conocido como nodos y puntos (Cobo J. et al, 1993)

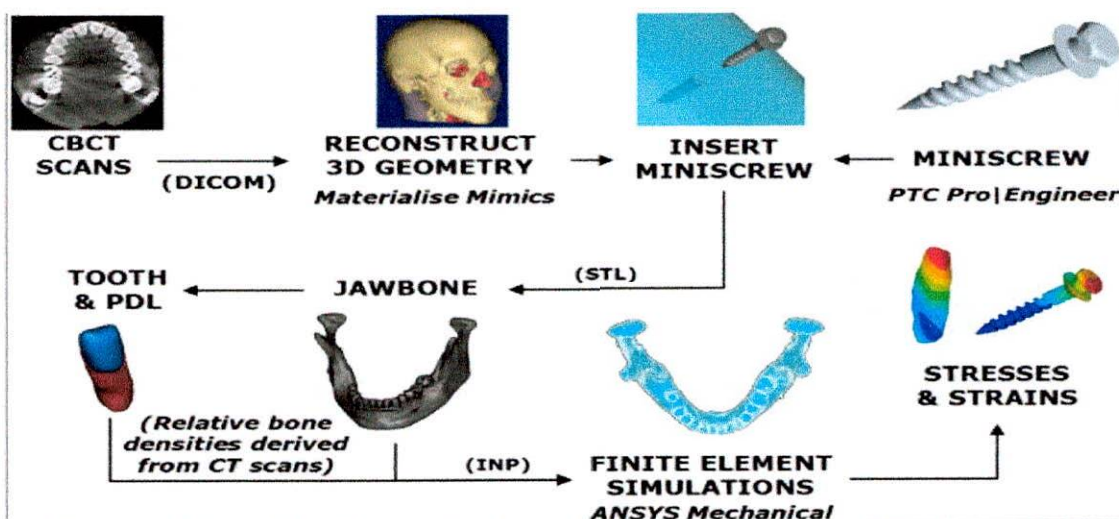
Cuando se aplica carga a una estructura la deformación de la estructura y las tensiones que se generan no pueden medirse directamente. En estructuras complejas como el sistema estomatognático las técnicas computacionales han sido utilizadas para entender el aspecto de la biomecánica oral. La cavidad oral es un complejo sistema biomecánico y la mayoría de la investigación se ha realizado in vitro. Pero estas pruebas apenas han proporcionado información sobre su comportamiento intraoral, existe muy poca evidencia de respuesta tisular (Middleton J. et al, 1990)

Los estudios más avanzados y confiables son los análisis de elementos finitos. El método consiste en descomponer la mandíbula (en general, la pieza o dominio que se quiere representar) en subdominios "pequeños" llamados elementos finitos. Los elementos finitos más usados son tetraedros y hexaedros. El objeto a estudiar gráficamente es

simulado en un ordenador en forma de una malla, que define la geometría del cuerpo en estudio. Este acoplamiento se divide por un proceso llamado discretización, en un número de subunidades llamados elementos. Éstos están conectados en un número finito de puntos llamados nodos. Los resultados de FEM se basarán en la naturaleza del sistema de modelización y, por esa razón, el procedimiento para modelar es lo más importante. (Bourauel C. et al, 1999)

Los resultados del FEM se basan en la naturaleza de los sistemas de modelado y por esa razón, el procedimiento para el modelado es más importante. Hay tres pasos básicos involucrados: preprocesamiento, procesamiento y postprocesamiento. El preprocesamiento consiste en la construcción del modelo geométrico y su elemento finito de conversión, datos de propiedad material, representación, definiendo las condiciones de contorno, y cargando la configuración. El propósito de la fase de modelado geométrico es representar la geometría en términos de puntos, líneas, áreas y volumen. Objetos complicados o lisos pueden ser representados por piezas geoméricamente simples. (Konda, P., & Tarannum, S. A. ,2012). (Imagen 1).

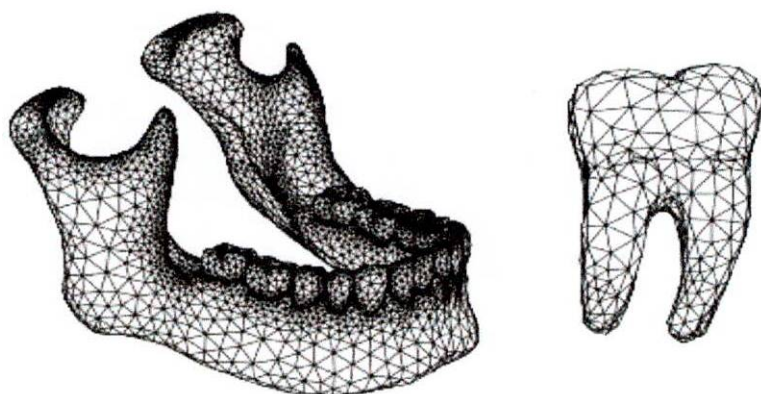
Imagen 1: Proceso de elaboración del método de elementos finitos



Fuente: Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., & Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1), e59-e71.

Esto puede lograrse mediante escaneado de tomografía computarizada: hecho generalmente para modelar estructuras complejas o tejidos vivos. Por ejemplo, esqueleto craneofacial, maxilar o mandíbula y el escáner láser 3D: hecho generalmente para modelar objetos inanimados. Por ejemplo, modelado de brackets. La discretización es el proceso de dividir el problema en varios elementos pequeños, conectados con nodos. Todos los elementos y nodos deben estar numerados para que se establezca la conectividad de la matriz debido que esto afecta mucho el tiempo de computación. Es esencial que los elementos no se superpongan, sino que estén conectados en los puntos clave, que se denominan nodos. La unión de elementos en los nodos y la eliminación de los nodos duplicados se denominan mallas. **(Imagen 2)**. El procesamiento incluye resolver el sistema de ecuaciones algebraicas lineales o no lineales.

Imagen 2: Ejemplo de la malla de la mandíbula y del primer molar derecho.



Fuente: Viaño, J. M. (2008). Simulación numérica en odontología y ortodoncia. Boletín SEMA, (33).

El post proceso consiste en la interpretación de los resultados. Si conocemos las propiedades mecánicas del material, será fácil determinar las tensiones. (Middleton J. et al, 1990). Este método además nos ayuda a determinar la ubicación del centro de resistencia y centro de rotación que también dependerá de otros factores tales como la

cantidad o espesor del hueso alveolar y ligamento periodontal que rodea el diente. (Jones M, 2001)

Para realizar este método experimental se debe usar recurso con registros anatómicos y modificaciones en software de diseño asistido por computadora (CAD) para construir modelos geoméricamente superiores y mucho más precisos. Para esto es necesario construir un modelo virtual usando un procesamiento de imágenes y reconstrucción digital con un software como Mimics o Simpleware. (Van Driel WD., 2000).

Normalmente estas reconstrucciones se llevan a cabo a partir de tomografías computarizadas haz de cono. Esta debe obtenerse con cortes transversales de al menos 0.25 mm de distancia para adquirir una resolución superior, además debe estar grabada en formato DICOM e importada en un software de procesamiento de datos y reconstrucción digital. Es un procedimiento que no es invasivo y con bajo costo operativo y del cual se han desarrollado a lo largo de estos años varias aplicaciones como NISA, ANSYS y NASTRAN-PATRAN. (Middleton J., 1990). En ortodoncia resulta en un modelo complejo de diente-periodonto y suposiciones de modelos. **(Cuadro 5)**

Cuadro 5: Parámetros del material usados en modelos de análisis de elementos finitos

Parámetros del material usados en modelos de análisis de elementos finitos		
Material	Módulo de Young N/mm ²	Coefficiente de Poisson
Diente	20300	0,30
Ligamento P	69000	0.45
Hueso esponjoso	13700	0.38
Hueso cortical	34000	0.26

Fuente: Konda, P., & Tarannum, S. A. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. J Pharm Biomed Sci, 16(11), 1-4.

El análisis de elementos finitos es un método computacional utilizado para analizar los efectos de las fuerzas externas y otras propiedades físicas en la deformación y distribución del estrés sobre objetos tales como tejidos duros artificiales y estructuras anatómicas humanas (Jo et al, 2017)

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. General

Determinar la mejor ubicación de un bracket en un modelo simulado de molares teniendo en cuenta la corona anatómica y clínica según variaciones en tamaño radicular y altura ósea mediante análisis de elementos finitos sobre tomografía haz de cono computarizada

1.4.2. Específicos

- Determinar la distribución de las fuerzas sobre un modelo simulado de la estructura dental, del ligamento periodontal y hueso a través de la cementación de un bracket en el centro de la corona anatómica y clínica de un diente multirradicular.
- Establecer los esfuerzos y deformaciones de la estructura dental con un tubo cementado en el centro de la corona anatómica y clínica de un diente multirradicular con diferentes relaciones corono-radiculares.
- Identificar qué tipo de altura de cementación puede proporcionar un mejor movimiento dental con diferentes relaciones corona radicales.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental, con diseño in vitro por simulación con modelo matemático mediante análisis de elementos finitos no lineal.

2.2. OBJETO DE ESTUDIO: Esfuerzos y deformaciones que tienen dos alturas de cementación de un tubo en dientes molares con variaciones en altura ósea y longitud radicular.

2.3. UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Imagen simulada del diente, hueso y ligamento periodontal al aplicar una fuerza de 1N con dirección horizontal y sentido mesial.

2.4. POBLACIÓN DE ESTUDIO

12 simulaciones de molares con relación 1:1; 1:1,5; y 1:0.5 con cementación de un tubo en corona clínica y en corona anatómica con periodonto normal y periodonto disminuido. Tomadas a partir de una tomografía de paciente con dentición permanente que no se haya sometido a tratamiento de ortodoncia previo y que tenga completo el proceso de apexificación.

2.5. PROCEDIMIENTO

El análisis por elementos finitos consta de tres pasos principales:

Primer paso: Pre procesamiento. En esta etapa se crean las geometrías de los conjuntos que se analizarán, requiriéndose para esto lo siguiente:

Dibujo del Bracket. Este elemento se dibujó en el software Solid Works 2018 versión académica, a partir de fotografías tomadas del mismo. Esto con el fin de recrear fielmente las dimensiones y formas del mismo. (Imágenes 3, 4 y 5.)

Imagen 3: Construcción del perfil del Bracket.



Imagen 4: Construcción del Hook del Bracket

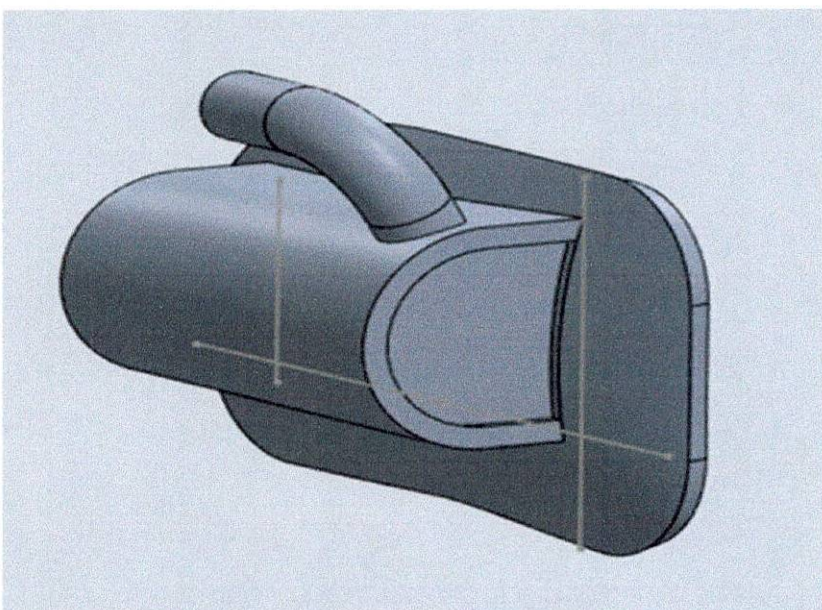
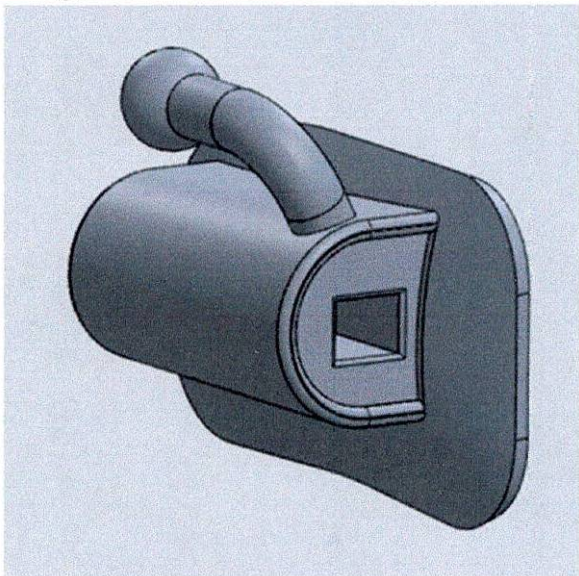


Imagen 5: Bracket terminado



Reconstrucción de estructuras anatómicas. Esta reconstrucción se realizó a partir de una tomografía con un espesor de 0.2 mm del paciente escogido teniendo en cuenta que tuviera dentición permanente y con proceso de apexificación finalizado, utilizando una versión de evaluación del software 3D Doctor 4.0, en donde se generó un archivo stl correspondiente a la superficie exterior del maxilar y del molar. **(Imagen 6)**

Imagen 6: Reconstrucción del Maxilar - Cortical

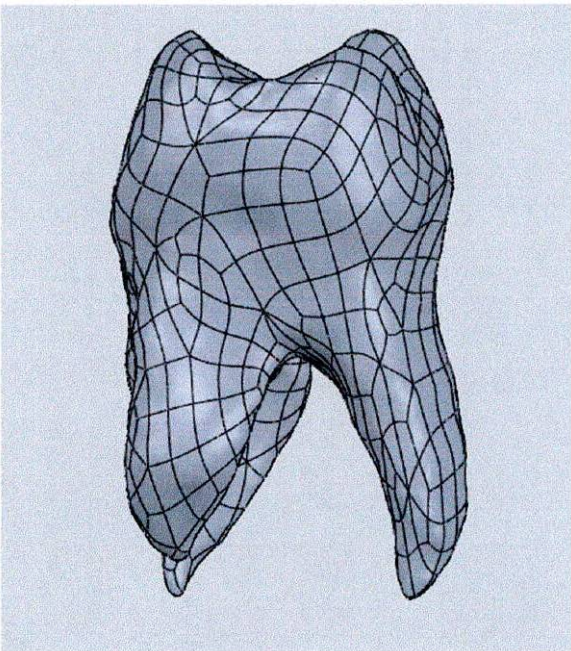


Posteriormente se importa en Solid Works para convertirlo en sólido y seccionar la zona específica para el análisis. (Imágenes 7 y 8)

Imagen 7: Geometría del hueso cortical

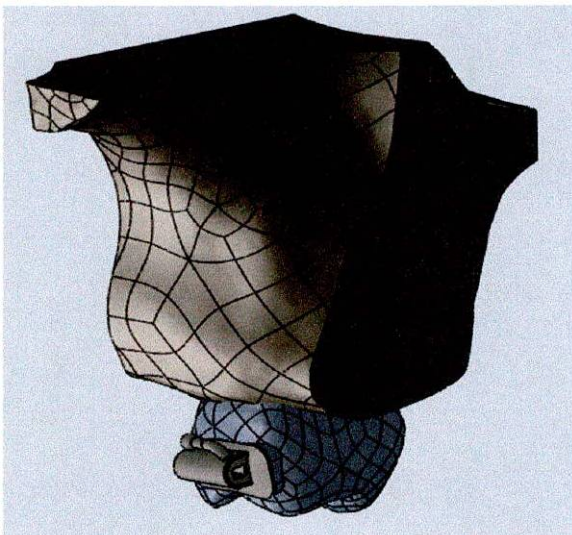


Imagen 8: Geometría del molar



Montaje de los conjuntos a analizar. En el módulo de Ensamblaje de Solid Works, se realizó el montaje de los 6 conjuntos que se analizaron posicionando las diversas geometrías que las componían. Se construyeron 12 modelos simulados con una relación corono radicular 1:1,5 con la cementación del tubo del molar en el centro de la corona clínica y otro en la anatómica cada una de estas variaciones con altura ósea normal y disminuida la cual se estableció que fuera subapical para un total de 4 modelos. Los siguientes 4 modelos se establecieron para una relación corono radicular 1:1 con cementación clínica y anatómica; y una altura ósea normal y disminuida. Los últimos 4 modelos se constituyeron con una relación corono radicular 1:0.5 para una cementación de tubos en corona clínica y anatómica con periodonto normal y disminuido. **(Imagen 9)**

Imagen 9: Ensamblado de todas las estructuras para componer el conjunto (hueso cortical y trabecular, ligamento periodontal, molar y tubo de molar)



Terminados los ensamblajes, se importaron al software ANSYS WORKBENCH versión académica en donde se aplicaron las propiedades de los materiales a cada elemento, se realizó el enmallado, se aplicó la carga de 1 N en el slot del bracket, y se definieron los apoyos para dejar el conjunto completamente definido. Adicionalmente se definieron los resultados que se requerían los cuales fueron esfuerzos de Von Mises y deformaciones de cada componente.

Segundo paso: Solución: En esta etapa el ANSYS resuelve cada simulación y crea el archivo de resultados.

Tercer paso. Post Procesamiento: En esta etapa, se visualizan los resultados obtenidos para cada conjunto simulado y se procedió a capturar las imágenes con la herramienta recortes de Windows. (Imágenes 10, 11 y 12)

Imagen 10: Herramienta de Recortes de Windows

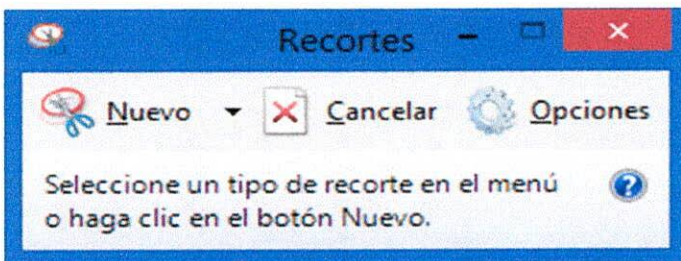


Imagen 11: Deformaciones del molar (en milímetros)

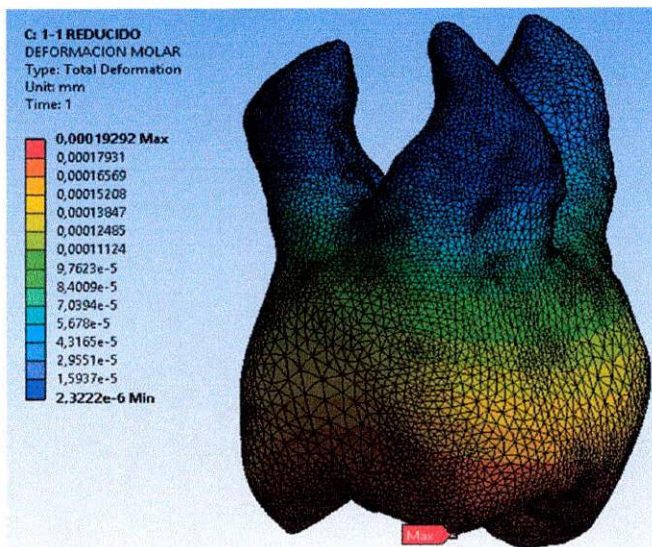
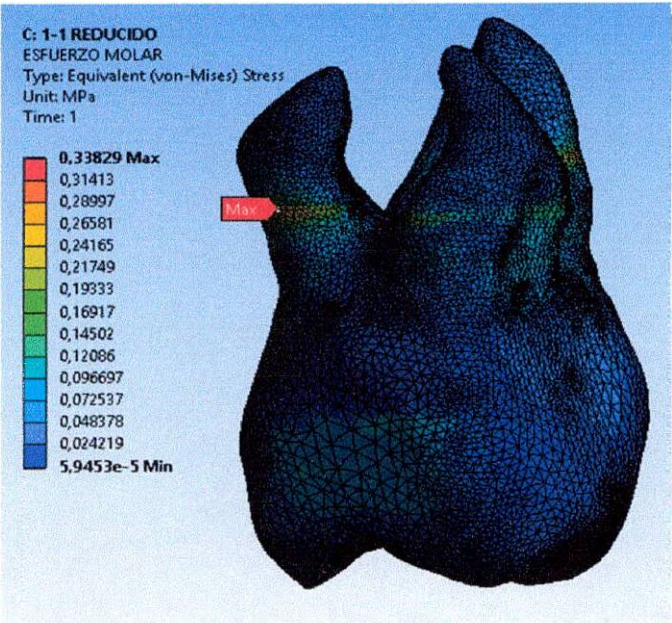


Imagen 12: Esfuerzos de Von Mises del Molar (en Mega Pascales)



3. RESULTADOS

3.1. RESULTADOS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN PERIODONTO NORMAL

En una relación corono-radicular 1:0.5 con periodonto normal los menores esfuerzos se dan en cementación de corona clínica. Al analizar cada estructura por separado se encontró que en el hueso cortical, el LP y el molar registran menor esfuerzo en la cementación de corona anatómica y en el hueso esponjoso el menor esfuerzo se da en cementación de corona clínica. (Tabla 1 y 2)

Los resultados del conjunto en una relación corono-radicular 1:1 el menor esfuerzo se da en cementación de corona clínica. Al analizar cada estructura por separado se encontró que en el hueso cortical y trabecular, el LP y el molar registran menor esfuerzo en la cementación de corona anatómica.

En una relación corono-radicular 1:1.5 el menor esfuerzo se da en cementación de corona anatómica, al igual que en el análisis de cada estructura por separado. (Gráfica 1)

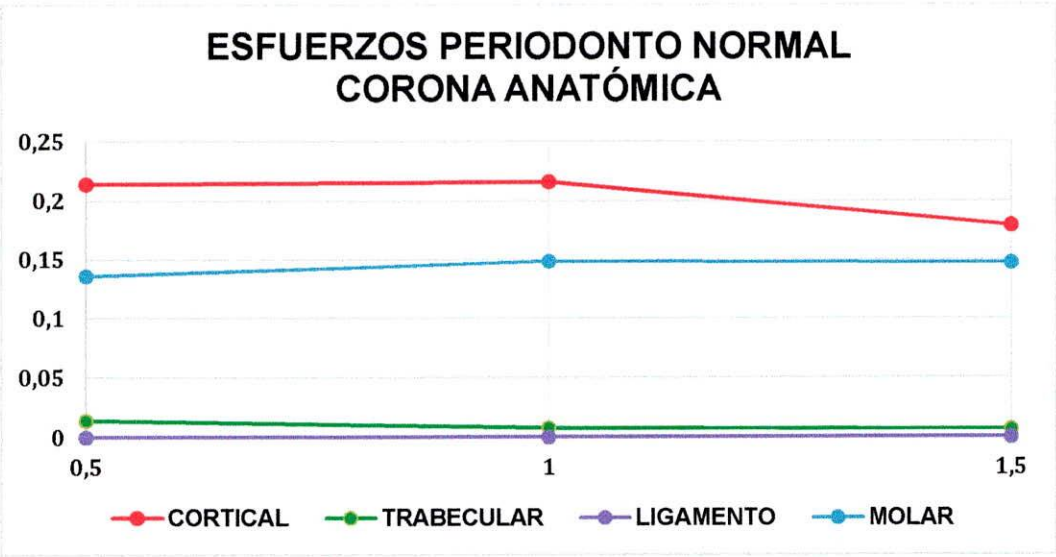
Tabla 1: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto normal.

ESTRUCTURA	CORONA ANATÓMICA		
	ESFUERZO (Mpa)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	1,0007	0,90647	0,90514
CORTICAL	0,21431	0,21638	0,17923
TRABECULAR	0,014188	0,0083416	0,0068601
LIGAMENTO	1,3733E-05	1,0521E-05	1,0030E-05
MOLAR	0,13615	0,1488	0,14747

Tabla 2: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona clínica y periodonto normal.

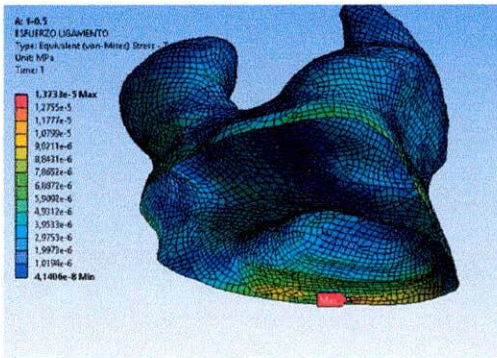
ESTRUCTURA	CORONA CLÍNICA		
	ESFUERZO (Mpa)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	0,88696	0,8865	0,99998
CORTICAL	0,24072	0,23737	0,19883
TRABECULAR	0,014126	0,0089591	0,0072633
LIGAMENTO	1,5421E-05	1,1830E-05	1,2304E-05
MOLAR	0,15269	0,15946	0,15281

Gráfica 1: Esfuerzos en cada estructura en cementación de corona anatómica con periodonto normal

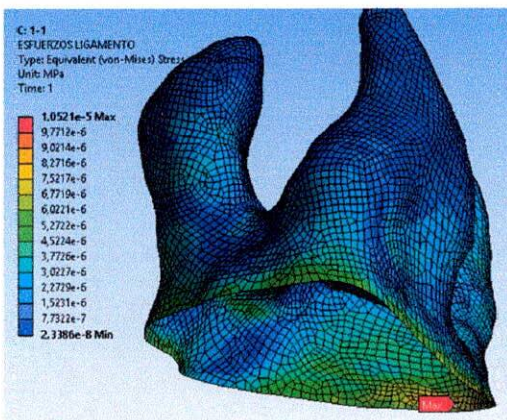


Los mayores esfuerzos se localizan anatómicamente en la región cervical del molares en las diferentes relaciones corono radiculares ya sea con periodonto normal o disminuido. (Gráfica 2, 3 y 4)

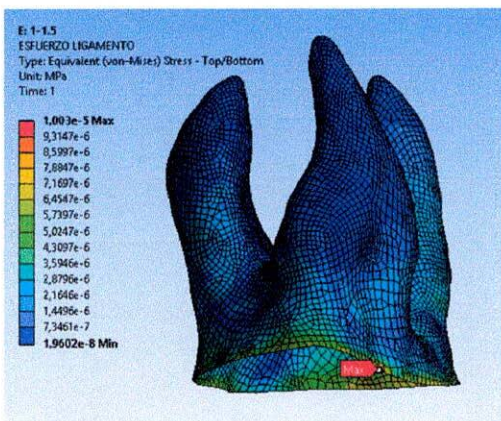
Gráfica 2: Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5.



Gráfica 3: Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5.



Gráfica 4: Esfuerzos en el ligamento periodontal para relación corona radicular 1:0,5



Se contrasta la hipótesis de diferencias de la distribución de las medianas entre las medidas con el test de Kruskal Wallis /u Mann Whitney, para periodonto normal y disminuida en corona clínica y anatómica. El test estadístico muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 ($p < 0.05$) existiendo diferencias significativas entre disminuido y normal.

Los resultados del conjunto para las deformaciones en donde se tiene en cuenta la estructura conformada por el hueso cortical y trabecular normal, ligamento periodontal, el molar y el tubo (bracket) se muestran en la **Tabla 3 y 4**; arrojaron que en una relación corono-radicular 1:0.5 las mayores deformaciones se dan en cementación de corona clínica, lo cual se asocia a un movimiento mayor pero de inclinación. En relación 1:1 el mayor desplazamiento se observa en cementación clínica. Y en 1:1.5 revela mayor deformación en corona clínica tanto el conjunto dentoalveolar como por estructuras. (Gráfica 5)

Tabla 3: Resultado de deformaciones para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto normal

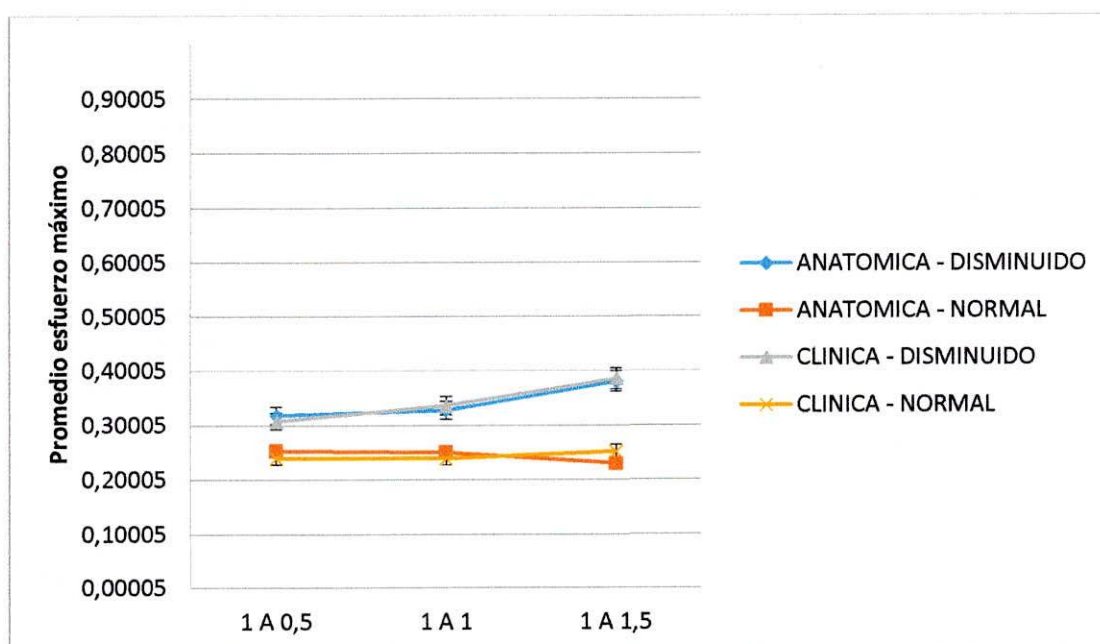
ESTRUCTURA	CORONA ANATÓMICA		
	DEFORMACIÓN (mm)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	6,2873E-05	6,2025E-05	6,1262E-05
CORTICAL	1,7148E-05	1,6707E-05	1,6189E-05
TRABECULAR	1,1356E-05	1,0244E-05	1,0004E-05
LIGAMENTO	1,6924E-05	1,6515E-05	1,6230E-05
MOLAR	5,6916E-05	5,5972E-05	5,5209E-05

Tabla 4: Resultado de deformaciones para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona clínica y periodonto normal

ESTRUCTURA	CORONA CLÍNICA		
	DEFORMACIÓN (mm)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	7,2295E-05	7,0811E-05	6,9836E-05
CORTICAL	1,7686E-05	1,7205E-05	1,6685E-05
TRABECULAR	1,2192E-05	1,0723E-05	1,0497E-05
LIGAMENTO	1,7396E-05	1,7053E-05	1,6728E-05
MOLAR	6,5301E-05	6,3992E-05	6,3069E-05

Se contrasta la hipótesis de diferencias de la distribución de las medianas entre las medidas de deformaciones con el test de Kruskal Wallis /u Mann Whitney, para periodonto. El test estadístico muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 ($p < 0.05$) existiendo diferencias significativas entre disminuido y normal.

Grafica 5: Promedio de esfuerzos máximo en corona clínica y anatómica en normal y disminuida



3.2. RESULTADOS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN PERIODONTO DISMINUIDO

Los resultados de los esfuerzos y deformaciones arrojados en las simulaciones de las diferentes relaciones corono radiculares para cementación clínica y anatómica del tubo con altura ósea disminuida se muestran en las **Tablas 5, 6, 7 y 8**.

Los resultados en conjunto en una relación corono-radicular 1:0.5 donde se tiene en cuenta hueso cortical y trabecular disminuido, ligamento y molar registraron que los esfuerzos son menores cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona clínica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual encontramos que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y el molar experimenta un menor esfuerzo en corona anatómica.

En una relación corono-radicular 1:1 los esfuerzos son menores cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona clínica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual encontramos que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y en el mismo molar experimenta un menor esfuerzo en corona anatómica. Y se revela que en una relación corono-radicular 1:1.5 los esfuerzos son menores cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona clínica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual encontramos que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y en el mismo molar experimenta un menor esfuerzo en corona anatómica. (Gráfica 6)

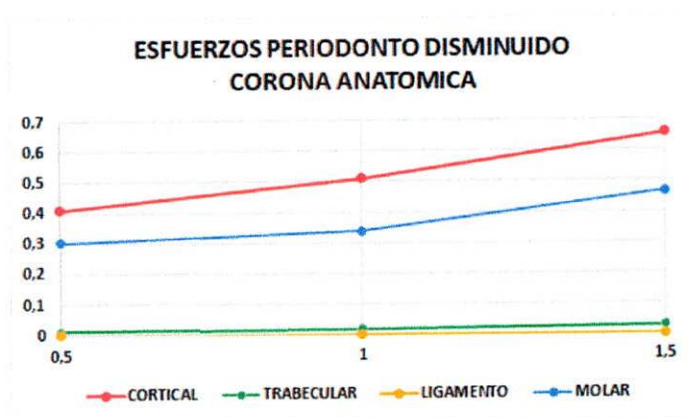
Tabla 5: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto disminuido

ESTRUCTURA	CORONA ANATÓMICA		
	ESFUERZO (Mpa)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	0,99249	0,89935	0,89812
CORTICAL	0,41118	0,50984	0,65669
TRABECULAR	0,011101	0,018813	0,027274
LIGAMENTO	2,5377 E-5	3,59E-05	3,25E-05
MOLAR	0,30261	0,33829	0,46434

Tabla 6: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona clínica y periodonto disminuido

ESTRUCTURA	CORONA CLÍNICA		
	ESFUERZO (Mpa)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	0,8824	0,88185	0,88199
CORTICAL	0,42974	0,54422	0,68748
TRABECULAR	0,012444	0,020157	0,029123
LIGAMENTO	2,82E-05	3,79E-05	3,45E-05
MOLAR	0,33257	0,36365	0,47828

Gráfica 6: Esfuerzos en cada estructura en cementación de corona anatómica con periodonto disminuido.



Se registra en la deformación en un modelo con una relación corono-radicular 1:0.5 donde se tiene en cuenta hueso cortical y trabecular disminuido mayores valores cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona clínica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual se encontró que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y en el mismo molar experimenta una menor deformación en corona anatómica. **(Gráfica 7)**

En una relación corono-radicular 1:1 se registra que la deformación es menor cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona anatómica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual encontramos que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y en el mismo molar experimenta una menor deformación en corona anatómica. Por último se observa que en una relación corono-radicular 1:1.5 donde se tiene en cuenta hueso cortical y trabecular disminuido, la deformación es menor cuando se hace una cementación del tubo (bracket) en la corona anatómica del molar. Al momento de analizar cada estructura de manera individual encontramos que, en el hueso trabecular y cortical, el ligamento periodontal y en el mismo molar experimenta una menor deformación en corona anatómica.

Tabla 7: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona anatómica y periodonto disminuido

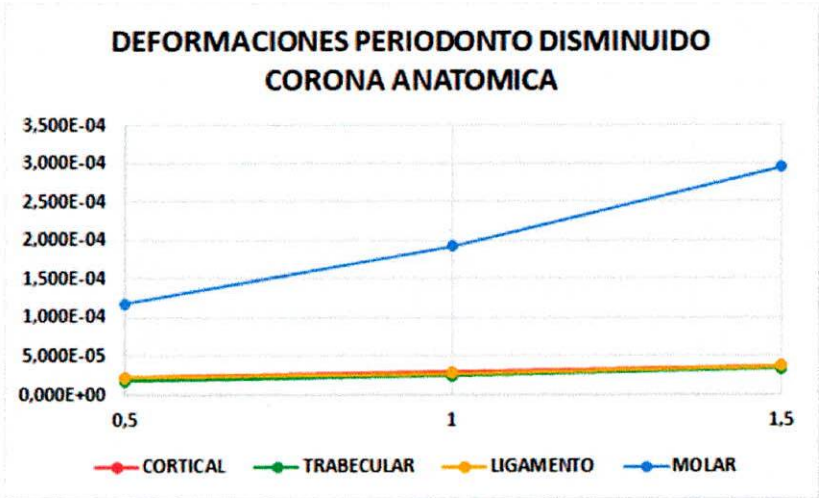
ESTRUCTURA	CORONA ANATÓMICA		
	DEFORMACIÓN (mm)		
	1 A 0,5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	1,1856E-04	1,9292E-04	2,9469E-04
CORTICAL	2,309E-05	2,9266E-05	3,7426E-05
TRABECULAR	1,7912E-05	2,4504E-05	3,4145E-05
LIGAMENTO	2,2669E-05	2,8545E-05	3,6673E-05
MOLAR	1,1786E-04	1,9292E-04	2,9469E-04

Tabla 8: Resultado de esfuerzos para relación corono-radicular 1:0.5; 1:1 y 1:1.5, con cementación del tubo en corona clínica y periodonto disminuido

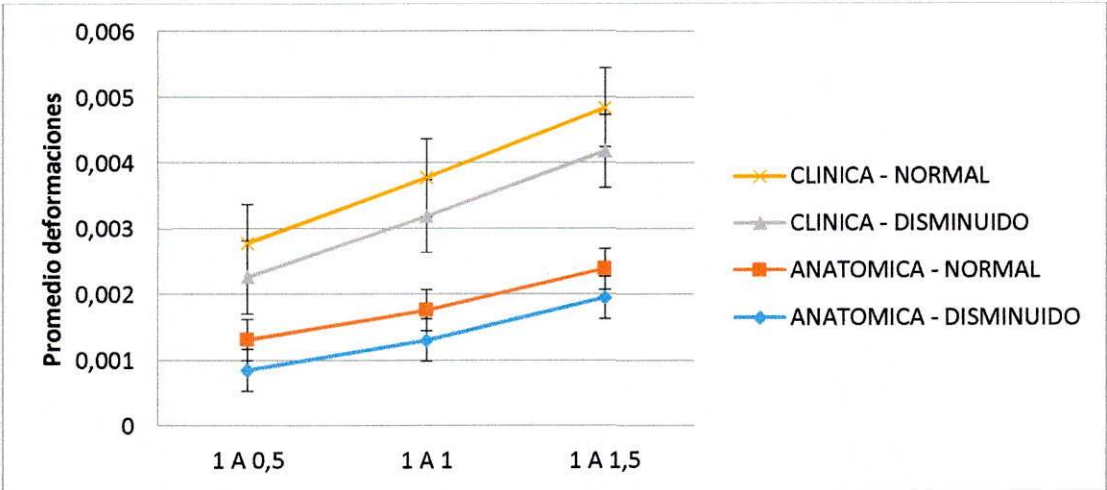
ESTRUCTURA	CORONA CLÍNICA		
	DEFORMACIÓN (mm)		
	1 A 0.5	1 A 1	1 A 1,5
CONJUNTO	1,3653E-04	2,1202E-04	3,1815E-05
CORTICAL	2,5254E-05	3,1665E-05	3,9648E-05
TRABECULAR	1,9551E-05	2,6379E-05	3,6240E-05
LIGAMENTO	2,4797E-05	3,0785E-05	3,8869E-05
MOLAR	1,3295E-04	2,1202E-04	3,1815E-04

En la gráfica 8 se observan los promedios de deformaciones entre las cementaciones de corona clínica y anatómica y periodonto disminuido y normal.

Gráfica 7: Deformación en cada estructura en cementación de corona anatómica con periodonto disminuido.



Gráfica 8: Promedio de deformaciones máximas



4. DISCUSIÓN

Bica en el 2014 para los resultados obtenidos luego de la simulación por computador a través del método de elementos finitos tuvo en cuenta la estructura conformada por el hueso cortical y trabecular normal, ligamento periodontal, diente multirradicular y el tubo (bracket) lo cual denominaron conjunto; a diferencia de este estudio se decidió analizar cada estructura anatómica por separado y en conjunto con diferentes variables en altura ósea y longitud radicular.

Según Bourauel y Vollmer en 1999; van Driel y Provaditis en el 2000, Qian en el 2001 y Pietrzak y Poppe en el 2002 el ligamento periodontal se debe simular como una fibra no lineal o con propiedades visco elásticas, así mismo también incluyen la geometría y la morfología interna del hueso alveolar basándose en tomografías computarizadas, en el presente estudio aunque también se modelo el ligamento como no lineal se realizó modificaciones de tamaño al cambiar la relaciones radicales debido a que el cambio de forma establece también los límites para la transferencia de carga tridimensional lo que resulta en distribuciones de estrés que pueden ser diferentes.

Geramy 2002 y Bica 2014 refieren que la pérdida de hueso alveolar reduce el centro de resistencia y modifica la distribución del estrés en el ápice, al analizar los resultados con el presente estudio respecto a los esfuerzos y deformaciones a medida que se pierde hueso alveolar los valores de esfuerzo van disminuyendo, encontrando también que los datos más significativos son aquellos que corresponden a la dirección de la fuerza de acción

Según Geramy en el 2002 cuando se aplica una fuerza determinada en un modelo de simulación matemática el nivel más alto de estrés se encuentra a nivel cervical, se puede relacionar con los resultados del estudio donde los mayores esfuerzos en el ligamento periodontal normal se vieron reflejados a nivel cervical y palatino para las relaciones establecidas en el estudio.

Según Jara en el 2017 refiere que en un paciente con relación corono raíz disminuida existe mayor inclinación al aplicar una fuerza de traslación; la cual estará disminuida al cementar el bracket de un incisivo superior más gingival acercándose aproximadamente 0.5 mm más al centro de resistencia (corona anatómica), ese estudio fue realizado en dientes unirradiculares superiores. Los resultados obtenidos difieren del estudio de Jara de 2017 porque es un diente multirradicular el cual varía en forma y tamaño radicular entre individuos y configuración anatómica del mismo diente que cambiará la distribución de esfuerzos y deformaciones; lo que daría a entender que no es tan importante la cantidad de fuerza que se aplica sino la fuerza por unidad de superficie que se distribuirá de forma diferente cuando la superficie radicular aumenta. En un diente multirradicular al disminuirse el periodonto los esfuerzos disminuyen al realizar la cementación en corona anatómica y lo podemos correlacionar con los estudios anteriores que nos hablan acerca del desplazamiento del centro de resistencia. (Jara y col, 2017). A medida que el periodonto disminuye el centro de resistencia cambia a una posición más apical por lo que la cementación más gingival reduciría la distancia del punto de aplicación de la fuerza al centro de resistencia lo que causaría menor movimiento de inclinación que conllevaría a un movimiento predecible.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

En pacientes que presenten periodonto disminuido es recomendado la cementación en centro de corona anatómica para disminuir esfuerzos.

Cuando se aplica una fuerza determinada en un modelo de simulación matemática el nivel más alto de estrés se encuentra a nivel cervical en las diferentes relaciones corono raíz y las distintas cementaciones. En pacientes que presenten una relación corono radicular aumentada la cementación en corona anatómica nos arrojará menores esfuerzos y un movimiento de traslación mayor.

En movimientos ortodónticos realizados con relación corono raíz 1:0,5 se produce un movimiento de inclinación por lo que es recomendable disminuir las fuerzas o realizar biomecánicas que nos ayuden a acercarnos al centro de resistencia.

Para pacientes con periodonto normal la mejor cementación depende del tamaño y forma de las raíces que cambiaran la posición del centro de resistencia lo que a su vez nos determinará la posición ideal del tubo

La altura de la cementación dependerá del periodonto y anatomía radicular; si la altura ósea se encuentra disminuida será mejor en corona anatómica para acercarse al centro de resistencia que se encontrará más apical, si el periodonto se encuentra normal en una relación corono radicular ideal el centro de resistencia se encontrará más cerca de la corona por lo que se impactara de mejor manera al realizar la cementación en corona clínica.

Es importante apreciar las condiciones anatómicas de cada paciente y de cada estructura dental (periodonto, altura radicular y morfología de un molar) para establecer el sitio ideal de cementación del tubo.

5.2. RECOMENDACIONES

Se necesita realizar más estudios comparativos con diferentes morfologías de molares para saber si los resultados difieren al estudio realizado.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Ammar Hussein H. et al Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Volume 139, Issue 1, e59 - e71

Bica, C., Brezeanu, L., Bica, D., & Suci, M. Biomechanical reactions due to orthodontic forces. A finite element study. Procedia Technology, 2015, 19, 895-900

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jager A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. Journal of Orofacial Orthopedic, 1999, 60:136-151.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R: Centers of resistance of the human mandibular molars (abstract). J Dent Res 60 1981, 515.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. AM J ORTHOD 77, 1980. 396-409.

Cattaneo M, Dalstra M, and Melsen B. The Finite element Method: A Tool to study Orthodontic Tooth Movement: Journal dentistry research, 2005, 428-433.

Chakravarthi S, et al. Evaluation of centre of resistance in tooth with different levels of bone: A Finite Element Method Study. Journal of international oral health 2006; 8: 232-237

Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993, 104:448-454.

Dermaut L R, Kleutghen J P J, De Clerck H J. Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1986, 90: 29 – 36

Dwight Damon, DDS.30 Manual de trabajo Damon pág. 138

Farah J W, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973, 6:511-520.

Geramy, A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 2002, 24(1), 21-33.

Jara L, Espinosa A, Ramírez M, Zamora S. Comparación de cementación de un bracket mediante análisis de elementos finitos según variaciones de tamaño radicular y altura ósea. 2017; 1-13.

Jo, A.-R., Mo, S.-S., Lee, K.-J., Sung, S.-J., & Chun, Y.-S. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. *Korean Journal of Orthodontics*, . (2017). 47(1), 21–30. <http://doi.org/10.4041/kjod.2017.47.1.21>

Jones M, Hickman J, Middleton J. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontics vol.28 (2001) 28-29

Konda, P., & Tarannum, S. A. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS)* 2012, 16(16).

Lindauer S, Britto A. Biological response to biomechanical signals: Orthodontic Mechanics to control tooth movement. *Seminars in Orthodontics*, 2000; 6: 145-154

Martínez, N. Z., Gallardo, V. P., Ortiz de Anda, R. M., & Franco, J. L. Funcionamiento de la TC médica y de la TC de haz cónico en odontología ¿Qué debemos saber? *Revista Española de Ortodoncia*, 2011, 41(1), 31-37.

Martins JNR, Quaresma S, Quaresma MC, Frisbie-Teel J. C-shaped maxillary permanent first molar: a case report and literature review. *Journal of Endodontics*. 2013

Martins JNR, Quaresma S, Quaresma MC, Frisbie-Teel J. C- shaped maxillary permanent first molar: a case report and literature review. *Journal of endodontics* 2013 Dec; Vol. 39 (12), pp. 1649-53.

McLaughlin, R. P., & BENNETT, R. P. *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. 2002.

Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng* 1990, 12:319-327.

Moore J. Factors affecting tooth movement in sliding mechanics. *European Journal of Orthodontics* 15 (1993) 225-241

Ping L, et al. Three- dimensional finite element analysis of the mechanical Stress on root from orthodontic tooth movement by sliding mechanics. *Journal of Huazhong University of science and Technology. Med sci* 27(6): 2007

Poppe, M., Bourauel, C., & Jäger, A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2002, 63(5), 358-370

Protocolo de cementación centro de la corona clínica y centro de la corona anatómica. Posgrado ortodoncia y ortopedia maxilar.

Provatidis C. G . A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2000, 22:359-370.

Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001,120:272-279.

Scheid, R. C. Woelfel's dental anatomy. Lippincott Williams & Wilkins. 2012

Singh, et al. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *Journal of international Society of preventive and community dentistry*. 2006, Vol, 6 No.2

Smith, R and Burstone, C. Mechanics of tooth movement. *Am. J Orthod* Vol. 85 1984

Tominaga, J, et al Effect of bracket slot and arch wire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics. A 3-dimensional finite element study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopaedics*. Vol 146. 2014

Van Driel W.D, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM . Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2000, 214:497-504.

Viaño, J. M. Simulación numérica en odontología y ortodoncia. *Boletín SEMA*, 2008,(33).

Vollmer D. Determination of centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *European journal of orthodontics* 21(1999) 633-648

Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(2):190–7.