



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSTGRADO

EVALUACIÓN DEL ESTRÉS DEL
LIGAMENTO PERIODONTAL SEGÚN
EL ÁNGULO CORONO-RADICULAR Y
POSICIONAMIENTO VERTICAL DEL
BRACKET VESTIBULAR EN EL
INCISIVO CENTRAL SUPERIOR EN EL
MOVIMIENTO INTRUSIVO: MÉTODO
DE ELEMENTOS FINITOS.

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN ORTODONCIA

FREDY EVER ARTEAGA HERRERA

LIMA – PERÚ

2020

ASESORES

Asesor Principal

Mg. Esp. Orlando Tuesta Da Cruz

Departamento Académico de Estomatología del Niño y Adolescente

Co-Asesor

Mg. Esp. Carlos Liñán Durán

Departamento Académico de Estomatología del Niño y Adolescente

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado con todo mi cariño para mi familia; quienes han puesto toda su confianza para lograr un objetivo más en mi vida.

AGRADECIMIENTO

- Al Ing. Ernesto Verástegui Ñahuiz, por su orientación y apoyo en la ejecución de la presente investigación.
- De manera especial a mis asesores el Dr. Orlando Tuesta Da Cruz y Dr. Carlos Liñán Durán, por su paciencia, profesionalismo y entrega, compartiendo su sabiduría y experiencia para la realización del presente estudio.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1 Planteamiento del problema	3
II.2 Justificación	3
III. MARCO TEÓRICO	5
III.1 Movimiento Dentario	5
III.2 Movimiento de Intrusión	7
III.3 Estrés en el Ligamento Periodontal	8
III.4 Ángulo Corono-Radicular:	9
III.5 Posicionamiento vertical del bracket vestibular	12
III.6 Método de Elementos Finitos (MEF)	15
III.6.1 Proceso de creación del modelo 3D	17
III.7 Antecedentes	18
IV. OBJETIVOS	20
IV.1. Objetivo General	20
IV.2. Objetivos Específicos	20
V. MATERIALES Y METODOS	21
V.1. Diseño del estudio	21
V.2. Muestra	21
V.3. Variables	21
V.3.1 Variable Dependiente	21
V.3.2 Variable Independiente	22
V.4. Técnicas y procedimientos	22
V.4.1. Modelado geométrico del sistema biológico (diente, hueso alveolar, hueso cortical y ligamento periodontal)	22
V.4.2 Modelado geométrico de la aparatología ortodóntica (bracket y arco ortodóntico)	24
V.5. Plan de análisis	26
V.6. Consideraciones éticas	26
VI. RESULTADOS	27
VII. DISCUSIÓN	34
VIII. CONCLUSIONES	48

IX. REFERENCIAS
ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Máximo estrés según el ACR y las diferentes posiciones del bracket	28

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 4 mm.	29
Figura 2. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 4.5 mm.	29
Figura 3. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 5 mm.	30
Figura 4. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 4 mm.	30
Figura 5. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 4.5 mm.	31
Figura 6. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 5 mm.	31
Figura 7. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 4 mm.	32
Figura 8. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 4.5 mm.	32
Figura 9. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 5 mm.	33

ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

ACR	:	Angulo Corono-Radicular
MEF	:	Método de Elementos Finitos
LP	:	Ligamento Periodontal
SWA	:	Straight Wire Appliance
MPa	:	Megapascal
gf	:	Gramos-Fuerza
N	:	Newton.
mm	:	Milímetros.
UCA	:	Unión Cemento-Adamantina
CAD	:	Computer Aided Design
DICOM	:	Digital Imaging and Communications in Medicine
STL	:	Standard Triangle Language
DWG	:	DraWinG
SI	:	Sistema Internacional
CR	:	Centro De Resistencia
M	:	Momento
f	:	Fuerza
d	:	Distancia
°	:	Grados
VL	:	Vestíbulo-Lingual
MD	:	Mesio-Distal
mmHg	:	Milímetro de mercurio

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el estrés del ligamento periodontal (LP) según el ángulo coronoradicular (ACR) y posicionamiento vertical del bracket vestibular en el incisivo central superior en el movimiento intrusivo mediante el método de elementos finitos (MEF). **Materiales y Métodos:** Se generaron 9 modelos geométricos tridimensionales del incisivo central superior con ACR de 180°,170° y 160°, su soporte periodontal y aparatología ortodóntica. El movimiento intrusivo se simuló aplicando una fuerza de 0.12N, paralelo al eje coronal, modificando la posición vertical del bracket vestibular a 4 mm., 4.5 mm., 5 mm., medidos desde el borde incisal. **Resultados:** El menor estrés en el LP se presentó en el incisivo con ACR de 180° con el bracket posicionado a 4mm. y el mayor estrés se alcanzó en el incisivo con ACR de 160° y el bracket a 5 mm. Se observó una tendencia al aumento del estrés al incrementar la altura del bracket y disminuir el ACR. Además, la localización del máximo estrés se desplazó del ápice a la zona cervical del diente a medida que el ACR se reduce. **Conclusiones:** El ACR y la posición vertical del bracket influenciaron en la magnitud y distribución del estrés generado en el LP. **PALABRAS CLAVE:** Ortodoncia, análisis de elementos finitos, intrusión de diente, ligamento periodontal.

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the stress of the periodontal ligament (LP) according to the corono-radicular angle (ACR) and vertical positioning of the vestibular bracket in the upper central incisor in the intrusive movement using the finite element method (MEF). **Materials and Methods:** 9 three-dimensional geometric models of the upper central incisor with 180 °, 170 ° and 160 ° ACR, its periodontal support and orthodontic appliances were generated. The intrusive movement was simulated by applying a force of 0.12N, parallel to the coronal axis, modifying the vertical position of the vestibular bracket to 4 mm., 4.5 mm., 5 mm., Measured from the incisal edge. **Results:** The lowest stress on the LP was presented in the incisor with 180 ° ACR with the bracket positioned at 4mm. and the greatest stress was achieved in the incisor with ACR of 160 ° and the bracket at 5 mm. A tendency to increase stress was observed by increasing the height of the bracket and decreasing the ACR. In addition, the location of maximum stress shifted from the apex to the cervical area of the tooth as the ACR is reduced. **Conclusions:** The ACR and the vertical position of the bracket influenced the magnitude and distribution of the stress generated in the LP.

KEYWORDS: Orthodontics, finite element analysis, tooth intrusion, periodontal ligament.

I. INTRODUCCIÓN

El movimiento dental ortodóntico se produce en base a una respuesta del hueso mediada por el ligamento periodontal (LP) cuando se aplica una presión al diente, existiendo una reacción tisular en donde el hueso se forma y o reabsorbe facilitando el desplazamiento dentario, por lo que se considera un fenómeno del ligamento periodontal.¹

El movimiento intrusivo, utilizado para corregir los problemas verticales y la estética de la sonrisa, es uno de los movimientos más complicados de realizar por la dificultad de lograr una traslación pura sin inclinación y porque la fuerza se concentra en una zona localizada del ápice radicular, que lo hace propenso a la reabsorción radicular. Por consiguiente, planificar un movimiento dental eficiente implica conocer la naturaleza de la fuerza aplicada y la distribución del estrés en los tejidos adyacentes.

La magnitud de la fuerza debería estar dentro de los niveles óptimos por lo que se emplean fuerzas muy ligeras entre 10 a 20 gf.² Excederlas causaría necrosis del LP, disminución de la velocidad del movimiento y efectos indeseados como las reabsorciones radiculares.

Por otro lado, el estrés se interpreta como las tensiones (compresión/ tracción) generadas en las estructuras próximas a la aplicación de una fuerza y su distribución en el LP puede alterarse producto de la presencia de algunas variantes morfológicas como el ángulo corono-radicular formado por la intersección del eje axial coronal y radicular, representando en muchos casos una flexión entre la corona y la raíz de una pieza dentaria que estaría presente en diversas maloclusiones.

El correcto posicionamiento vertical del bracket permite la ubicación tridimensional idónea del diente en el hueso alveolar. Sin embargo esto se dificulta por la precisión del clínico en la adhesión del bracket, alteraciones en la forma de la corona, variación de la convexidad labial coronal a diferentes alturas, desgastes de bordes incisales e hiperplasia gingival; modificando la expresión de la inclinación dentaria.

El método de elementos finitos (MEF) se considera una valiosa herramienta no invasiva en comparación con otros métodos, facilitando el análisis de la interacción entre los materiales y las fuerzas y el patrón de distribución del estrés en una masa determinada.³

Por lo tanto esta investigación tiene como propósito la evaluación del estrés del ligamento periodontal según el ángulo corono-radicular y el posicionamiento vertical del bracket vestibular en el incisivo central superior en el movimiento intrusivo mediante el método de elementos finitos.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1 Planteamiento del problema

La aplicación de fuerzas paralelas al eje axial en incisivos superiores en el movimiento de intrusión, permitiría un desplazamiento puro o en cuerpo entero y una mejor distribución del estrés sobre el ligamento periodontal. Sin embargo, en incisivos con variantes morfológicas (ángulo corono-radicular alterado) donde no se comparte un eje axial único, por el contrario, existe una flexión entre la corona y la raíz, por tanto la distribución del estrés y el movimiento dentario puede verse modificado. Además, la incorporación de torque positivo de los brackets de incisivos superiores junto con los momentos generados durante la intrusión agrava aún más la posición de la raíz, pudiendo causar el posible contacto con el hueso cortical palatino. Esto sumado a una falta de precisión en el posicionamiento vertical del bracket que influyen en la inclinación y torque radicular de la pieza dentaria generan un panorama poco favorable del movimiento. Por lo mencionado nos hacemos la siguiente pregunta de investigación:

¿El ángulo corono-radicular y el posicionamiento vertical del bracket vestibular influyen sobre la distribución del estrés en el ligamento periodontal (LP) del incisivo central superior en el movimiento intrusivo utilizando el método de elementos finitos?

II.2 Justificación

El conocimiento de la existencia de variantes morfológicas (ángulo corono radicular) en el incisivo central superior determinará un mejor diagnóstico y planificación del

tratamiento, orientando al seguimiento y predicción de la cantidad de movimiento radicular dentro de los límites biológicos.

Permitirá guiar al clínico en el manejo y control del movimiento, ya que aplicar fuerzas a dientes anatómicamente diferentes producirá un desplazamiento atípico. Por lo tanto, requieren un sistema de mecánica de fuerza individualizado para cada persona.

El correcto posicionamiento vertical del bracket busca conseguir una inclinación radicular adecuada y un ángulo interincisal normal, factores importantes para promover la estabilidad posterior del tratamiento.

La mayor riesgo de reabsorciones radiculares en el incisivo central con ACR reducidos, justifica la necesidad de estudiar los patrones de estrés sobre estos dientes en el movimiento de intrusión.⁴

La investigación permitirá obtener conocimiento relevante, porque no existen estudios previos donde se empleen estas variables y su aporte servirá para futuras investigaciones.

III. MARCO TEÓRICO

III.1 Movimiento Dentario

El movimiento dental ortodóntico es un procedimiento complejo producto de diversos cambios biomecánicos en el periodonto. Proffit et al.,¹ manifestaron que el movimiento dental es principalmente un fenómeno del ligamento periodontal (LP).

La respuesta a la fuerza ortodóntica aplicada determina 2 zonas distintas en el ligamento periodontal y hueso alveolar adyacente: una zona de compresión donde se origina la reabsorción ósea y otra zona de tensión donde se produce la formación de hueso. Este “remodelado óseo” promueve el movimiento dentario.⁵

Si las fuerzas de ortodoncia son ligeras y constantes, la reabsorción en un lado y la aposición por el otro ocurrirá a la misma velocidad.

Cuando se aplica una fuerza de gran intensidad sobre el diente, provoca una constricción de los vasos sanguíneos y corta el suministro de sangre al LP. En este caso, se produce una necrosis aséptica, que da lugar a una reabsorción ósea a distancia que no comienza desde el lado dental, sino que proviene de la región alveolar, causando daño tisular, hialinización y dolor. El proceso de reabsorción subyacente es más lento y más perjudicial en comparación con la reabsorción frontal.⁶

La fuerza óptima utilizada en el tratamiento de ortodoncia debería ser suficiente para producir el movimiento dentario sin dañar el tejido y con el máximo confort para el paciente. Las fuerzas excesivas pueden provocar dolor intenso, daño del ligamento periodontal y reabsorción radicular. Por otro lado, las fuerzas insuficientes prolongan la duración del tratamiento.

En ortodoncia se prefieren las fuerzas ligeras y continuas, su magnitud varía dependiendo del tipo de movimiento que se requiere, por ejemplo la fuerza de 10 gf a 20 gf es necesaria para la intrusión, 70 gf a 100 gf es la fuerza deseable para la traslación; por lo tanto el nivel de fuerza óptimo (sin daño tisular) para el movimiento del diente generalmente varía en el rango de 0.09 N a 0.98 N (9 gf a 100 gf).⁷

Se han descrito tres etapas del movimiento dental ortodóntico: la etapa inicial que dura aproximadamente de 24 a 48 horas caracterizado por el desplazamiento del diente en el área del ligamento periodontal dentro de su alveolo; la etapa de retraso, que dura entre 20 a 30 días, representado por la presencia de necrosis y hialinización como respuesta a la compresión de vasos sanguíneos con subsecuente hipoxia del ligamento periodontal y hueso alveolar contiguo, que es eliminada por macrófagos y células multinucleadas.^{8,9} Esta fase es considerada como de latencia por la presencia de poco o ningún movimiento dental.¹⁰

En la tercera etapa se produce el movimiento dental mediado por la remodelación ósea con actividad de osteoblastos y osteoclastos sobre una base con formación de nuevos vasos sanguíneos.

III.2 Movimiento de Intrusión

El movimiento de intrusión es definida por Nikolai ¹¹ como un “movimiento de traslación dirigida apicalmente y paralelo al eje largo”, por su parte Burstone ¹² lo define como “movimiento apical del centro geométrico de la raíz con respecto al plano oclusal o el eje axial del diente”. Forma parte a menudo del tratamiento integral de ortodoncia en la mejora de las relaciones incisales: sagitales y verticales, corrección del ángulo interincisal y su efecto sobre la línea gingival y restauración estética de la sonrisa.¹³

Se considera un movimiento complicado de realizar por la dificultad de lograr una traslación pura sin inclinación y por qué la fuerza se concentra en un área pequeña en el LP, además de estar asociada a reabsorciones radiculares.¹⁴ Sin embargo, se ha realizado con éxito y se estima que es un procedimiento seguro siempre que se tenga extremo cuidado con la magnitud y dirección de las fuerzas.

Se recomienda la utilización de fuerzas ligeras y constantes que varía entre 10 gf a 20 gf para evitar daño al periodonto.¹⁵

La intrusión dental supone la reabsorción ósea alrededor del ápice radicular donde las estructuras de soporte periodontal se encuentran bajo presión, prácticamente sin zonas de tensión. Un elemento determinante para el éxito del movimiento intrusivo es la ubicación anatómica de las raíces de los dientes en relación con las corticales óseas. El mantener las raíces centradas en el hueso esponjoso alejada del hueso cortical adiciona efectividad del tratamiento y acorta el riesgo de reabsorciones radiculares.¹⁶

Para conseguir un movimiento de intrusión pura, la fuerza resultante debería pasar por el centro de resistencia del diente cuya ubicación es mencionada por Nanda ¹⁷ a 1/3 de

la distancia desde la unión amelocementaria al ápice radicular. Sin embargo al aplicar una fuerza intrusiva sobre el bracket, ubicada en la superficie vestibular del incisivo central superior, alejada de su centro de resistencia, producirá un momento en sentido anti horario que dará como resultado la inclinación del diente.¹⁸

III.3 Estrés en el Ligamento Periodontal

El estrés se puede interpretar como tensión (definida como fuerza por unidad de área), desarrollada en el tejido contiguo a la aplicación de una fuerza. Cuando se estimula un diente la distribución del estrés generado sobre el ligamento periodontal no es igual y su magnitud varía inversamente al área en que se aplica la carga. Una magnitud de fuerza baja causa una deformación del ligamento periodontal y origina la actividad celular responsable de la remodelación ósea. Por otro lado las fuerzas de alta intensidad pueden causar isquemia, muerte celular, o en escala más baja afectar la reabsorción ósea, sin alcanzar los resultados deseados.¹⁹

Por lo tanto, la cuantificación del estrés en el ligamento periodontal es un concepto importante, ya que éste se transmite a los alvéolos con posterior remodelación ósea y movimiento dental.²⁰

Según Toms y Eberhardt ²¹ las tensiones (compresión /tracción) desarrolladas en el ligamento y el hueso alveolar proporcionan indicios de un movimiento dental favorable o desfavorable.

Las tensiones de compresión y tracción estimulan directa o indirectamente la descarga de moléculas y señales biológicas, por células locales específicas que incluyen fibroblastos, cementoblastos, macrófagos, osteoblastos, osteoclastos y células

provenientes de los vasos sanguíneos cercanos. Distribuyéndose en varios sitios alrededor del diente e influenciando en los tejidos adyacentes implicados en el movimiento dental.^{5, 22}

El estrés celular es alcanzado al suministrar fuerzas ligeras al ligamento periodontal, cuyas dimensiones son diminutas con vasos sanguíneos fácilmente contraíbles. Limitándose el volumen de sangre mediante la reducción del diámetro del vaso o por deformación mecánica del citoesqueleto celular. Por cualquiera de las 2 vías se produce la liberación de mediadores metabólicos intensificándose en áreas donde actúan las fuerzas aplicadas durante el movimiento ortodóntico.²²

La distribución difusa de las fuerzas aplicadas a los tejidos periodontales tiende a no ocasionar zonas amplias de hialinización de la matriz celular o muerte importante de cementoblastos que conlleva a la reabsorción radicular. Sin embargo una distribución focal en áreas limitadas si traería estas consecuencias.

Debido a la dimensión de su estructura, menor diámetro, forma de cono; el ápice radicular tiende a concentrar mayor fuerza y lesionar cementoblastos. Razón por la cual es el área asociada a mayores reabsorciones radiculares.²³

III.4 Ángulo Corono-Radicular:

La variabilidad en la anatomía de una pieza dentaria afecta intrínsecamente a la oclusión y su correspondiente posición tridimensional. Dentro de ellas la flexión del eje axial de la pieza dentaria es una variante anatómica de importancia, a tomar en consideración en el diagnóstico y la planificación del tratamiento ortodóntico. Ya que al observar la inclinación axial, uno tiende a evaluar solo la corona imaginando que la

raíz sigue el mismo eje. Sin embargo se ha demostrado que el eje longitudinal de la corona puede variar de manera significativa con el eje longitudinal de la raíz formando un ángulo en la intersección de ambos ejes denominado ángulo corono-radicular (ACR).²⁴

El ángulo Collum representa el suplemento del ACR, es decir ambos suman 180°, y se emplea para relacionar la diferencia angular entre los dos ejes. Este era mencionado en la literatura, con la idea que la diferencia entre ambos ejes longitudinales es de 0° arraigándose con el uso de plantillas cefalométricas. Bjork,²⁵ define el eje longitudinal del incisivo central como una línea que pasa por el punto medio del borde incisal y el ápice radicular. Esta suposición antes citada es errónea, ya que el eje longitudinal no explica la flexión morfológica de la corona en relación con la raíz.²⁶

La idea de que las piezas dentarias mantenían un eje axial único fue tomado en cuenta por Lawrence Andrews, creador de la técnica de arco recto o STRAIGHT WIRE APPLIANCE (SWA), afirmando que existía una muy pequeña y poco importante variación en la morfología de los dientes. Este dispositivo utilizado en la actualidad en el tratamiento de ortodoncia, cuya característica es la atribución de información al bracket evitándose dobleces excesivos en el arco en la etapa de acabado, mantiene por lo tanto una limitación, al no tomar en consideración la variabilidad de la posición de la raíz en relación con la corona, cuya morfología no corresponde exactamente a aquel para el cual se desarrolló SWA.²⁷

Por lo tanto el conocimiento de alteraciones en la morfología de los dientes es un elemento importante en ortodoncia para conseguir los objetivos del tratamiento como la estética, función y estabilidad en el tiempo.

La morfología del incisivo central superior permanente ha sido estudiada en diferentes maloclusiones y dentro de ellas el ángulo corono-radicular se ha investigado con mayor frecuencia en radiografías laterales y actualmente en tomografía computarizadas.²⁸

Estos dientes son claves en la apariencia estética del rostro, puesto que son los dientes más visibles durante toda la actividad facial por lo que precisan de una buena inclinación axial para lograr resultados satisfactorios.²⁹ Sin embargo, se conoce que existen variantes morfológicas que pudieran afectar el tratamiento de ortodoncia y la estabilidad de los resultados.

Al respecto un estudio realizado por McIntyre y Millett,³⁰ cuyo objetivo fue determinar la forma corono-radicular de los incisivos centrales superiores en las diferentes maloclusiones (clase I, II-1, II-2, III). Se encontró que la forma corono-radicular en maloclusiones clase II- 2 difería de las otras maloclusiones presentando ciertas características como flexión del eje axial, una raíz corta, corona larga, y grosor labio palatal reducido. Particularidad que podría originar el desarrollo de una mordida profunda y limitar el torque palatino durante la terapia con dispositivos fijos.

Restringir la cantidad de movimiento de tercer orden o torque, imposibilita el logro del ángulo interincisal normal y su correcta relación con el incisivo inferior factores importantes para la estabilidad posterior del tratamiento.³¹

Por lo tanto, el incisivo central superior es especialmente importante en el segmento estético donde la inclinación coronaria puede afectar la posición de la raíz. En casos severos, la raíz puede inadvertidamente invadir el hueso cortical labial o lingual, causando reabsorción y dehiscencia injustificada. Además, las angulaciones aberrantes

corono-radiculares pueden confundir la carga axial prevista cuando se intenta intruir o extruir los dientes. Por lo que el ángulo creado por los ejes anatómicos de la corona y la raíz puede tener un impacto significativo en el tratamiento de la ortodoncia.³²

Existen varias explicaciones en cuanto a la alteración del ángulo corono- radicular. Backlund, menciona la influencia de la fuerza del labio inferior en el desarrollo del incisivo central superior causando el fenómeno de la flexión corono-radicular. Sin embargo, estos dientes entran en erupción cuando ya se ha mineralizado dos tercios de su raíz .Por lo tanto, cualquier alteración en la dirección de la raíz en desarrollo solo afectara el tercio apical produciéndose una dilaceración en lugar de una flexión axial.³³

La herencia también se le considera otro factor etiológico de esta variación morfológica.³⁴

Además Lapatki ³⁵, reveló que la flexión entre los ejes largos de la corono y la raíz en los dientes anteriores maxilares se atribuye principalmente a una línea labial alta y no a una musculatura hipertónica perioral.

III.5 Posicionamiento vertical del bracket vestibular

El éxito del tratamiento de ortodoncia depende del posicionamiento correcto de los brackets durante su adhesión. Esto permitirá expresar efectivamente la programación incorporada en el bracket, facilitando las etapas siguientes del tratamiento además de incrementar la predictibilidad de los resultados.³⁶

Si el posicionamiento del bracket es correcto, la inclinación, el torque radicular y las compensaciones incorporadas en el aparato permitirá la ubicación tridimensional idónea del diente en el hueso alveolar.³⁷ Además de su integridad funcional.

Por el contrario errores en el posicionamiento vertical conlleva a dientes desnivelados, además de modificaciones en el torque y, consecuentemente en las inclinaciones vestibulo-linguales así como cambios en la angulaciones de primer orden (IN OUT) y dimensión del arco dental.³⁸

Miethke y Melsen,³⁹ manifiestan que para influenciar en el torque y la posición bucolingual del diente se requiere un desplazamiento vertical del bracket mayor a 0.4 mm de su ubicación ideal. Desplazamientos menores no tendrían consecuencia importante en el resultado final del tratamiento.

Se mencionan tres variables capaces de alterar la inclinación vestibulo-lingual de los dientes a partir del uso de bracket preajustados : 1) la gran variación en el contorno de la cara vestibular 2) diferentes ubicaciones de los brackets en sentido vertical y 3) la orientación del eje axial de la corona en relación al de la raíz.⁴⁰

Sin embargo, Incluso si la fijación del bracket se llevara a cabo perfectamente, la variación en la morfología del diente haría que cualquier prescripción fuera insuficiente para obtener posiciones dentales ideales.⁴¹

La obtención de posiciones ideales de las piezas dentarias se dificultan por:

1. Precisión del clínico en el cementado del bracket.

Independientemente de la técnica que se emplee para el posicionamiento del bracket, parece que hay un cierto margen de desviación de la ubicación ideal denominado error del operador.

Balut et al.,⁴² encontraron una discrepancia vertical media en el posicionamiento de bracket de 0.34 mm al ser evaluados profesores universitarios y sugirió que había una limitación humana básica de la colocación directa de los brackets en la boca.

2. Alteraciones morfológicas coronarias: Variación en la curvatura de la superficie labial.

Otras de las consideraciones importantes en cuanto a la variabilidad morfológica dental es la superficie labial de la corona, ya que esta afecta la relación del slot del bracket con el plano oclusal. Ahora con respecto al incisivo central superior las variaciones en el contorno de la superficie labial y su relación con el eje largo de la corona puede afectar los resultados obtenidos con la técnica de Straight-wire” ya que requiere precisión en la posición específica del bracket en la superficie labial para obtener la posición ideal de la pieza dentaria.^{24, 43} Errores en la colocación del bracket conducirán a discrepancias en las posiciones finales de los dientes.⁴⁴

El posicionamiento vertical del bracket vestibular teniendo en cuenta la convexidad del contorno labial ha sido objeto de varios estudios por la influencia en el torque y la inclinación del incisivo al cementar el bracket a diferentes alturas del contorno labial.⁴⁵⁻⁴⁸ En estudios se observaron variaciones del torque de hasta 10° cuando la colocación del bracket difería en 1 mm.⁴⁸ Además de mayor estrés en el ligamento periodontal cuando este era cementado más hacia cervical o incisalmente.

Para obtener una inclinación final óptima una altura prescrita del bracket ha sido propuesta. Estas alturas recomendadas son diferentes según la técnica realizada y varía de 4 a 5 mm para los incisivos centrales superiores, medida esta altura desde el borde incisal.⁴⁹⁻⁵¹

3. Desgastes del borde incisal, crecimiento gingival.⁵²

III.6 Método de Elementos Finitos (MEF)

El método de elementos finitos tiene su origen al término del siglo XVIII, cuando Gauss plantea resolver problemas matemáticos mediante el empleo de funciones de aproximación. Sin embargo, su evolución se frenó por las dificultades y limitaciones en el procesamiento de ecuaciones algebraicas, postergando el desarrollo del método hasta 1950 como consecuencia del avance tecnológico y la aparición del computador que posibilitó la elaboración y solución de ecuaciones complejas. Hacia 1960 Turner, Clough, Martins y Topp, describieron el MEF como se conoce en la actualidad, logrando un desarrollo exponencial al ser aplicado en la ingeniería, odontología, medicina y área afines.⁵³

El MEF tiene la capacidad de modelar matemáticamente estructuras complejas con geometrías irregulares o modificar parámetros de su geometría, al cual se le administra un sistema de fuerzas proporcionando información de tensiones y deformaciones de los componentes analizados.⁵⁴

Para la realización de este método experimental es necesario obtener un modelo geométrico 3D el cual será insertado en un software que realiza el proceso de discretización, dividiendo el modelo en secciones pequeñas denominadas elementos

unidos entre sí por enlaces (nodos), formando una disposición en malla por donde se transmite la información. Propiedades mecánicas se atribuyen para simular una situación clínica real y se analizan las tensiones, deformaciones o desplazamientos de los componentes del sistema, generados como respuesta a la aplicación de un estímulo externo.⁵⁴

Los elementos simbolizan coordenadas en el espacio y su número determinará la precisión del modelo. Pueden presentar diferentes formatos siendo los más comunes los tetraédricos y los hexaédricos.⁵⁴

Las propiedades mecánicas proporcionadas a los componentes del modelo, simbolizan el comportamiento de los materiales frente a la deformación e influyen en la fidelidad de los resultados. En la mayoría de estudios realizados con el MEF se utilizan características linealmente elásticas en sus análisis, donde se establece que la deformación de la estructura es directamente proporcional a la carga aplicada y en el movimiento dentario apenas estima el desplazamiento inicial del diente (antes que los fenómenos celulares y remodelado óseo ocurran), o sea, su tendencia de movimiento sin considerar el factor tiempo. Los principales parámetros mecánicos utilizados en el MEF son: El módulo de Young (E) y la relación de Poisson (ν).⁵⁵

Las limitaciones del MEF radican en la incapacidad de reproducir todos los detalles anatómicos de la compleja estructura craneofacial y la imprecisión de información concerniente a las propiedades mecánica de los materiales.

Existe una gran discrepancia de estos valores para el ligamento periodontal, que representa una limitante del método e influye en la precisión de los resultados. Xia et al.,^{55,56} determinaron valores ideales para el diente, LP y hueso ($E = 0,87$ MPa para ν

= 0,35, $E = 0,71$ MPa para $\nu = 0,4$, y $E = 0,47$ MPa para $\nu = 0,45$), optimizando los resultados del análisis.

En ortodoncia se han realizado múltiples estudios con el MEF para evaluar la interacción de las fuerzas en el complejo craneofacial, distribución del estrés durante el movimiento dentario, tensiones generadas en dispositivos Edgewise, evaluación de pérdida de anclaje con la utilización de aparatos auxiliares, posición idónea de aparatos de ortodoncia en diferentes mecánicas, áreas más propensas a reabsorciones radiculares, etc.⁵⁷⁻⁵⁹

El MEF representa una alternativa para dilucidar condiciones mecánicas odontológicas difíciles de ser reproducidas por otros estudios, cuya principal ventaja es el control de cualquier variable relacionada con el experimento y es el paso inicial para realizar estudios clínicos.

III.6.1 Proceso de creación del modelo 3D

En la creación del modelo 3D se utilizan diversos programas cuyas funciones son: el tratamiento digital de las imágenes, la generación de nubes de puntos, el modelado CAD y el procesamiento para adecuar la malla.⁶⁰

El proceso comienza con la captura de imágenes obtenidas de tomografías, radiografías, fotografías o generadas a partir de dimensiones aproximadas tomadas de libros de anatomía, con la cual se logra un modelo cercano a la geometría real.⁶¹

Las imágenes tomográficas computarizadas CONE BEAM tienen que ser obtenidas con cortes axiales de 0.25 mm de espesor, para poder conseguir una excelente resolución y almacenadas en formato DICOM (Digital Imaging and Communication

in Medicine). Luego se procede con la generación de la nube de puntos al exportar la información a programas como el Simpleware o el 3D Slicer, que es de uso público y permite el tratamiento digital de imágenes y el levantamiento de modelos 3D. En esta aplicación se realiza el proceso de segmentación el cual consiste en seleccionar, a partir de cada corte, las estructuras necesarias para la construcción del modelo 3D. Además, la generación de capas evitando la formación de burbujas internas, caras adicionales, ruidos y caras invertidas. Este software produce modelos poco regulares y accidentados, siendo necesario el programa Autodesk Meshmixer para el proceso de suavizado de superficie eliminando inconsistencias como imperfecciones en el contorno mediante la depuración de la nube de puntos con filtros y operaciones de optimización siendo archivado los modelos en formato STL. Posteriormente y como última fase para la obtención del modelo geométrico se realiza la conversión a formato CAD con el software Solid Works, que mediante sus operaciones de interpolación y división logra perfeccionar y refinar el modelo.⁶⁰

Finalmente, se realiza el pre-procesamiento para el MEF mediante la exportación al software ANSYS V 18.2 con el propósito de generar las mallas, proporcionar las propiedades mecánicas a los componentes del sistema y realizar el análisis de los esfuerzos simulando una situación clínica real.^{54,60}

III.7 Antecedentes

Heravi et al.³ investigaron el efecto del ángulo corono-radicular sobre la distribución del estrés en el ligamento periodontal (LP) del incisivo central superior durante la aplicación de fuerzas intrusivas y de retracción utilizando el FEM. Para ello se

construye 2 modelos del incisivo central maxilar con angulación corono-radicular de 166.7 (clase II div 2) y 173.4 (ángulo normal) y se aplican una fuerza intrusiva de 0.25 N y fuerza de retracción de 0.5 N a través de la posición ideal del bracket. Los resultados mostraron poca diferencia entre las distribuciones del estrés en los dos modelos durante la intrusión (diez milésimas) en comparación con la retracción (milésima). En la retracción, la concentración del estrés en el diente curvado fue menor. Se concluye que se deben de aplicar fuerzas de retracción 1.18 veces más pesadas en maloclusiones clase II div 2 en comparación con los clase I.

Sardarian et al.,⁶² Estudiaron el efecto del posicionamiento vertical del bracket en el torque y distribución del estrés en el ligamento periodontal. Para ello se contó con una muestra de 83 primeras premolares inferiores obtenidas de tomografías computarizadas a los cuales se midió la curvatura labial de la corona en distancias crecientes de 0.5 mm consiguiéndose un promedio de esta medida, con ello se confeccionó un modelo de elementos finitos y se obtuvo que la curvatura de la superficie labial varió desde los 2.5 a 6 mm medido desde la cúspide. Además, que la distribución del estrés se observó en el ápice de la raíz para todas las posiciones del bracket de 0.059 hasta 0.186 MPa entre 2 puntos sucesivos. Concluyendo que la variación en la posición vertical del bracket puede tener un efecto importante en el torque y subsecuentemente en las tensiones y presiones en el ligamento periodontal.

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo General

Evaluar el estrés del ligamento periodontal según el ángulo corono-radicular y el posicionamiento vertical del bracket vestibular en el incisivo central superior en el movimiento intrusivo mediante el método de elementos finitos.

IV.2. Objetivos Específicos

1. Comparar el estrés del ligamento periodontal en el incisivo central superior con ángulo corono-radicular de 180° y posiciones verticales del bracket vestibular de 4 mm, 4.5 mm y 5mm, en el movimiento intrusivo.
2. Comparar el estrés del ligamento periodontal en el incisivo central superior con ángulo corono-radicular de 170° y posiciones verticales del bracket vestibular de 4 mm, 4.5 mm y 5 mm, en el movimiento intrusivo.
3. Comparar el estrés del ligamento periodontal en el incisivo central superior con ángulo corono-radicular de 160° y posiciones verticales del bracket vestibular de 4 mm, 4.5 mm y 5 mm, en el movimiento intrusivo.
4. Comparar el estrés del ligamento periodontal en el incisivo central superior con ángulo corono-radicular de 180° , 170° y 160° en las posiciones verticales del bracket vestibular de 4 mm, 4.5 mm, y 5 mm, en el movimiento intrusivo.
5. Comparar la ubicación del máximo estrés del ligamento periodontal en el incisivo central superior con ángulo corono-radicular de 180° , 170° y 160° en las posiciones verticales del bracket vestibular de 4 mm, 4.5 mm, y 5 mm, en el movimiento intrusivo.

V. MATERIALES Y METODOS

V.1. Diseño del estudio

Experimental in silico.

V.2. Muestra

El grupo muestral estuvo conformado por tres modelos sólidos (3 D) digitalizados del incisivo central superior (pieza 11), que presentaron diferente ángulo coronoradicular (180° , 170° y 160°) y sus respectivos tejidos periodontales con características de normalidad. Además de un bracket adherido con resina en la superficie vestibular y un segmento de arco de acero acoplado en el slot del bracket. A partir de estos modelos, se generaron 2 adicionales por cada ACR, con el cual se obtuvieron los nueve modelos para el estudio donde se modificó la posición vertical del bracket a 4 mm, 4.5 mm y 5 mm. (Anexo 1).

V.3. Variables

V.3.1 Variable Dependiente

Estrés del ligamento periodontal: variable cuantitativa, continua de razón. Conceptualmente, son las tensiones (compresión/ tracción) desarrolladas en el ligamento periodontal producto de la aplicación de una fuerza ortodóntica. Operacionalmente, está representado por registros numéricos de los esfuerzos o cargas máximas y mínimas emitidas por software ANSYS, cuya unidad de medida es el megapascal (MPa).

V.3.2 Variable Independiente

Ángulo corono-radicular (ACR): Variable cualitativa, ordinal. Definida conceptualmente, como el ángulo formado a nivel del cuello dentario o la unión amelo-cementaria (UAC). Operacionalmente, es el ángulo formado por la intersección de los ejes coronario y radicular medidos en imágenes tomográficas (CONE BEAM), teniendo como valores 180°, 170° y 160°.

Posicionamiento vertical del bracket: Variable cualitativa, ordinal. Definida conceptualmente, como la posición del bracket sobre la superficie vestibular de la corona dentaria, donde se expresa efectivamente la programación incorporada en el bracket. Operacionalmente, se define como la posición que corresponde al centro de la corona clínica cuyos valores estarán a 4mm, 4.5 mm y 5 mm medidos desde el borde incisal.

Cuadro de Operacionalización de variables (Anexo 2).

V.4. Técnicas y procedimientos

V.4.1. Modelado geométrico del sistema biológico (diente, hueso alveolar, hueso cortical y ligamento periodontal)

Los modelos geométricos del sistema biológico, fueron obtenidos de un estudio previo, el cual estaba conformado por 3 incisivos centrales superiores (pieza 11) con ángulo corono-radicular de 180°, 170° y 160°, con su respectivo ligamento periodontal, hueso alveolar y hueso cortical que fueron obtenidos de imágenes tomográficas en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) de tres pacientes

diferentes del área de ortodoncia de la clínica dental docente Cayetano Heredia en el periodo comprendido entre el 2015-2017, realizadas con un tomógrafo modelo Picasso Master (E-WOO Technology Co.,Ltd Yongin Si, South Korea, 2015), de haz cónico, tiempo de exposición de 24 segundos y campo de visión de 20 cm x19 cm, cuyo tamaño del voxel aproximado, fue de 0.4 x 0.4 x 0.6 mm. (Anexo 3). Las tomas se realizaron en pacientes con ojos abiertos, boca cerrada, sin apoyo en el mentón, de edades entre 16 a 40 años en dentición permanente, en aparente buen estado general, el incisivo central sin ningún tipo de tratamiento o alteración morfológica coronaria o radicular, proporción corono-radicular de 1 a 2. Por otro lado, el ligamento periodontal se modeló como una estructura de 0.20 mm. de grosor uniforme.

Estas imágenes fueron descargadas a un computador donde se realizó su tratamiento y depuración. El software 3D Slicer (EE.UU) se utilizó para realizar el proceso de segmentación, seleccionado las estructuras necesarias para la construcción de los modelos geométricos en 3D. Luego se empleó el software Meshmixer (Autodesk Inc.,California, EUA) para eliminar inconsistencias e imperfecciones en el contorno depurando la imagen y el software SolidWorks 2017 SP.4.0 de la firma DASSAULT SYSTEMS S.A. (SolidWorks Corporation, Massachusetts, EUA) logró perfeccionar y refinar los modelos.

V.4.2 Modelado geométrico de la aparatología ortodóntica (bracket y arco ortodóntico)

El modelo en 3D del bracket y el arco ortodóntico, que son los componentes que faltaban para completar el sistema, se obtuvieron utilizando capturas de imágenes fotográficas de un bracket gemelar metálico de la serie mini master de slot 0.022” y un segmento de arco ortodóntico 0.019”x 0.025” de acero inoxidable de la marca comercial American Orthodontics,

Las imágenes capturadas fueron archivadas y procesadas en un computador marca Lenovo modelo W530-15.6”- Procesador Core i7 3630QM- Windows 8 Pro 64 – bit- 24 GB RAM.

Al insertar las imágenes al computador los objetos no muestran sus dimensiones verdaderas debido a que no se encuentran en escala de 1:1. Se utilizó el software AutoCAD (Diseño Asistido por Computadora) para escalar la imagen y redimensionar el lienzo con ayuda del catálogo de la marca comercial, que luego se guardaron en formato DWG (DraWinG). Posteriormente estas imágenes se exportaron al programa SolidWorks para su conversión a formato CAD, terminar de modelar la geometría y realizar la unión de todas las estructuras que componen el modelo geométrico.

Finalmente se utilizó el software ANSYS (versión 18.2, ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EE. UU.). donde los modelos geométricos fueron discretizados (divididos en sub-unidades llamadas elementos) y convertidos en modelos matemáticos al cual se le atribuyó las propiedades mecánicas

para luego analizar los esfuerzos después de la aplicación de la fuerza, simulando una situación clínica real. (Anexo 4)

Posicionamiento del bracket: Las posiciones verticales del bracket en la superficie labial de la corona para cada incisivo con ángulo corono radicular de 180°, 170° y 160° fueron 4mm., 4.5mm. y 5 mm., medidos desde el borde incisal.

Inserción del arco: En el slot del bracket se definieron puntos de referencia para la inserción del arco ortodóntico y su correcto posicionamiento. La dimensión transversal del arco fue de 0.019"x 0.025".

Propiedades mecánicas de los materiales: Los materiales considerados en el estudio fueron el diente, ligamento periodontal, hueso alveolar, hueso cortical, bracket metálico, resina para cementar el bracket y un arco de acero inoxidable. Todos de características lineales e isotrópicas (Anexo 5).

Creación de mallas y nodos de los elementos: Los modelos 3D estaban formados por 120 066 elementos y 231 549 nodos de geometría tetraédricos para el hueso, ligamento periodontal y diente mientras que para el bracket fue de geometría hexaédrica (Anexo 6).

Aplicación de la fuerza: la fuerza que se aplicó en el incisivo para el movimiento intrusivo fue de 12 gf.; y para garantizar uniformidad en el análisis se utilizó el sistema internacional de unidades (SI) en el cual la

unidad de fuerza es el Newton., por lo tanto el valor de fuerza aplicada fue de 0.12N

V.5. Plan de análisis

La distribución de las tensiones a nivel del ligamento periodontal fueron nuestros resultados de interés y se analizaron a través de gráficos y valores numéricos emitidos por el software ANSYS V 18.2, que serán utilizados como valores de la variable. El conocer las tensiones generadas en esta estructura nos permitió entender la cantidad de fuerza a la que es sometida. Para determinar el patrón de estrés generado en el ligamento periodontal se utilizó los esfuerzos máximos de Von Mises que representa la sumatoria de los valores absolutos en los tres ejes del espacio (X, Y, Z). Esta se representa con valores numéricos positivos (tensión de tracción) o negativos (tensión de compresión).

Obtenidos los resultados se realizaron tablas descriptivas en Microsoft Excel 2019 (v19.0)

V.6. Consideraciones éticas

El proyecto fue enviado al Comité Institucional de ética (CIE) de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, y se le otorgó la exoneración por tratarse de un trabajo experimental in silico (Anexo 7).

VI. RESULTADOS

El máximo estrés periodontal durante el movimiento intrusivo se reportan en la tabla 1. El menor valor fue encontrado en el incisivo con ACR de 180° y el bracket posicionado a 4 mm., (0.0030277 MPa.) y el mayor valor se presentó en el incisivo con ACR de 160° a una altura de 5 mm. (0.0052926 MPa.). Se observó que el máximo estrés aumenta a medida que se incrementa la altura vertical del bracket y se reduce el ángulo corono-radicular.

La tabla 2 muestra la variación del máximo estrés respecto a la posición vertical del bracket. La mayor variación del estrés se encontró en el incisivo con ACR de 170° , entre las alturas de 4.5mm a 5mm siendo esta diferencia de +0.0000821 MPa y la menor variación fue obtenida en el incisivo con ACR de 180° al modificar la posición vertical del bracket de 4mm a 4.5mm, siendo de +0.0000516 MPa. Se observó una mayor variación del estrés cuando el bracket se desplaza hacia cervical en todos los casos.

Con respecto a la distribución del estrés, los esfuerzos máximos se ubicaron a nivel apical para el incisivo con ACR de 180° , se desplazó del ápice ligeramente hacia palatino para el incisivo con ACR de 170° y hacia la región vestíbulo- cervical para el incisivo con ACR de 160° , en las diferentes posiciones del bracket. (Figura 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8,9)

Tabla 1. Máximo estrés según el ACR y las diferentes posiciones del bracket

ACR (°)	Posición del bracket (mm)	Estrés (MPa)	Variación del Estrés (Mpa)
180	4	0.0030277	----
180	4.5	0.0030793	+0.0000516
180	5	0.0031476	+0.0000683
170	4	0.0041210	----
170	4.5	0.0042007	+0.0000797
170	5	0.0042828	+0.0000821
160	4	0.0051753	----
160	4.5	0.0052321	+0.0000568
160	5	0.0052926	+0.0000605

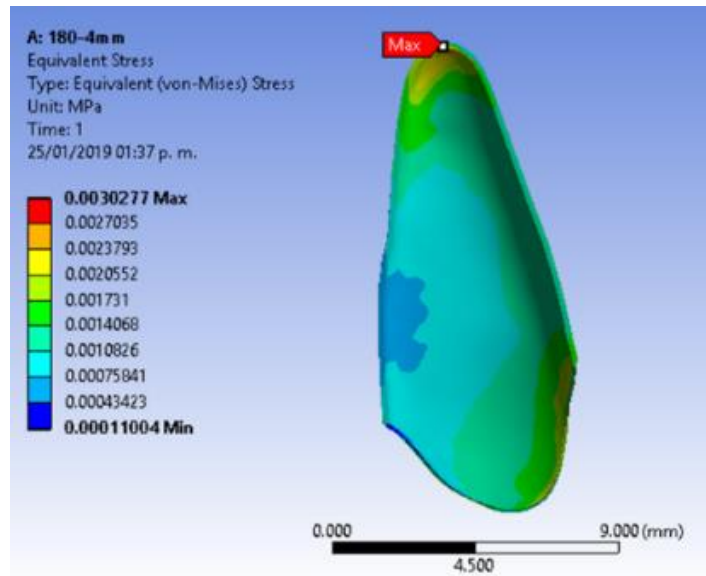


Figura 1. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 4mm.

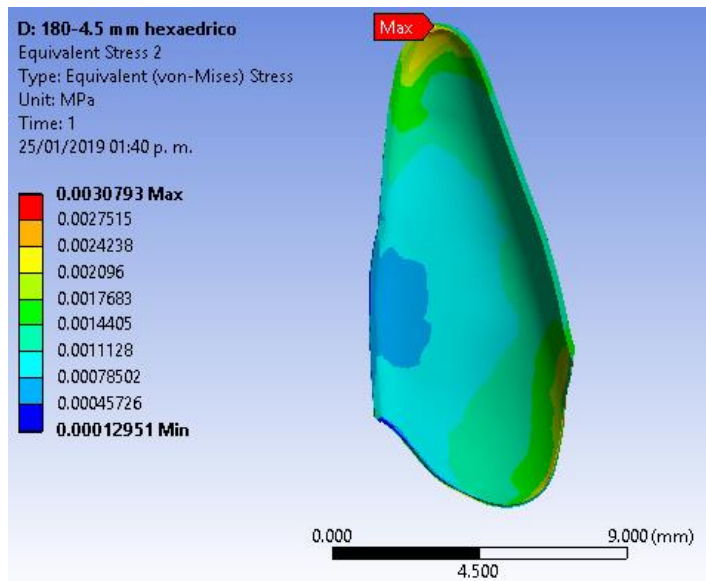


Figura 2. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 4.5 mm.

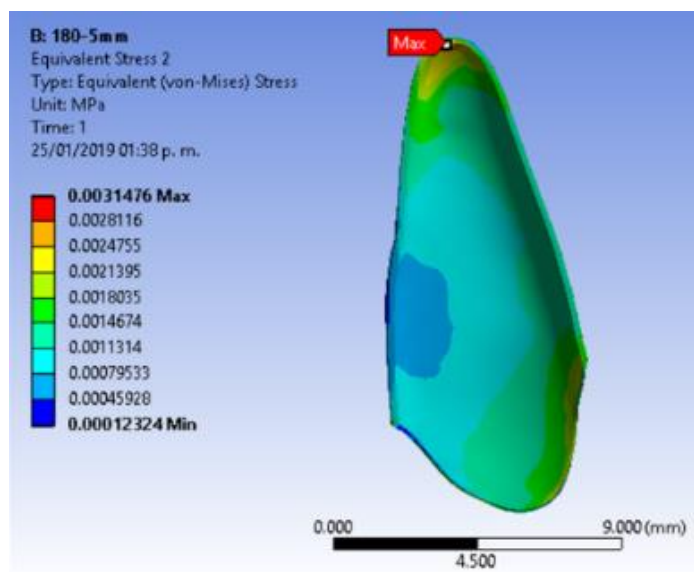


Figura 3. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 180° al posicionar el bracket a 5 mm.

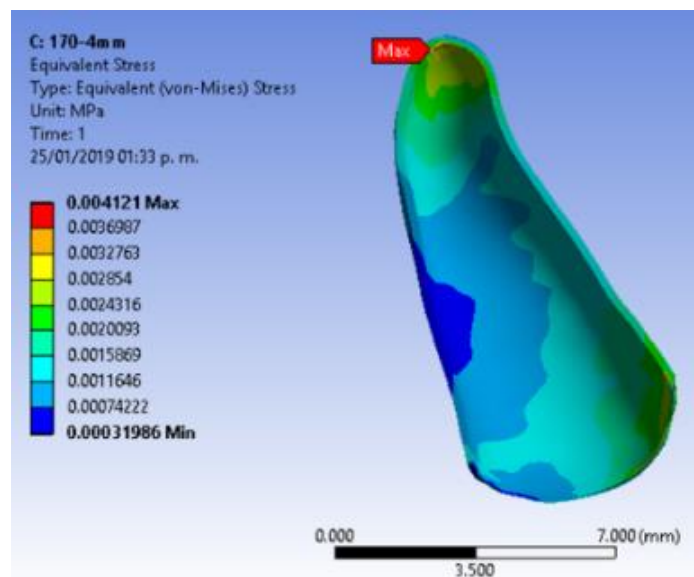


Figura 4. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 4 mm.

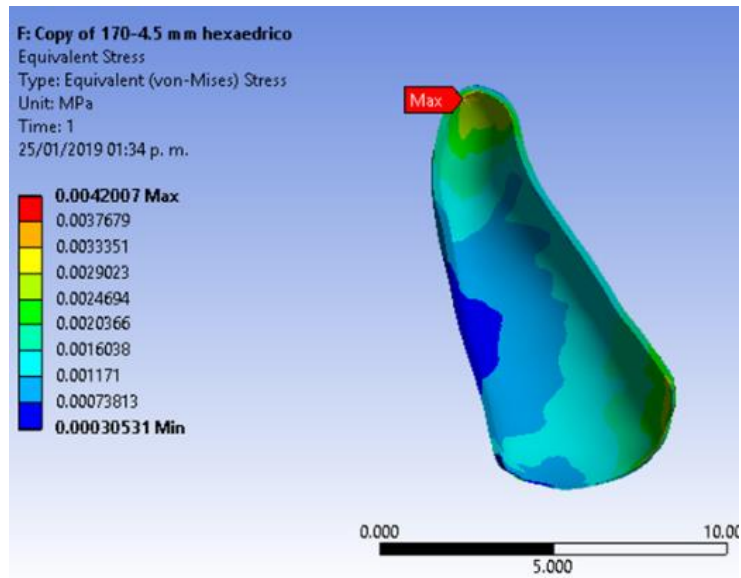


Figura 5. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 4.5 mm.

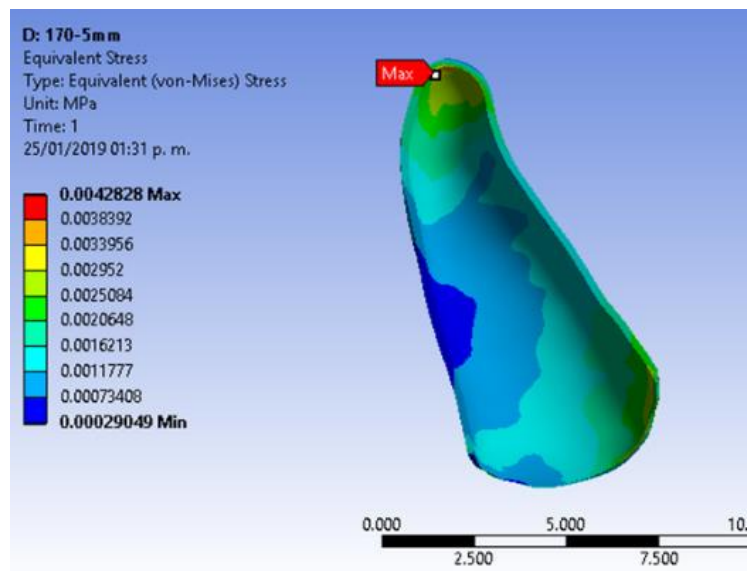


Figura 6. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 170° al posicionar el bracket a 5 mm.

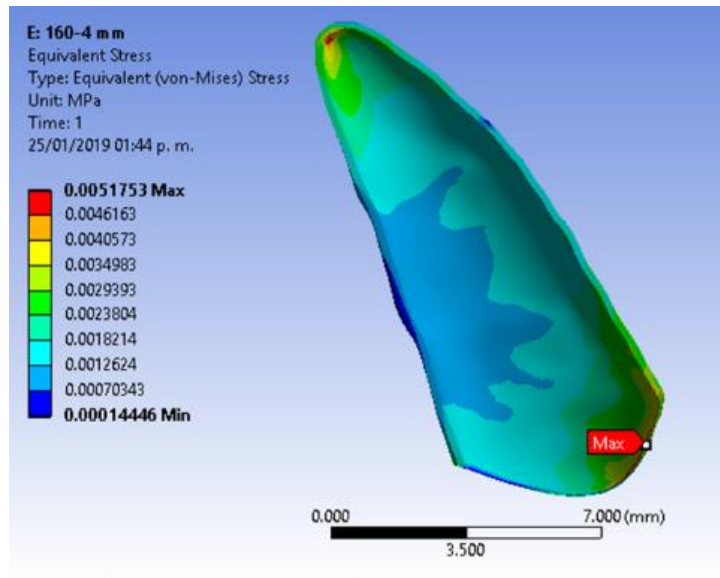


Figura 7. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 4 mm

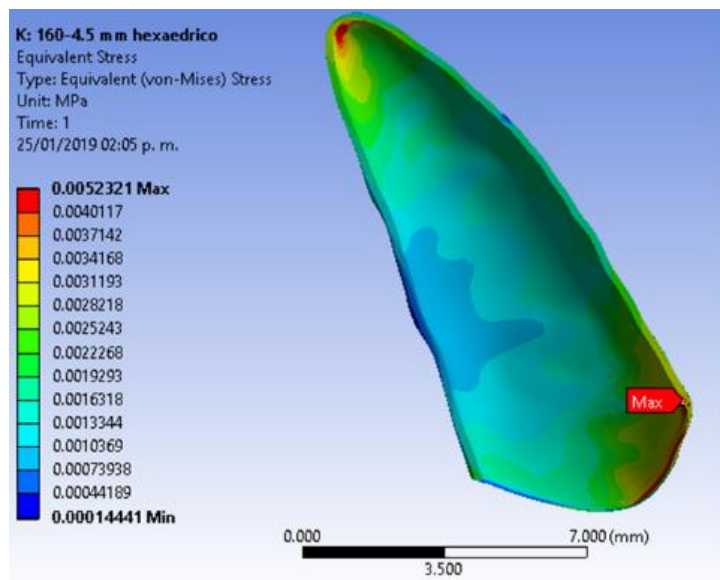


Figura 8. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 4.5 mm.

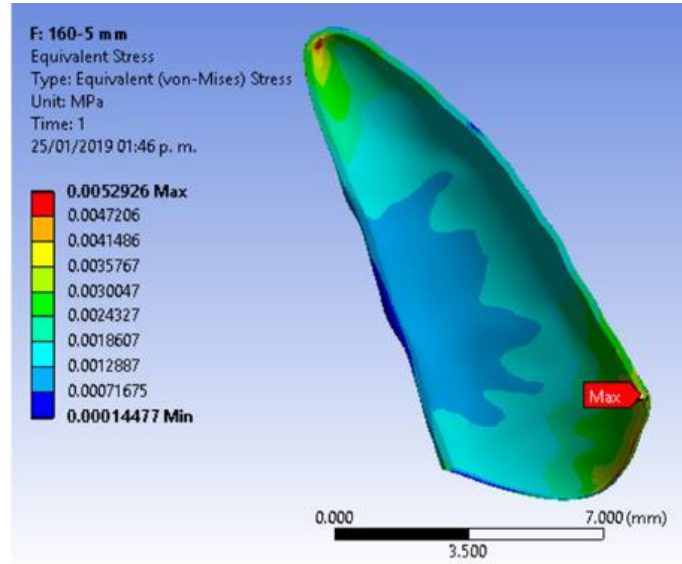


Figura 9. Máximo estrés periodontal en el incisivo con ACR de 160° al posicionar el bracket a 4.5 mm

VII. DISCUSIÓN

En el tratamiento de ortodoncia, se realiza el movimiento de intrusión de los incisivos maxilares, para la corrección de mordidas profundas, en pacientes con dimensión vertical aumentada; sonrisa gingival, exposición excesiva de incisivos en reposo y espacio interlabial incrementado, con el objetivo de conseguir un sobrepase vertical adecuado que constituye una mejora en la estética de la sonrisa y relaciones oclusales estables en el tiempo.^{63,64} Sin embargo, este movimiento es complicado de realizar por la dificultad de lograr un desplazamiento en cuerpo entero del diente y la concentración de la fuerza en una zona localizada del ápice radicular, que lo hace un movimiento propenso a reabsorción radicular.¹⁶ No obstante, se ha realizado con éxito al conocer la magnitud y distribución del estrés generado en el LP, las mismas que pueden ser sensibles a variantes morfológicas dentarias, como el ángulo corono-radicular (ACR)³, o a variaciones en el posicionamiento vertical del bracket, donde la convexidad de la superficie labial de la corona modifica la relación del slot del bracket con el plano oclusal.⁶⁴ Estos factores se deben considerar al tomar decisiones clínicas en el tratamiento de ortodoncia.

En el presente estudio se evaluó el estrés del ligamento periodontal, en el movimiento intrusivo, mediante el método de elementos finitos, para el cual se obtuvieron 9 modelos geométricos tridimensionales del incisivo central superior con ACR de 180°, 170° y 160°, con su respectivo soporte periodontal, a los cuales se modificó la posición vertical del bracket adherido a la superficie vestibular de la corona dentaria a 4mm, 4.5 mm y 5 mm, medidos desde el borde incisal.

El método de elementos finitos es una técnica muy precisa para estudiar el estrés estructural, empleando computadoras que resuelven gran cantidad de ecuaciones para el cálculo de tensiones generadas en base a las propiedades mecánicas de las estructuras.⁶⁵ En ortodoncia proporcionan información del comportamiento de los tejidos del complejo maxilofacial en respuesta a la fuerza ortodóntica aplicada, difícilmente analizadas in vivo; además, de aspectos mecánicos de biomateriales.⁶⁶ Su aplicación es de amplia utilidad con resultados confiables y demostrado por diversas publicaciones.^{2,20,53,67-74}

El ser una técnica no invasiva, que no requiere una amplia instrumentación, la posibilidad de incluir al diente como estructura heterogénea, por la diversidad de tejidos que lo componen; modelado de geometrías complejas reales o modificación de la misma en 3D, atribución de propiedades con respuesta semejante a las estructuras analizadas, facilidad en la aplicación de fuerzas de diferente magnitud y dirección (repetir el estudio las veces que sea necesario), son ventajas sobre otras metodologías (modelos fotoelásticos, laser holográficos, modelos matemáticos analíticos, análisis experimentales en humanos y animales), que necesitan de laboratorios equipados e instrumental específico aumentando el costo del estudio.⁷⁵

Si bien es cierto existe una estrecha semejanza con las condiciones naturales, es difícil reproducir con exactitud las condiciones in vivo. Sin embargo, el método de elementos finitos puede evidenciar aspectos importantes del movimiento dental como la respuesta del LP a fuerzas ortodónticas.⁷⁶

Dentro de los principales hallazgos, encontramos el aumento del estrés en el LP al disminuir el ACR. Esto se explica, porque al disminuir el ACR la ubicación del centro de resistencia (CR) del diente cambia con la variación del eje axial, incrementándose la distancia de la línea de acción de la fuerza al centro de resistencia del diente. Por lo tanto, los momentos ($M: Fxd$) generan mayor inclinación de la pieza dentaria, se espera mayor estrés y aproximación de la superficie radicular a la cortical alveolar palatina con el riesgo de reabsorción radicular.

Diversos estudios respaldan la premisa de la variación del CR,⁷⁷⁻⁸¹ ubicado a una distancia del 33% a 42% de la longitud de la raíz medido de la cresta ósea alveolar en dirección al ápice, los cuales expresan que su ubicación se modifica por varios factores entre ellos la forma anatómica de la raíz (triangular, cónica, estándar, roma, rectangular) donde el CR no es constante y cuanto más estrecha la raíz más coronal es su ubicación.⁷⁹ En situaciones de pérdida ósea alveolar el CR se desplaza hacia la región apical a la vez que se reduce la distancia del mismo a la cresta ósea.⁸⁰ La dirección de la fuerza aplicada en sentido vestíbulo–lingual (VL) o mesio-distal (MD) también afectan la ubicación del CR. Para un movimiento VL el CR se ubica más apical que para el movimiento MD.⁸¹ Otros factores como la edad, la morfología del diente y su inclinación axial también influyen en su ubicación.

En el presente estudio por tratarse de un diente de raíz única se determinó que el centro de resistencia se encuentra ubicado a 40% de la altura de la raíz, medido de la cresta ósea alveolar como argumenta Burstone y Marcotte.⁸²

Heravi et al.,³ encontraron que la diferencia de estrés generado en el LP durante un movimiento intrusivo de incisivos con diferente ACR fueron pequeñas (a nivel de diezmilésimas). Estos resultados difieren de nuestro estudio, y podría explicarse por varios factores: En primer lugar solo se utilizaron 2 incisivos digitalizados modelados manualmente con ACR de 166.7° y 173.4°, cuyas dimensiones y características fueron tomadas de un libro de anatomía dental, representando modelos ideales. Mientras que en nuestro estudio se emplearon incisivos con ACR de 180°, 170°, 160°, obtenidos de tomografías computarizadas que representan modelos originales cercanos a la realidad. En segundo lugar Heravi et al.,³ aplicaron fuerzas intrusivas paralela a la cara labial de la corona a 4 mm del borde incisal en la ubicación de un bracket imaginario. En este caso al no aplicar la fuerza directamente sobre el bracket se desprecia los momentos generados por la diferencia entre las dimensiones del slot y el arco ortodóntico con las variaciones de estrés que puede originarse en el LP. Asimismo se utilizó el software de simulación ANSYS V 5.4 y solo se consideró las propiedades mecánicas del diente, LP, hueso alveolar. En cambio, en el presente estudio se empleó el software ANSYS V 18.2, que permitió mayor discretización (mayor cantidad de elementos y nodos) de los modelos geométricos tridimensionales, componente importante en la emisión de los resultados. Además, la simulación clínica se acerca más a la realidad al intervenir el bracket, adhesivo y el arco ortodóntico.

Por otro lado, se ha demostrado que el ACR influye en el estrés generado en el LP para otros tipos de movimiento. Heravi et al.,³ además de un movimiento intrusivo, también simulaban un movimiento de retracción aplicando fuerzas de 0.5 N en dirección

palatina a 4 mm del borde incisal, perpendicular a la cara labial del incisivo central obteniendo tensiones más bajas a nivel apical y cervical para el incisivo con ACR de 166.7° (maloclusión clase II), en comparación al incisivo con ACR de 173.4° (maloclusión clase I), concluyendo que para lograr patrones de estrés similares al modelo de mayor ACR y propiciar el movimiento de retracción es necesario aplicar una fuerza 1.18 veces superior al modelo de menor ACR.

En otro estudio Papageorgiou et al.,⁸³ evaluaron el efecto de la morfología dentaria, prescripción y posición del bracket, sobre el desplazamiento, estrés y deformación del incisivo central superior con ACR de 184° , 170° y 156° , desarrolladas después de aplicar fuerzas de torsión, mediante el método de elementos finitos. Llegando a la conclusión que el estrés en el LP se vio afectado principalmente por el ACR seguida de la posición del bracket. Así mismo, el desplazamiento dentario se vio influenciado por la prescripción seguida de la posición del bracket. Las magnitudes de estrés disminuían a medida que aumentaba el ACR y la colocación del bracket en el tercio cervical se asoció a mayor desplazamiento del ápice en comparación a su posición en el centro de la corona. A pesar de que el tipo de movimiento realizado en el presente estudio fue diferente al efectuado por Papageorgiou et al.,⁸³ se pudo determinar resultados parecidos ya que el ACR también influenció en la magnitud y distribución del estrés en el LP, mientras que el posicionamiento del bracket solo afectó a la magnitud de estrés y no al desplazamiento dentario. Esto último pudo deberse a que la posición vertical del bracket solo se varió en intervalo de 1 mm, en el centro de la corona, mientras que en el otro estudio, las posiciones verticales del bracket sobre la

superficie vestibular de la corona fueron extremas (tercio cervical, tercio medio y tercio incisal), lo que originó que estas si afectaran el desplazamiento dentario.

La magnitud de fuerza utilizada en el presente estudio fue de 0.12 N, determinada después de realizar un ensayo de prueba y error, donde al incisivo con ACR de 180° y posición de bracket entre 4 y 5 mm., medidos desde el borde incisal, se le aplicaron fuerzas de 0.10 N a 0.20 N, (según Proffit ¹⁵ fuerzas óptimas para un movimiento intrusivo), en intervalos de 0.01 N, buscando encontrar las magnitudes de estrés adecuadas para un remodelado fisiológico. Para ello se utilizó la resultante de fuerza de Von-Mises tomando como referencia el máximo estrés generado en el LP, obteniéndose a 0.12 N de fuerza magnitudes óptimas de estrés. Este valor se encuentra en el rango de fuerza mencionado por Nanda ⁶³ para el movimiento intrusivo (12 gf-15 gf.) y se utilizó para la simulación en los otros casos de incisivos con ACR reducidos y diferente posición del bracket.

En otros estudios la magnitud de fuerza utilizada para la intrusión de un incisivo central superior difiere al nuestro. Ryniewicz et al.,⁸⁴ utilizaron una fuerza de 0.15 N, aplicada en el centro de la corona, paralela al eje longitudinal del diente. Obteniendo magnitudes de estrés en el LP de 0.005 MPa, que superaría la presión arterial capilar que oscila entre 15 y 35 mmHg, equivalente a 0.0020 a 0.0047 MPa, y que según Schwarz ^{85,86} podría causar reabsorción radicular.

Minch et al.,⁸⁷ utilizaron una fuerza de 0.1N después de analizar fuerzas entre 0.1N-0.4N a intervalos de 0.05 N, para el movimiento intrusivo del incisivo central superior. En este caso la utilización de fuerza de menor magnitud en relación a nuestro estudio,

se debió a la presencia de defectos óseos y pérdida de inserción causada por enfermedad periodontal. La fuerza ortodóntica tiene una respuesta diferente en el periodonto comprometido y las magnitudes de estrés superarían las fuerzas fisiológicas para el movimiento dentario si se utilizaría fuerzas superiores en estos casos.

En consecuencia, al analizar los resultados a 0.12 N de fuerza , se determinó magnitudes de estrés adecuados para el remodelado fisiológico del incisivo con ACR de 180° y 170°, mientras que el incisivo con ACR de 160° es afectado por mayores tensiones que sobrepasan la presión arterial capilar con riesgo de reabsorción radicular. Sin embargo, la reabsorción radicular tiene un origen multifactorial y la aplicación de fuerzas excesivas no podría predecir completamente este efecto indeseado.⁸³

Otro hallazgo del presente estudio es la mayor variación del estrés al modificar la posición vertical del bracket de 4.5 mm. a 5 mm. Esto se explica porque al desplazar el bracket en sentido vertical el comportamiento biomecánico es diferente, por la variación de la curvatura de la superficie labial coronal a distintas alturas, que dificulta la adaptación de la base de bracket y modifica su relación con el plano oclusal, alterando la expresión del torque incorporado en el bracket, produciendo una inclinación axial diferente del diente.⁴⁰ Probablemente la curvatura de la superficie labial a 5 mm del borde incisal sea más acentuada, en comparación a la altura de 4mm, lo que origina cambios diferenciales de estrés mayores al desplazar el bracket hacia cervical.

Van Loenen et al.,⁴⁷ evaluaron la variación del contorno labial de incisivos a diferentes alturas del bracket y su influencia en el torque, concluyendo que entre 4mm. a 4.5 mm.

del borde incisal las desviaciones estándar fueron las más pequeñas, por lo tanto, la expresión del torque es más consistente. Sin embargo, por encima de 4.5 mm la expresión del torque fue más variable por la discrepancia de curvatura de la superficie labial a ese nivel.

En el presente estudio utilizando la metodología empleada por Van Loenen et al.,⁴⁷ se evaluó la curvatura labial de los 3 incisivos con variación morfológica, obteniéndose que para el incisivo con ACR de 180° las angulaciones formadas entre el eje coronal y una tangente a la superficie labial a 4mm, 4.5 mm, 5 mm, del borde incisal, eran cercanas. Sin embargo, para los incisivos con ACR de 170° y 160°, estas angulaciones eran cercanas solo entre las alturas de 4mm y 4.5 mm, mientras que a una altura de 5 mm estos valores se alejan, demostrando que la convexidad labial a esta altura difiera más de las otras (Anexo 8).

Estudios como el de Sardarian et al.,⁴¹ evaluaron el efecto del posicionamiento vertical del bracket sobre el torque y el estrés en el LP mediante el método de elementos finitos utilizando un modelo geométrico 3D del primer premolar inferior, donde se modificó la posición vertical del bracket de 1.5 mm a 6 mm medidos desde la punta de la cúspide, obteniendo que el mayor estrés se localizó en el ápice radicular independientemente de la posición del bracket. Además, las magnitudes fueron superiores en la posición de 6 mm seguida de 1.5 mm. y 2 mm. Al compararlo con el presente estudio, la variación de la posición vertical de bracket se realizó de 4 mm a 5 mm. medidos desde el borde incisal, que representa la altura recomendada para obtener una inclinación final óptima del incisivo central superior,⁵⁰ con intervalos de 0.5 mm interpretado como el error

innato del operador al posicionar los bracket.⁴² La localización del máximo estrés en el estudio de Sardarian et al.,⁴¹ se localizó en el ápice, ya que el torque radicular se produce en base al desplazamiento horizontal del mismo, concentrándose las fuerzas a ese nivel. A diferencia del presente estudio donde el estrés máximo se localizó a nivel apical y cervical que nos indica movimiento intrusivo e inclinación dentaria. Además, si bien es cierto en nuestro estudio las magnitudes de estrés fueron mayores al desplazar el bracket de la posición de 4.5 mm, hacia cervical del diente (5 mm) no alcanzaron la intensidad observada en el estudio de Sardarian et al.,⁴¹ aumentando el estrés 9 veces al desplazar el bracket de 5mm. a 6 mm. y 4 veces al desplazar el bracket de 5 mm. a 4 mm. Esto se explica por el tipo de movimiento realizado (torque radicular) donde se requiere fuerzas superiores a las utilizadas en el movimiento intrusivo. Así mismo, la mayor curvatura de la superficie labial del primer premolar inferior es superior a otros dientes con excepción de los molares, llevando a cambios mayores de estrés al desplazar el bracket a las posiciones extremas de la corona dentaria. Por otro lado, la existencia de una menor convexidad del contorno labial del incisivo central superior influye en la menor intensidad de las tensiones a modificar la posición del bracket.

Maheshwari et al.,⁸⁸ evaluaron el efecto de la morfología dentaria y la posición vertical del bracket sobre el estrés en el ligamento periodontal del incisivo central, incisivo lateral y canino derecho, mediante el MEF, concluyendo que el estrés disminuyó al incrementar la altura del bracket de 1.5 a 6 mm, en 16.4 % para el incisivo central, 25.8 % para el incisivo lateral, y 21.6 % para el canino. Estos resultados difieren del presente estudio, el cual presentó un incremento del estrés al desplazar el bracket hacia cervical

y las razones podrían ser el tipo de bracket utilizado (bracket Edgewise) que no presenta programación de inclinación y torque radicular, las diferencias en las dimensiones morfométricas del diente y LP, ya que los modelos geométricos fueron generados en base a medidas promedio tomados de libros de anatomía, el menor número de elementos (101816) y nodos (22381), diferencias en las propiedades mecánicas y software utilizados. Componentes importantes para la precisión de los resultados.

Estos resultados resaltan la importancia de la correcta colocación del bracket cuando se utiliza el aparato de arco recto y la implicancia de la morfología coronal en la expresión del torque y estrés generado en el LP.

En relación a la ubicación del máximo estrés en el LP, que determina el tipo de movimiento a realizarse, la resultante de los esfuerzos máximos en los tres ejes (X,Y,Z), se ubicaron a nivel del ápice para el incisivo con ACR de 180°, lo que hace suponer un movimiento de traslación al coincidir la resultante de la fuerza con el eje longitudinal del diente y su CR. Para el incisivo con ACR de 170° la resultante de fuerza se desplaza del ápice ligeramente hacia palatino, lo que implica que además de un movimiento de traslación hay una leve inclinación del diente. Por otro lado, para el incisivo con ACR de 160°, la resultante de fuerza se desplaza hacia la región vestíbulo cervical, por lo que se considera que el movimiento de traslación es menor con predominio de más inclinación dentaria. Estos hallazgos se explican, ya que al aplicar una fuerza de intrusión, esta se va a dividir en dos componentes vectoriales de fuerza. Un componente vertical y uno horizontal, siendo la segunda de mayor magnitud al

reducirse el ACR, por lo que las tensiones se desplazan a las superficies vestibulares y linguales radiculares en dirección cervical, pronosticando la inclinación del diente.³

En estudios realizados por Rudolph et al.,⁸⁹ Wilson et al.,⁹⁰ Hemanth et al.,²⁰ utilizando el MEF para estudiar la distribución de estrés en LP durante el movimiento intrusivo, observaron tensiones compresivas solo en el ápice radicular, mientras que las tensiones de tracción se disponían a nivel del margen cervical. Estos resultados fueron similares a nuestro estudio para el incisivo con ACR de 180°, a pesar que el punto de aplicación de la fuerza intrusiva no fue la misma. Hemanth et al.,²⁰ lo aplicaron en el borde incisal, a lo largo del eje longitudinal del diente, Rudolph et al.,⁸⁹ y Wilson et al.,⁹⁰ paralelo al eje largo del diente y en nuestro estudio la fuerza se aplicó directamente sobre el bracket paralelo al eje longitudinal de la corona dentaria. Los resultados difieren para el incisivo con ACR de 170°, donde la tensión compresiva se desplazó del ápice radicular a la superficie palatina y la tensión de tracción hacia la superficie vestibular. Mientras que para el incisivo con ACR de 160°, las tensiones compresivas y de tracción se mantuvieron por palatino, cerca al ápice y a nivel cervical respectivamente. Estos hallazgos explican que el patrón de distribución del estrés está influenciado por la alteración del eje axial de la pieza dentaria y queda claro que los distintos vectores de fuerza originan diferentes esfuerzos a lo largo de la superficie radicular.

Es importante tener en cuenta estos factores al tomar decisiones clínicas en el tratamiento de ortodoncia, puesto que las tensiones generadas en el LP están relacionadas claramente al proceso biológico del movimiento dentario y parecen ser

afectadas en su magnitud como en su distribución alrededor del contorno radicular. Por esta razón, se justifica la planificación individualizada del tratamiento, orientada al seguimiento y predicción de la cantidad de movimiento radicular dentro de los límites biológicos, ya que aplicar fuerzas a dientes anatómicamente diferentes producirá un desplazamiento atípico o efectos indeseados que es necesario evitar o minimizar, mediante la aplicación cuidadosa de sistemas de fuerzas que permita un movimiento fisiológico sin daño adicional a las estructuras de soporte.

Realizar una comparación con otros estudios es limitado, por la falta de literatura con alcances y resultados similares. Además de estandarización de softwares utilizados en el procesamiento de imágenes para obtención de modelos 3D y protocolos para la simulación clínica.⁸³

Las fortalezas de este estudio son la utilización de modelos geométricos digitalizados en 3D, obtenidos de tomografías computarizadas, que permitió precisión dimensional de la compleja geometría y reproducción fiel de las características anatómicas e irregularidades del contorno de la pieza dentaria y su tejido de soporte. Asimismo, el software utilizado para la simulación clínica (ANSYS V 18.2) es uno de los más empleados en este tipo de investigaciones, por ser de acceso libre y permitir buena discretización (mayor cantidad de elementos y nodos) de los modelos 3D, obteniéndose valores numéricos y gráficos que representan las tensiones generadas producto de la aplicación de una fuerza externa. La cantidad de elementos y nodos es un determinante de la calidad en la emisión de los resultados⁹¹ por el cual los modelos contaban con 120066 elementos y 231549 nodos, valores superiores a otros estudios^{2,3,20,65,89,90,92}

con geometría tetraédrica y hexaédrica. Los modelos estuvieron conformados por diferentes estructuras (diente, LP, hueso alveolar, hueso cortical, adhesivo, bracket, arco de acero), de características lineales e isotrópicas y se consideró al LP como una estructura uniforme de 0.2 mm de grosor. Así mismo, el empleo de propiedades mecánicas referenciadas en estudios previos ^{41, 83,92} hace que los resultados deban considerarse confiables.

La limitación del estudio radica en la utilización de las propiedades mecánicas de características lineales, ya que estas solo proveen información de la respuesta inicial de las estructuras y no la que se da en el tiempo. Sin embargo, a partir de ellos se pueden plantear investigaciones clínicas y verificar resultados.

El presente estudio se realizó con el objetivo de que se tome en consideración la existencia de variantes morfológicas (ACR) del incisivo central superior; además, de las repercusiones de la imprecisión en la adhesión del bracket y su influencia en la magnitud y la distribución del estrés, evitando que se generen efectos indeseados como las reabsorciones radiculares e inclinaciones dentarias que podrían complicar la práctica clínica.

Las implicancias clínicas del estudio radican en la consideración de las variaciones morfológicas y las variaciones en el posicionamiento vertical del bracket durante el movimiento intrusivo ya que se ha demostrado la influencia que tienen en las magnitudes y distribución del estrés en el ligamento periodontal. También, en la precaución de utilización o aplicación de fuerzas verticales, ya que concentran mayor estrés en el ápice radicular y es posible la reabsorción radicular. Por lo mismo, las

futuras investigaciones deben contemplar el desarrollo de mecánicas que garanticen el mejor control para el movimiento intrusivo en incisivos con variaciones morfológicas. La inserción de arcos full Size que llenen en su totalidad del slot del bracket, utilización de bracket con torque negativo, introducción de bracket de incisivos con torque variable para escoger en cada paciente según el ACR, reducción de los niveles de fuerza podría ser algunas alternativas en el manejo de estas situaciones con el objetivo de evitar efectos secundarios indeseados. Además, se precisa de estudios clínicos para comprobar estos hallazgos y el análisis de los modelos incorporados en un sistema de bracket.

El método de elementos finitos basa sus resultados en un sistema de modelado, por lo que se requiere de un operador experto con gran conocimiento de la técnica, el conocimiento de las propiedades mecánicas, fuerza aplicada y condiciones de contorno.

VIII. CONCLUSIONES

1. Se encontró que el ángulo corono-radicular y el posicionamiento vertical del bracket influyen en la magnitud y distribución del estrés en el ligamento periodontal.
2. Se encontró aumento del estrés a medida que se incrementa la altura del bracket.
3. Se encontró aumento del estrés al reducirse el ACR y desplazar el bracket hacia cervical.
4. Se encontró desplazamiento del máximo estrés de la región apical a la región cervical del diente al disminuir el ACR.

IX. REFERENCIAS

1. Proffit W, Fields H. Contemporary Orthodontics. 3ra ed. St. Louis: Mosby; 2000
2. Hemanth M, Deoli S, Raghuvver HP, Rani MS, Hegde C, Vedavathi B. Stress Induced in the Periodontal Ligament under Orthodontic Loading (Part I): A Finite Element Method Study Using Linear Analysis. J Int Oral Health. 2015 Aug; 7(8):129-33.
3. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' LP during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. Prog Orthod. 2013 Sep 11; 14:26.
4. Jayaprakash PK, Kumari S, Verma SK, Chauhan AK, Kumar M. Effects of Inverting Bracket on Maxillary Central Incisors with Increased Collum Angle in Class II Division 2 Malocclusion Cases: A Finite Element Analysis. J Contemp Orthod. 2018 February; 2(1):1-10.
5. Feller L, Khammissa RA, Schechter I, Moodley A, Thomadakis G, Lemmer J. Periodontal Biological Events Associated with Orthodontic Tooth Movement: The Biomechanics of the Cytoskeleton and the Extracellular Matrix. Sci Word J. 2015; 2015:894123.

6. Wise GE, King GJ. Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2008 May; 87(5):414-34.
7. Darendeliler MA, Kharbanda OP, Chan EK, Srivicharnkul P, Rex T, Swain MV, et al. Root resorption and its association with alterations in physical properties, mineral contents and resorption craters in human premolars following application of light and heavy controlled orthodontic forces. *Orthod Craniofac Res.* 2004 May; 7(2):79-97.
8. Von Böhl M, Maltha JC, Von Den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 May; 125(5):615-23.
9. Miyagawa A, Chiba M, Hayashi H, Igarashi K. Compressive force induces VEGF production in periodontal tissues. *J Dent Res.* 2009 Aug; 88(8):752-6.
10. Sprogar S, Vaupotic T, Cör A, Drevensek M, Drevensek G. The endothelin system mediates bone modeling in the late stage of orthodontic tooth movement in rats. *Bone.* 2008 Oct; 43(4):740-7.
11. Nikolai RJ. Response of dentition and periodontium to force. *Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics.* Philadelphia: Lea and Febinger; 1985. p. 146-93.
12. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod* 1977;72:1-22.
13. Gioka C, Eliades T. Orthodontic dental intrusion: Indications, histological changes, biomechanical principles, possible side effects. *Hell Orthod Rev* 2003; 6:129-46.

14. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: a 3D finite element method study. *Dental Press J Orthod.* 2016 Jan-Feb; 21(1):75-82.
15. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prahl-Andersen B, Aartman IH. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod.* 2005 Sep; 75(5):723-9.
16. Parker RJ, Harris EF. Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114:677-83.
17. Nanda R. The differential diagnosis and treatment of excessive overbite. *Dent Clin North Am.* 1981 Jan;25(1):69-84.
18. Kumar GR, Tikku T, Khanna R, Lata VS, Srivastava K. Effect of Intrusive Forces on Maxillary Central Incisor at Different Inclinations at Normal Bone Height – A FEM Study. *i-Explore Int Res J Consort.* 2016 ; 5 (7):8-14.
19. Cossetin E, Nóbrega SHS, Carvalho MGF. Study of tension in the periodontal ligament using the finite elements method. *Dental Press J Orthod.* 2012 Jan-Feb; 17(1):47.e1-8.
20. Hemanth M, Deoli S, Raghuvver HP, Rani MS, Hegde C, Vedavathi B. Stress Induced in Periodontal Ligament under Orthodontic Loading (Part II): A Comparison of Linear Versus Non-Linear Fem Study. *J Int Oral Health.* 2015 Sep; 7(9):114-8.

21. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123(6):657-65.
22. Yamamoto K, Yamamoto T, Ichioka H, Akamatsu Y, Oseko F, Mazda O, Imanishi J, Kanamura N, Kita M. Effects of mechanical stress on cytokine production in mandible-derived osteoblasts. *Oral Dis.* 2011 Oct;17(7):712-9.
23. Consolaro A. Force distribution is more important than its intensity. *Dental Press J Orthod.* 2014 Jan-Feb; 19(1):5-7.
24. Bryant RM, Sadowsky PL, Hazelrig JB. Variability in three morphologic features of the permanent maxillary central incisor. *Am J Orthod.* 1984 Jul; 86(1):25-32.
25. Salzmänn J. The face in profile; an anthropological X-ray investigation on Swedish children and conscripts. *Am J Orthod.* 1948; 34(8) :691–699.
26. Bauer, Thomas J. Maxillary central incisor crown-root relationships in Class I normal occlusions and Class II division 2 malocclusions [master's thesis]. Iowa: University of Iowa; 2014. 5 p.
27. Dellinger EL. A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod* 1978; 73:290-9.
28. Williams A, Woodhouse C. The crown to root angle of maxillary central incisors in different incisal classes. *Br J Orthod.* 1983; 10:159–161.
29. Mavroskoufis F, Ritchie GM. Variation in size and form between left and right maxillary central incisor teeth. *J Prosthet Dent.* 1980 Mar;43(3):254-7.

30. McIntyre GT, Millett DT. Crown-root shape of the permanent maxillary central incisor. *Angle Orthod.* 2003 Dec; 73(6):710-5.
31. Houston WJB. Incisor edge-centroid relationships and overbite depth. *Eur J Orthod.* 1989; 11:139–143.
32. Harris EF, Hassankiadeh S, Harris JT. Maxillary incisor crown-root relationships in different angle malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 Jan; 103(1):48-53.
33. Feres MFN, Rozolen BS, Alhadlaq A, Alkhadra TA, El-Bialy T. Comparative tomographic study of the maxillary central incisor collum angle between Class I, Class II, division 1 and 2 patients. *J Orthod Sci.* 2018 Feb 15;7:6.
34. Shen YW, Hsu JT, Wang YH, Huang HL, Fuh LJ. The Collum angle of the maxillary central incisors in patients with different types of malocclusion. *J Dent Sci.* 2012; 7(1) :72-76.
35. Lapatki BG, Mager AS, Schulte-Moenting J, Jonas IE. The importance of the level of the lip line and resting lip pressure in Class II, Division 2 malocclusion. *J Dent Res.* 2002 May; 81(5):323-8.
36. Nojima LI, Araújo AS, Alves Júnior M. Indirect orthodontic bonding - a modified technique for improved efficiency and precision. *Dental Press J Orthod.* 2015 May-June;20(3):109-17.
37. Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler MA. A comparison of accuracy in bracket positioning between two techniques--localizing the centre of the clinical crown and measuring the distance from the incisal edge. *Eur J Orthod.* 2007 Oct; 29(5):430-6.

- 38.** Vianna Valéria Fernandes, Mucha José Nelson. O posicionamento vertical dos acessórios na montagem do aparelho ortodôntico fixo. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* [Internet]. 2006 Aug [cited 2018 July 11]; 11(4): 66-75. Available from:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-54192006000400008&lng=en.<http://dx.doi.org/10.1590/S141554192006000400008>.
- 39.** Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Sep;116(3):329-35.
- 40.** Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989 Oct;96(4):312-9.
- 41.** Sardarian A, Danaei SM, Shahidi S, Boushehri SG, Geramy A. The effect of vertical bracket positioning on torque and the resultant stress in the periodontal ligament--a finite element study. *Prog Orthod.* 2014; 15:50.
- 42.** Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Jul; 102(1):62-7.
- 43.** Andrews LF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod.* 1976 Feb;10(2):99-114.

44. Suarez C, Vilar T. The effect of constant height bracket placement on marginal ridge levelling using digitized models. *Eur J Orthod.* 2010; 32:100–05.
45. Meyer M, Nelson G. Preadjusted edgewise appliance, theory and practice. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1978; 73:485.
46. Hu XQ, Kong WD, Cai B, Chen MY. Evaluation of the effect of maxillary anterior teeth morphology on torque using cone beam dental computed tomography. 2009 Jun; 27(3):297-300.
47. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod.* 2005; 27:258–62.
48. Mestriner MA, Enoki C, Mucha JN. Normal torque of the buccal surface of mandibular teeth and its relationship with bracket positioning: a study in normal occlusion. *Braz Dent J.* 2006; 17:155–60.
49. Bennett J C, McLaughlin R P. Orthodontic management of the dentition with the preadjusted appliance. Oxford : Isis Medical Media ;1997
50. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part I. *Am J Orthod.* 1976 Sep; 70(3):241-68.
51. Kesling P C .Tip-Edge guide and the differential straight-arch technique. 4ta ed. Indiana :Two Swan Advertising, Westville;1988
52. Zachrisson S, Zachrisson B. Gingival condition associated with orthodontic treatment. *Angle orthod;* 1992; 72:26-34.
53. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Raquel S. Aplicabilidade científica do métodos dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial.* 2006;11(2):35-43.

54. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2015 Mar-Apr;20(2):119-25.
55. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Apr;143(4):486-91.
56. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Finite Element Method. Med Eng Phys.* 2000 Jun;22(5):359-70.
57. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament-a finite element study. *Angle Orthod.* 1992; 62(1):15-22.
58. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(3):335.e1-7
59. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod.* 2009;79(6):1102-10.
60. JARAMILLO SUÁREZ, HÉCTOR ENRIQUE GARCÍA, ANDRÉS GÓMEZ SALAZAR, LESSBY ESCOBAR, WILLIAM, GARCÍA ÁLVAREZ JOSÉ JAIME. Procedimiento para generar mallas de elementos finitos de la columna vertebral humana a partir de imágenes médicas. *El Hombre y la Máquina [en línea]* 2012, (Septiembre-Diciembre) : [Fecha de consulta: 30 de agosto de

2018] Disponible en:<<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=47826850009>>

ISSN 0121-0777

- 61.** Begum MS, Dinesh MR, Tan KF, Jairaj V, Md Khalid K, Singh VP. Construction of a three dimensional finite element model of maxillary first molar and it's supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015 Aug;7(2):S443-50.
- 62.** Sardarian A, Danaei SM, Shahidi S, Boushehri SG, Geramy A. The effect of vertical bracket positioning on torque and the resultant stress in the periodontal ligament--a finite element study. *Prog Orthod.* 2014;15:50.
- 63.** Cruz BM, Muñoz CE. Tratamiento ortodóncico de mordidas profundas. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2010; 23(1): 158-173.
- 64.** Vigorito JW, Moresca R, Dominguez GC, Tortamano A. Influence of the convexity of the upper central incisor on the torque expression of preadjusted brackets. *J Clin Orthod.* 2006 Jan;40(1):42-6.
- 65.** Mathur AK, Gupta V, Sarmah A, Pai VS, Chandrashekar G. Apical force distribution due to orthodontic forces: a finite element study. *J Contemp Dent Pract.* 2011 Mar 1;12(2):104-8.
- 66.** Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016 Mar-Apr;6(2):110-4.
- 67.** Zeno KG, El-Mohtar SJ, Mustapha S, Ghafari JG. Finite element analysis of stresses on adjacent teeth during the traction of palatally impacted canines. *Angle Orthod.* 2019 May;89(3):418-425.

68. Albogha MH, Kitahara T, Todo M, Hyakutake H, Takahashi I. Maximum principal strain as a criterion for prediction of orthodontic mini-implants failure in subject-specific finite element models. *Angle Orthod.* 2016 Jan;86(1):24-31.
69. Gomez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2015 May;85(3):454-60.
70. Olmez S, Dogan S, Pekedis M, Yildiz H. Biomechanical evaluation of sagittal maxillary internal distraction osteogenesis in unilateral cleft lip and palate patient and noncleft patients: a three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2014 Sep;84(5):815-24.
71. Shrivastava A, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gupta A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* 2015 Mar;85(2):196-205.
72. Albogha MH, Takahashi I. Effect of loaded orthodontic miniscrew implant on compressive stresses in adjacent periodontal ligament. *Angle Orthod.* 2019 Mar;89(2):235-241. doi: 10.2319/122017-873.1.
73. Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jäger A, Bourauel C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *Eur J Orthod.* 2016 Jun;38(3):300-7.
74. Wu J, Liu Y, Zhang J, Peng W, Jiang X. Biomechanical investigation of orthodontic treatment planning based on orthodontic force measurement and

finite element method before implementation: A case study Technol Health Care. 2018; 26 (S1): 347-359.

- 75.** Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. J Oral Biol Craniofac Res. 2014 Sep-Dec;4(3):200-3.
- 76.** Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005 May;84(5):428-33.
- 77.** Ioannis S. Papageorgiou. The centre of resistance of teeth in orthodontics. Hell Orthod review. 2005; 8: 41-55.
- 78.** Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012 Sep;82(5):799-805.
- 79.** Choy K, Pae EK, Park Y, Kim KH, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Jan;117(1):98-105.
- 80.** Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Apr;117(4):399-405.
- 81.** Meyer BN, Chen J, Katona TR. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 Mar;137(3):354-61.
- 82.** Duque PN, Nelson EC, Thomé MC, Pereira GJ. 3D simulation of orthodontic tooth movement. Dental Press J. Orthod. 2010 Oct; 15(5): 98-108.

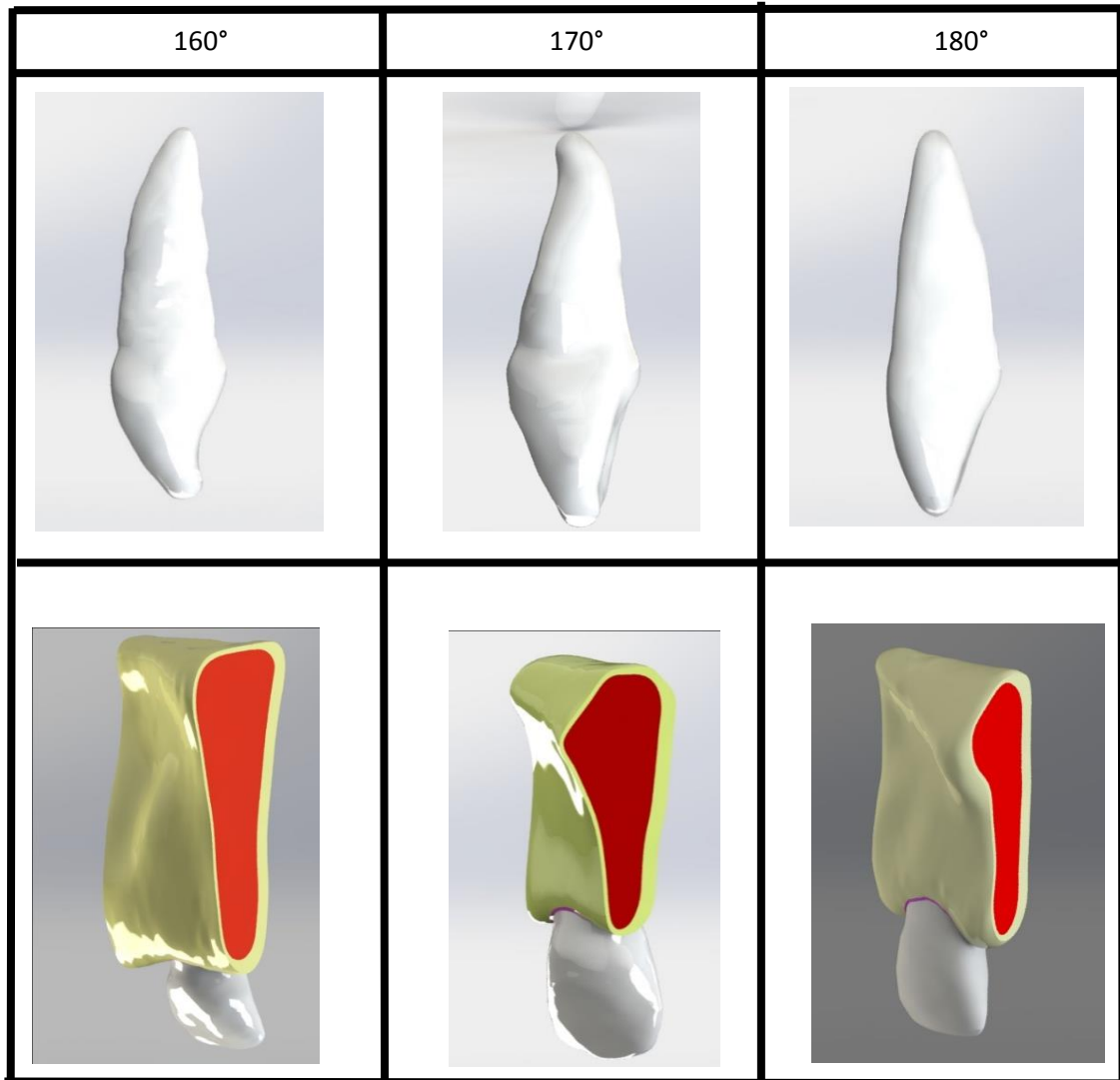
- 83.** Papageorgiou SN, Sifakakis I, Keilig L, Patcas R, Affolter S, Eliades T, Bourauel C. Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. *Eur J Orthod.* 2017 Aug 1;39(4):411-418.
- 84.** Ryniewicz W, Ryniewicz AM, Bojko L, Pełka P, Filipek J, Williams S, et al. Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor. *Biocybern Biomed Eng* 2016;36(2):385–90.
- 85.** Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, Faltin K, Sander FG. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod.* 2007 Jul;77(4):653-9.
- 86.** Schwartz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement *International. J Orthod* 1932;18 (4):331-52
- 87.** Minch L.E., Sarul M., Nowak R., Kawala B., Antoszevska-Smith J., Orthodontic intrusion of periodontally-compromised maxillary incisors: 3-dimensional finite element method analysis. *Adv Clin Exp Med*, 2017; 26(5): 829-833.
- 88.** Maheshwari RK, Garg A, Virang B, Bhadauria US. The effect of tooth morphology and vertical bracket positioning on resultant stress in periodontal ligament - a three dimensional finite element study. *Med Pharm Rep.* 2019 Jul;92(3):294-299.
- 89.** Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 2001; 71(2):127–31.

- 90.** Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *Br J Orthod.* 1994; 21(2):161–7.
- 91.** Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014 Sep-Dec; 4(3):200-3.
- 92.** Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Apr;143(4):486-91.

ANEXOS

ANEXO 1

MODELO GEOMÉTRICO DE 3 INCISIVOS CENTRALES SUPERIORES Y SU
RESPECTIVO TEJIDO PERIODONTAL.

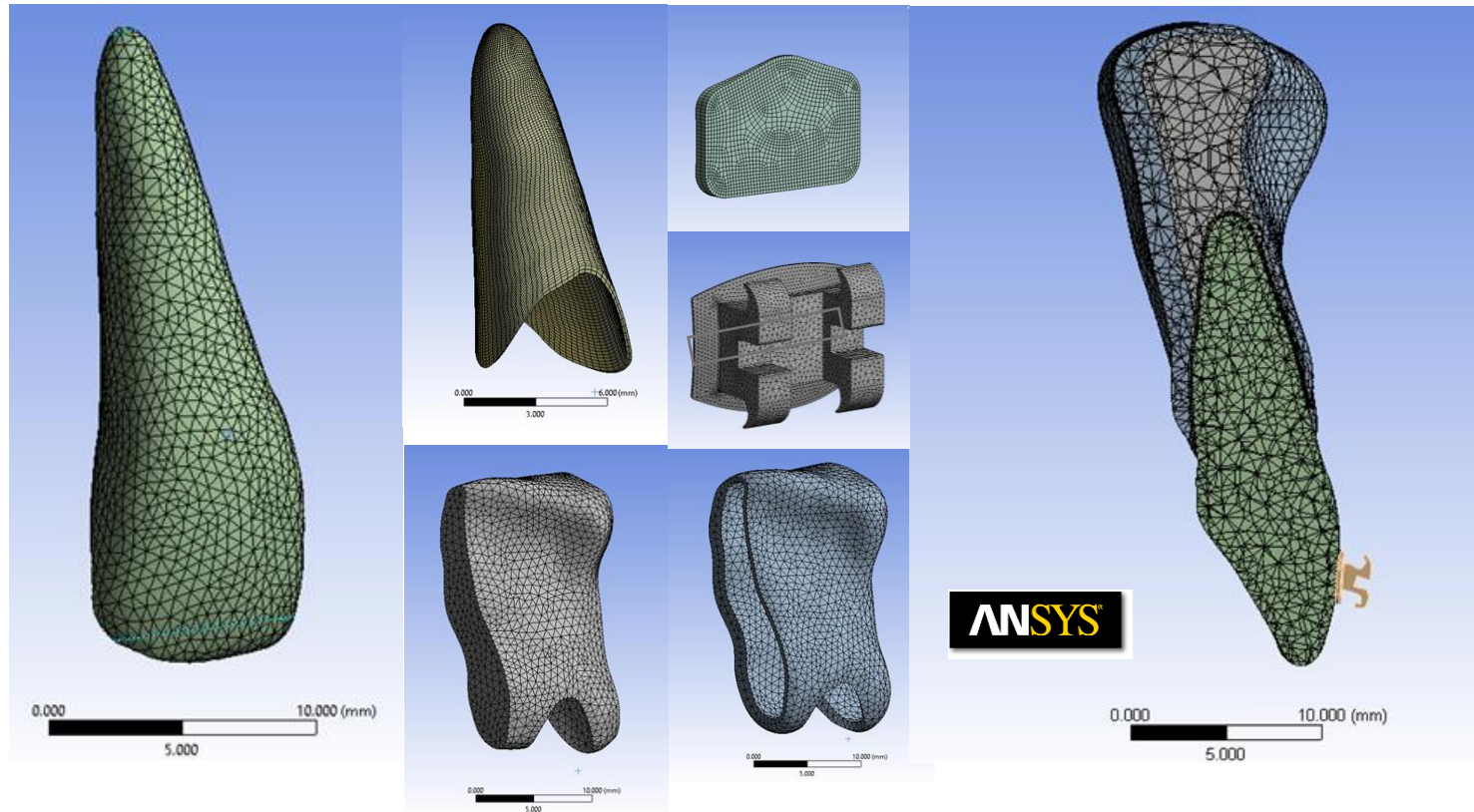


ANEXO 2

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Estrés del ligamento periodontal	Son las tensiones (tracción/compresión) en el LP.	Es el registro numérico de las cargas máximas y mínimas emitido por el software.	Magnitud de la fuerza	Cuantitativa Continua	Razón	MPa.
Ángulo coronoradicular	Angulo formado a nivel del cuello dentario o UCA	Es el ángulo formado por la intersección del eje coronario y el eje radicular	Ángulo del eje axial coronal y radicular	Cualitativa	Ordinal	ACR:160 ⁰ ACR:170 ⁰ ACR:180 ⁰
Posicionamiento vertical del bracket	Posición del bracket en la cara vestibular de la corona dentaria donde se reproduce su programación	Registro realizado por el software medido verticalmente del borde incisal a la cara vestibular.	Distancia entre el borde incisal y el slot del bracket	Cualitativa	Ordinal	PV: 4 mm PV: 4.5 mm PV: 5 mm

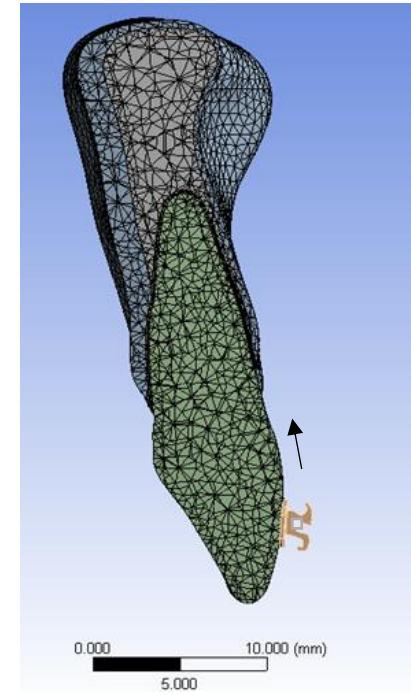
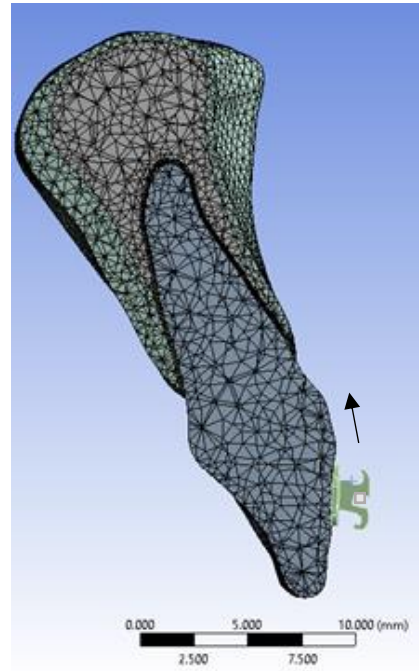
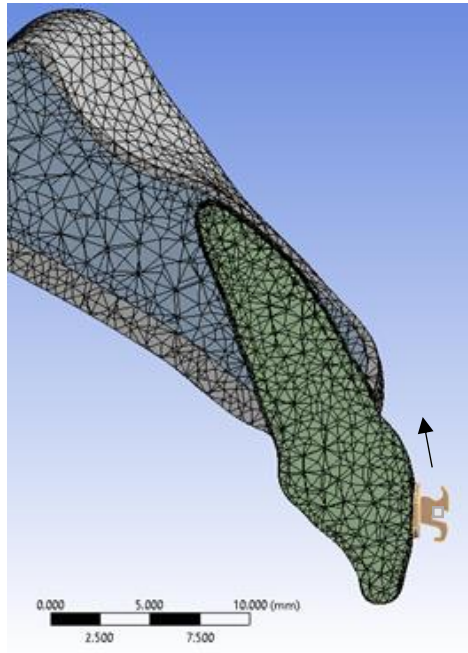
ANEXO 3

MODELOS GEOMÉTRICOS SÓLIDOS FINALES (DIENTE, LP, HUESO CORTICAL, HUESO ALVEOLAR, BRACKET, RESINA, ARCO ORTODÓNTICO)



ANEXO 4

DISCRETIZACIÓN DE LOS MODELOS Y SIMULACIÓN CLÍNICA



ANEXO 5

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS COMPONENTES DEL MODELO GEOMÉTRICO.

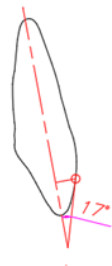
Material	Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson
Bracket- arco de acero	200000	0,3
Ligamento Periodontal	0,71	0,4
Hueso cortical	14700	0,3
Hueso trabecular	490	0,3
Diente	20000	0,3
Resina	8823	0,25

ANEXO 6

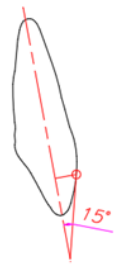
TIPOS DE ELEMENTOS DE LOS MODELOS GEOMÉTRICOS

Tipo de elemento	Tetraédricos, hexaédricos
Número de nodos	231 549
Número de elementos	120 066

ANGULACIÓN DE LA CONVEXIDAD LABIAL DE LOS 3 INCISIVOS A
DIFERENTES ALTURAS



4 mm



4,5 mm



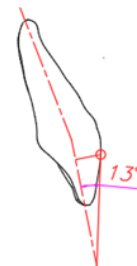
5 mm



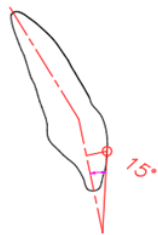
4 mm



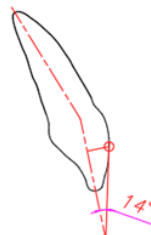
4,5 mm



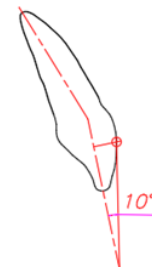
5 mm



4 mm



4,5 mm



5 mm