



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

EFFECTOS DEL POSICIONAMIENTO
VERTICAL DE UN BRACKET LINGUAL EN
EL TORQUE Y ESTRÉS SOBRE EL
LIGAMENTO PERIODONTAL EN UN
MODELO MATEMÁTICO DE UNA
SEGUNDA PREMOLAR SUPERIOR.
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN ORTODONCIA

DIANA CECILIA BECERRA NÚÑEZ

LIMA - PERÚ
2018

ASESORES

Mg. Esp. Orlando Tuesta da Cruz

Departamento Académico de Estomatología del Niño y del Adolescente

Mg. Esp. Carlos Liñán Durán

Departamento Académico de Estomatología del Niño y del Adolescente

DEDICATORIA

A mis padres, por ser mi primer ejemplo de superación profesional.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Ing. Jorge Alencastre Miranda, profesor de la Sección de Ingeniería Mecánica – Área de diseño de la Pontificia Universidad Católica del Perú, por su orientación y apoyo en la elaboración del presente estudio.
- Al Ing. Ernesto Verástegui Ñahuiz, por su empeño y dedicación en la ejecución de la presente investigación.
- A mis asesores, el Dr. Orlando Tuesta Da Cruz y Carlos Liñan Duran, porque su experiencia, consejos y preocupación constante durante todo el proceso, hicieron posible la realización del presente estudio.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar *in silico* los efectos de la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual, sobre la expresión del torque y estrés en el ligamento periodontal, en una segunda premolar superior mediante el método de elementos finitos (MEF).

Materiales y Métodos: Se utilizó el MEF para el modelamiento de una segunda premolar superior, ligamento periodontal, tejido óseo y un bracket lingual. En este modelo se posicionó un bracket lingual en su ubicación inicial ideal (3.5mm. correspondiente al centro de corona). A partir de este modelo, se generaron 6 modelos adicionales, donde el bracket se desplazó 1.5mm. hacia gingival y hacia oclusal. Se realizaron mediciones del torque (inclinación vestibulolingual) y la distribución y valores del estrés en el ligamento periodontal cada 0.5mm. **Resultados:** Se realizó el análisis de las tablas descriptivas con los resultados obtenidos. El menor valor de torque fue de -10.073° en la posición de 2mm, y el mayor valor fue de -5.345° en la posición de 5mm. Para todos los modelos, la zona de mayor estrés se encontró a nivel de la cresta alveolar y la zona de menor estrés a nivel apical (alturas 2mm, 2.5mm y 3mm.) y a nivel del tercio medio radicular (alturas 3.5mm, 4mm, 4.5mm, 5mm.) **Conclusiones:** La variación del posicionamiento vertical del bracket lingual en una segunda premolar superior, afecta la expresión del torque y las zonas de distribución de estrés en el ligamento periodontal.

PALABRAS CLAVE: ortodoncia, torque, método de elementos finitos, bioingeniería.

ABSTRACT

Objective: To evaluate *in silico* the effects of a vertical lingual bracket positioning on torque expression and periodontal ligament stress, in an upper second bicuspid, using the finite element method (FEM). **Materials and Methods:** A 3-dimensional upper second bicuspid with its periodontal ligament, alveolus, and lingual bracket were modelled using FEM. The position of the bracket was modified 1.5mm gingivally and occlusally, starting on its ideal position (middle of the crown length was 3.5mm). A total of 7 models were generated. Torque and stress distribution in the periodontal ligament, were evaluated every 0.5mm. **Results:** Analysis of descriptive chart results was made. The lowest torque value was -10.073° found at the 2mm position, and the highest value was -5.345° found at the 5mm position. For all the models, the highest periodontal ligament stress was found closer to the alveolar bone crest and the lower closer to the apex (for positions of 2mm, 2.5mm and 3mm), and closer to the half portion of the radicular area (for positions of 3.5mm, 4mm, 4.5mm and 5mm). **Conclusions:** Vertical positioning variation of a lingual bracket in an upper second bicuspid FEM model, affects the torque expression and distribution of stress in the periodontal ligament.

KEYWORDS: orthodontics, torque, finite element analysis, bioengineering.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	
II.1. Planteamiento del problema	3
II.2. Justificación	3
III. MARCO TEÓRICO	
III.1. Posicionamiento de brackets linguales	5
III.1.1. Morfología de la superficie lingual	6
III.1.2. Sistemas de brackets linguales	7
III.2. Torque	8
III.3. Estrés en el ligamento periodontal	9
III.4. Método de Elementos Finitos (MEF)	9
III.4.1. Método de obtención de MEF	12
IV. OBJETIVOS	
IV.1. Objetivo General	14
IV.2. Objetivos Específicos	14
V. HIPÓTESIS	15
VI. MATERIAL Y MÉTODOS	
VI.1. Diseño del estudio	16
VI.2. Unidad de estudio	16
VI.3. Operacionalización de variables	16
VI.3.1. Variable independiente	16
VI.3.2. Variables dependientes	16
VI.4. Técnicas y procedimientos	17
VI.5. Plan de análisis	19
VI.6. Consideraciones éticas	20
VII. RESULTADOS	21
VIII. DISCUSIÓN	30

IX.	CONCLUSIONES	36
X.	RECOMENDACIONES	37
XI.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38
	ANEXOS	41

ÍNDICE DE TABLAS

		Pág.
Tabla 1.	Valor del torque según las diferentes alturas del bracket y su variación respecto a la posición previa.	23
Tabla 2.	Valor del torque según las diferentes alturas del bracket y su variación respecto a la posición.	24
Tabla 3.	Valor de esfuerzo máximo en el ligamento periodontal según las diferentes alturas del bracket.	25

ÍNDICE DE FIGURAS

		Pág.
Figura 1.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 2mm.	26
Figura 2.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 2.5mm.	26
Figura 3.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 3mm.	27
Figura 4.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 3.5mm.	27
Figura 5.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 4mm.	28
Figura 6.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 4.5mm.	28
Figura 7.	Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 5mm.	29

ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

MEF	:	Método de elementos finitos.
BBS	:	Bacci Bonding System.
LP	:	Ligamento periodontal.
EVCC	:	Eje vestibular de la corona clínica.
FA	:	Punto medio en sentido oclusogingival del eje facial de la la corona clínica.
MPa.	:	Mega Pascal
GPa.	:	Giga Pascal
N	:	Newton
°	:	Grados
mm.	:	Milímetros

I. INTRODUCCIÓN

A principios del siglo XX Angle introdujo a la ortodoncia el aparato “Edgewise” o “Arco de canto” con la finalidad de lograr un control tridimensional de los dientes durante el movimiento ortodóntico. En 1970 Andrews creó el sistema de “Arco Recto” al incorporar información a los brackets para disminuir la necesidad de realizar dobleces en los arcos de alambre. En la misma década Kurz empezó a utilizar los brackets vestibulares en la superficie lingual debido, principalmente, a las altas exigencias estéticas de los pacientes. Por ello, no tardó en crear un bracket especialmente diseñado para la técnica lingual. Durante los siguientes años aparecieron muchos sistemas ortodónticos linguales con diferente información incorporada, sin embargo, un requerimiento común e imprescindible para la adecuada expresión de la información del bracket, es su correcto posicionamiento.¹

Algunas veces debido a diferentes situaciones clínicas como variaciones anatómicas, hiperplasias gingivales, pérdida de estructura dentaria, etc., el ortodoncista se ve forzado a modificar la posición vertical del bracket. Los cambios o errores en el posicionamiento de brackets han sido descritos en la ortodoncia vestibular, sin embargo, no hay estudios que evalúen los efectos en la ortodoncia lingual. Clínicamente, se ha observado que los errores en el posicionamiento de los brackets linguales, tienen un mayor efecto en la posición final de cada diente, sin embargo, aún no existe evidencia científica al respecto. Uno de los efectos observados más resaltantes, es la variación del torque, lo que genera una inadecuada inclinación vestibulolingual del diente, trayendo consecuencias estéticas y funcionales. En la actualidad, este tipo de movimientos dentarios y su comportamiento

biomecánico puede ser estudiado de forma muy precisa mediante el método de los elementos finitos (MEF), con una alta aplicabilidad clínica.²

Este método se desarrolló dentro del ámbito de la ingeniería estructural, y permite determinar la tensión y deformación de un objeto sometido a fuerzas. Su principio está basado en la división de una estructura compleja en elementos por medio de un programa de computadora que permite establecer su comportamiento físico.³

El propósito del presente estudio es evaluar los efectos que genera la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual sobre la expresión del torque y el estrés generado sobre el ligamento periodontal en una segunda premolar superior, mediante el método de elementos finitos.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

El posicionamiento de los brackets es uno de los procedimientos de mayor importancia y precisión en ortodoncia ya que sus errores pueden traer efectos sobre la posición final del diente en los tres planos del espacio. Muchos de estos efectos han sido descritos en la ortodoncia vestibular, sin embargo, no existen investigaciones que los evalúen en la ortodoncia lingual.

Uno de los efectos más observados en la práctica clínica, es la alteración en la inclinación vestibulo lingual o torque, y requiere de un complejo control de la biomecánica ortodóntica. Además, durante este tipo de movimiento dentario se generan diferentes cargas sobre el ligamento periodontal, que pueden influir en la función que éste cumple en el movimiento dentario ortodóntico. Por este motivo se plantea evaluar ¿qué efectos tiene la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual sobre la expresión del torque y el estrés en el ligamento periodontal en una segunda premolar superior?

II.2. Justificación

Los errores en el posicionamiento de brackets de arco recto son unos de los problemas actuales más comunes en ortodoncia. Inclusive, aún encontrándose bien posicionados, las variaciones anatómicas y la gran irregularidad de la superficie lingual pueden afectar a la expresión del torque.

El presente estudio permitirá evaluar y cuantificar el grado de variación del torque al modificar la posición vertical de un bracket lingual, así como los cambios de estrés que se producen en el ligamento periodontal en una segunda premolar superior.

Esto servirá como ayuda clínica para resolver problemas durante la fase de acabado e intercuspidadación relacionados al torque que se presentan debido a determinadas exigencias o situaciones clínicas, como por ejemplo alteración de la morfología dentaria, desgaste de bordes incisales de las piezas dentarias, hiperplasias gingivales, etc.

La evaluación del estrés generado en el ligamento periodontal, permitirá tener un mayor conocimiento de los cambios en las zonas de tensión y compresión involucrados en el movimiento dentario.

Con la utilización del método de elementos finitos (MEF) será posible analizar la biomecánica del movimiento dentario de una forma precisa y no invasiva, brindando información detallada y cuantitativa de los cambios producidos frente a la aplicación de las diferentes fuerzas ortodónticas.

III. MARCO TEÓRICO

En los diferentes sistemas de brackets preajustados, la posición del bracket sobre la corona del diente determina la angulación, inclinación, altura y rotación del diente.^{1, 4.}

En los sistemas de brackets vestibulares, los errores en el posicionamiento vertical alteran el plano oclusal y el torque. Esto puede deberse a que los valores que están insertados en los brackets, fueron realizados sobre mediciones ideales en una determinada población y con valores promedio de la morfología dentaria.⁵ Si el bracket no está adecuadamente posicionado o si la morfología de la corona no es similar a la que fue utilizada por los fabricantes de brackets, la posición final no va a ser la que se espera o indica en la prescripción.¹

Diferentes estudios han evaluado los cambios que pueden ocurrir como consecuencia de la variación de la posición del bracket. En el año 2005, Van Loenan et al. reportaron que la variación de la posición del bracket entre 2 a 4.5 mm. desde el borde incisal en el incisivo central superior, puede afectar hasta en 10 grados la expresión del torque.^{1, 2}

En el año 2012 Mazzeo et al. indicaron que inclusive bajo las mejores circunstancias, el posicionamiento ideal de brackets es muy difícil de conseguir debido a la existencia de una maloclusión, trayendo como consecuencia la necesidad de realizar dobleces de finalización en los arcos ortodónticos.⁴

Para lograr la inclinación óptima final, cada sistema de arco recto propone el posicionamiento de brackets a determinadas alturas, estando la mayoría entre el rango de 4 y 5 mm., o usando como guías, algunas referencias anatómicas como la fosa lingual en el caso de los incisivos, o el cingulo en el caso de caninos.^{1, 5}

III.1. Posicionamiento de brackets linguales

La aparatología lingual presenta peculiaridades propias de la técnica que la hacen diferente de la biomecánica vestibular. Por ello, el posicionamiento de los brackets juega un papel determinante sobre el patrón del movimiento dentario, y con ello, sobre el éxito del tratamiento.^{6,7}

Bacci menciona que el posicionamiento preciso de los brackets linguales en sentido vertical, puede ser considerado el aspecto más crítico durante la instalación de la aparatología.⁵

III.1.1. Morfología de la superficie lingual

El desarrollo de la técnica de ortodoncia lingual empezó con Craven Kurz mediante la realización de estudios para evaluar la morfología de la superficie lingual de los dientes con el fin de reducir el tamaño de los brackets y facilitar su ligado.⁵

En algunos casos debido a la amplia variación anatómica de la superficie lingual de los dientes, coronas clínicas cortas y anchos vestíbulo lingual aumentados, la colocación precisa de los brackets resulta ser muy dificultosa, por lo que se sugiere realizar desgastes de las zonas prominentes para conseguir una superficie idónea para la adhesión de los brackets.^{5,7}

Un método preciso para la planificación del tratamiento, es el escaneado digital de modelos de estudio para evaluar la superficie lingual de los dientes e identificar la zona con menor cantidad de irregularidades y facilitar el posicionamiento de la aparatología.⁵

De forma similar que en la superficie vestibular, el grado de curvatura varía a diferentes alturas de la corona en el mismo diente, por lo que un arco que llene la ranura en un bracket preajustado, producirá diferentes inclinaciones del diente.^{1, 8.}

Además de la anatomía de la superficie radicular, la angulación corono-radicular también puede afectar a la expresión del torque. Esto se debe a que una mayor proximidad de ápice a la cortical produce un anclaje que impide el movimiento dentario.⁵ Chachada y Kamble, encontraron que este ángulo tenía un valor promedio de 180.27° y una disminución en pacientes con Maloclusión Clase II-2.⁸

III.1.2. Sistemas de brackets linguales

Desde el inicio de la técnica de ortodoncia lingual, aparecieron diversos sistemas de posicionamiento de brackets (CLASS, TARG, Slot Machine, Incognito, Hiro System, BBS, etc.). Los autores encontraron diferentes ventajas y desventajas para cada proceso de laboratorio, pero todas están diseñadas para reducir la probabilidad de errores en el posicionamiento de los brackets y con ello, los errores clínicos.⁵

El método de posicionamiento de brackets linguales preconizado por Bacci⁵, establece un protocolo para el cementado indirecto de brackets autoligantes InOvation® L (Dentsply-GAC, EUA), que presenta información programada equivalente a la prescripción Roth, donde la base angulada del bracket debe estar posicionada sobre la porción más profunda de la fosa lingual o de mayor concavidad de dicha superficie. Esta posición permite que el tercio incisal esté libre de interferencias permitiendo los movimientos funcionales normales. Las

alturas ideales se encuentran relacionadas al tamaño de la corona y se encuentran descritas a través de una tabla de alturas.^{5,9}

Al igual que en todos los sistemas, es imprescindible que los brackets sean localizados de forma precisa en esta posición para garantizar que el diente sea posicionado de acuerdo a la tecnología indicada por el fabricante.^{9,10}

III.2. Torque

El torque es definido como la inclinación vestibulo lingual del diente y es medido sobre su corona a partir del ángulo formado de la intersección entre una línea tangente de la superficie vestibular con la línea trazada que es perpendicular al plano oclusal.^{11,12}

Existen muchos sistemas de aparatología ortodóntica preajustada que prescriben diferentes valores de torque, sin embargo, este puede verse afectado por varios factores como la libertad entre el arco de alambre y la ranura del bracket, calibre y tipo de alambre de finalización, variaciones anatómicas del diente (superficie de adhesión del bracket y radicular), posicionamiento del bracket, etc.^{1,11}

Algunos estudios reportan que la percepción estética de la inclinación final de los incisivos, una vez finalizado el tratamiento, no varía significativamente al usar diferentes prescripciones.^{11,12}

Se ha reportado pérdida de la expresión de torque cuando no se utilizan arcos que llenen la ranura del bracket, sin embargo, cada prescripción indica sus arcos ideales de acabado, siendo en su mayoría arcos de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" dentro de ranuras 0.022" x 0.028".¹¹

III.3. Estrés en el ligamento periodontal

El ligamento periodontal (LP) cumple un rol muy importante durante el movimiento dentario y su grosor y propiedades mecánicas varían a lo largo del eje radicular. Estas variaciones pueden influir en los cambios celulares que ocurren como respuesta a la aplicación de fuerzas intensas, por lo que no es considerado para fuerzas leves como las generadas por el tratamiento ortodóntico.^{13, 14}

Al aplicar fuerzas ortodónticas, se genera una deformación o estrés en el ligamento periodontal que desencadenará los cambios celulares responsables de la reabsorción y formación ósea involucradas en el movimiento dentario.¹⁴

El estrés en el ligamento periodontal puede medirse en términos de tensión y cambios en la presión hidrostática.²

En algunos casos, la reabsorción radicular puede estar asociada a la aplicación excesiva de fuerzas y podría ser considerada como una secuela del tratamiento ortodóntico. Muchos estudios han evaluado la relación entre el torque y las fuerzas de tensión y compresión sobre el ligamento periodontal por medio del método de elementos finitos. En estos estudios, la reabsorción radicular está relacionada a las zonas donde existe mayor compresión en el ápice dentario y donde se han generado mayores momentos de fuerza.^{2, 15}

III.4. Método de Elementos Finitos (MEF)

Muchos de los estudios en ortodoncia que buscan evaluar las diferentes propiedades de las fuerzas producidas por aparatología ortodóntica y su efecto sobre los dientes han sido realizados de forma experimental en animales. Sin embargo, en la actualidad existen muchas implicancias éticas que pueden dificultar la realización de estos estudios.³

El uso de los modelos de elementos finitos hace posible evaluar la biomecánica del movimiento dentario y obtener información de los cambios de estrés en el ligamento periodontal como respuesta a la carga ortodóntica; además de permitir tener un mejor control sobre las variables del estudio.^{3, 6, 15}

El desarrollo del método de elementos finitos ocurrió a mediados del año 50 con el inicio de la masificación del uso de computadoras. Según diferentes autores, fue Clough quien en 1960 utilizó por primera vez este término. Fue utilizado en la ingeniería eléctrica, en el análisis de estructuras de construcciones, aeronáutica e industria naval. De esta forma Gallagher en 1975 afirmó que este método puede ser utilizado en cualquier situación que requiera la predicción de tensión, deformación y resistencia a fuerzas.¹⁶

En la actualidad, el método de elementos finitos se desarrolla en el ámbito de la ingeniería estructural y mecánica, dedicada a estudiar la tensión y deformación de estructuras sólidas. El principio de este método está basado en la división de una estructura compleja en “elementos” donde es posible aplicar diferentes propiedades para probar la respuesta de la estructura a una fuerza externa.³

Es un modelo matemático en el que se construye un complejo de unidades geométricas con propiedades físicas por medio de un software.⁶

En ortodoncia, la utilización de MEF es una gran herramienta que permite optimizar el uso de imágenes digitales, como las de la tomografía *cone beam*, para reproducir en tres dimensiones la morfología de piezas dentarias y reproducir un modelo biomecánico para predecir diferentes situaciones clínicas.¹⁷

El MEF ha sido utilizado en ortodoncia para evaluar diferentes aspectos de la biomecánica del movimiento dentario. Mc Guinness et al. (1992) lo utilizaron para

evaluar el estrés producido por un arco que llene por completo la ranura del bracket, en un sistema de brackets estándar, y encontraron que fue mayor a nivel marginal y apical del ligamento periodontal.³

Kojima y Fukui (2008) evaluaron la capacidad de anclaje del arco transpalatino, encontrando un desplazamiento mesial de las molares, por lo que concluyeron que no era un dispositivo efectivo para el control del anclaje.³

Tominaga et al. (2009) encontraron un mejor control durante el cierre en masa utilizando mecánica con fricción, cuando el gancho estaba localizado entre incisivo lateral y canino.³

Este método también ha servido para evaluar verticalización y mesialización de molares, uso de miniimplantes, diseños de brackets, efectos de tratamientos ortopédicos, etc.

Uno de los principales inconvenientes para el uso del MEF era la reproducción del ligamento periodontal debido a la falta de homogeneidad entre los tejidos. Hohmann et al. (2011) pudieron reproducirlo, y determinaron un valor promedio del LP de 0.15mm. También hallaron un desplazamiento del LP menor de 0.05um., lo que equivale a menos del 1% del movimiento dentario, por lo que no es considerado significativo.⁵

Diferentes estudios han intentado establecer las propiedades mecánicas del LP, ya que son determinantes para obtener una buena calidad del MEF y con ello su precisión para predecir los movimientos dentarios. Las principales propiedades son el módulo de Young (E) y el ratio de Poisson (ν). El valor de (E) influye en la cantidad del desplazamiento, siendo inversamente proporcional, mientras que el valor de (ν) es menos significativo para el movimiento dentario. Xia et al. (2013) realizaron un estudio evaluando diferentes métodos de medición de las propiedades del LP, encontrando valores ideales de $E=0.71\text{MPa}$ y $\nu=0.4$.¹⁴

III.4.1. Método de obtención del modelo de elementos finitos

Para poder realizar este método experimental es necesario construir un modelo virtual utilizando un software de procesamiento de imágenes digitales, como por ejemplo Mimics® (Materialize, Leuven-Bélgica) o Simpleware 4® (Simpleware Ltd, Exeter-Reino Unido).³

Este software, utiliza las imágenes procedentes de la tomografía *cone beam*, que deben haber sido obtenidas en secciones de 0.25mm. para poder lograr una resolución óptima y en el formato “Digital Imaging and Communications in Medicine” (DICOM).³ En el 2005, Capelozza Filho afirmó que el uso de tomografías presenta una mayor confiabilidad en comparación con otros métodos por no producir magnificación o distorsión de las imágenes, manteniendo la proporción de las estructuras evaluadas de 1:1.⁵

Posteriormente se transforma el modelo “sólido” en una red de elementos (por lo general tetraedros) lo que es conocido como discretización del modelo, que puede ser realizado con el programa Solidworks® (Dassault Systems, Massachusetts-Estados Unidos de Norteamérica).³

Los elementos están unidos entre sí permitiendo la transmisión de información entre ellos. Para conseguir la red ideal de uniones, se aumenta el número de uniones y elementos de forma gradual hasta lograr que las diferencias en los picos de voltaje entre las redes, sea menor de 5%.³

Finalmente, el modelo es exportado a un software para simulación en elementos finitos (Ansys Workbench®, Ansys Canonsburg, Pennsylvania-Estados Unidos de

Norteamérica). En este momento se podrán establecer los valores para las diferentes estructuras reproducidas en el modelo, como módulo de elasticidad, etc. y reproducir los movimientos deseados.³

Mientras más estructuras sean reproducidas, el modelo será más preciso, pero su obtención y análisis de resultados será más complejo. Por esto se recomienda modelos simples de acuerdo a las necesidades que plantea el estudio para poder obtener resultados cuantitativos sin comprometer los resultados finales.³

Con los resultados obtenidos podemos evaluar la distribución de fuerzas entre el ligamento periodontal y hueso, zonas de estrés y de mayor concentración de fuerzas, deformación de alambres ortodónticos, etc.³

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo General

Evaluar los efectos de la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual, sobre la expresión del torque y sobre el estrés en el ligamento periodontal, en una segunda premolar superior mediante el método de elementos finitos.

IV.2. Objetivos Específicos

1. Comparar los efectos de la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual sobre la expresión del torque en una segunda premolar superior.
2. Comparar los efectos de la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual sobre el estrés en el ligamento periodontal en una segunda premolar superior.

V. HIPÓTESIS

Existe variación de la expresión del torque y del estrés en el ligamento periodontal al modificar la posición vertical de un bracket lingual en una segunda premolar superior.

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

Descriptivo, experimental *in silico*.

VI.2. Unidad de Estudio

Se trabajó un modelo matemático 3D realizado por medio del método de elementos finitos, que estuvo conformado por tejido óseo y ligamento periodontal, conteniendo una segunda premolar superior con un bracket lingual adherido sobre la superficie lingual por medio de resina. A partir de este modelo, se generaron 6 modelos adicionales, donde se modificó la posición vertical del bracket lingual y la resina que adhería el bracket al diente.

VI.3. Operacionalización de variables

VI.3.1. Variable independiente

Posición vertical del bracket lingual: Variable cualitativa, ordinal, definida conceptualmente como la posición del bracket sobre la superficie lingual donde se reproducen los valores de la programación del bracket. Operacionalmente, la posición del bracket correspondió al centro de la corona clínica, teniendo como valor inicial 3.5mm., y modificándose cada 0.5mm. Sus valores para el presente estudio fueron 2mm., 2.5mm., 3mm., 3.5mm., 4mm., 4.5mm., 5mm.

VI.3.2. Variables dependientes

Torque: variable cuantitativa, de razón, definida conceptualmente como fuerza ortodóntica producida sobre un diente que genera su inclinación en sentido vestibulo lingual. Operacionalmente, es la inclinación vestibulo lingual de la premolar, medida por el ángulo formado entre la intersección de las líneas que representan al plano horizontal y la tangente a la superficie vestibular del diente. Está dada en grados (°).

Estrés periodontal: variable cuantitativa y de razón. Conceptualmente, es la tensión y compresión producida en el ligamento periodontal como consecuencia de la aplicación de fuerzas ortodónticas. Operacionalmente, es la carga máxima encontrada en el ligamento periodontal al aplicarse una fuerza de torque. Está dada en mega pascales (MPa.)

Cuadro de Operacionalización de variables (Anexo 1).

VI.4. Técnicas y procedimientos

Para el modelado de las estructuras mediante el MEF, fue necesario la obtención de imágenes tomográficas en formato DICOM. Para ello, se solicitó permiso al Jefe del Servicio de Ortodoncia de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, para la revisión de historias clínicas y utilización de las CBCT (Anexo 2). Se revisaron las historias clínicas de pacientes que iniciaron tratamiento entre los años 2009 y 2013 que fueron tomadas con el tomógrafo Picasso Master (Korea), con haz cónico, tiempo de exposición de 24 segundos y campo de visión de 20x19cm. Se obtuvieron 80 tomografías, de las cuales se seleccionaron 37 que cumplían con los criterios de inclusión para este estudio, que fueron pacientes entre los 18-35 años de edad y sin alteraciones o condiciones

sistémicas, que afecten a la morfología de las piezas dentarias. Mediante un método aleatorio, se obtuvo 1 tomografía. Esta información obtenida, fue archivada en posesión del investigador y se guardó su confidencialidad, para luego ser devuelta al servicio del Ortodoncia.

Las imágenes en formato DICOM procedentes de la tomografía seleccionada, fueron exportadas para su procesamiento a un computador marca Lenovo, con sistema operativo Windows 10 Pro, Procesador Intel (R) Core (TM) i7-3630QM CPU 2.40GHz, memoria RAM 8 GB, de sistema operativo de 64 bits.

Para el procesamiento inicial de las imágenes, se utilizó el programa MIMICS (Versión 10, Materialise, Plymouth, Mich). El tamaño del voxel aproximado, fue de 0.4 x 0.4 x 0.6mm. Mediante el uso de diferentes herramientas propias del software, se determinó la escala de diente o “tooth”, y se generó una “máscara” o imagen en 3D, que contenía zonas del cráneo, maxilares y dientes (Anexo 3).

Posteriormente se realizó la limpieza manual de las imágenes obtenidas para eliminar los pixeles flotantes y limitar la zona a estudiar. En este caso, la segunda premolar superior izquierda, por ser la de menor dificultad para realizar la “limpieza” de la imagen, y debido a que no se presentaban diferencias anatómicas significativas entre ambas premolares. Se decidió estudiar la segunda premolar superior debido a que es un diente que presenta marcada convexidad en sentido mesiodistal y oclusogingival que dificultan el adecuado posicionamiento del bracket. Así mismo, se utilizó como referencia un estudio homólogo previo, realizado con ortodoncia vestibular.

La imagen obtenida fue exportada al software Solidworks 2016 S.P 0.5 (Dassault Systems) para su modelación geométrica. Mediante los comandos “superficies” y “cosido de superficies” se generó el modelo geométrico final. Posteriormente, se realizó

el modelamiento de un bracket de características similares, en cuanto a diseño, dimensión y tamaño, al bracket lingual InOvation® L (Dentsply-GAC, EUA). El ligamento periodontal y el hueso, fueron diseñados según la información obtenida en la literatura (Anexo 4). Finalmente, el diente fue ensamblado junto con el ligamento periodontal hueso trabecular y cortical (Anexo 5), y ubicado con una inclinación o torque inicial de -7.45° (posición obtenida de la CBCT).

Para el diseño del modelo inicial, se determinó la posición de bracket ideal según la tabla de alturas descritas por el BBS (Anexo 6), siendo ésta, a una altura de 3.5mm. El espacio entre la base del bracket y la superficie del diente, fue rellenado con resina, la cual también fue modelada utilizando el mismo Software.

Adicionalmente, se realizaron 6 modelos geométricos, modificando la posición del bracket, desplazándolo cada 0.5mm hacia oclusal (3 posiciones) y hacia gingival (3 posiciones). Para cada altura, se diseñó una nueva resina, ya que la adaptación de la base del bracket variaba en relación a la convexidad del diente.

Los modelos geométricos finalizados, fueron exportados al Software Ansys 18. (Anexo 7).

Se realizó el enmallado de todos los componentes y la aplicación de las propiedades mecánicas de cada uno de ellos (Anexo 8). Todos los materiales en este estudio, fueron definidos como homogéneos, isotrópicos, y con comportamiento elástico lineal. Los modelos finales estuvieron compuestos por elementos tetraédricos (Anexo 9).

Se determinaron las condiciones de frontera, que es la relación de contacto entre dos estructuras, con la característica de “bonded”, que no permite la separación entre los componentes del modelo. Después se realizó la aplicación de cargas para cada modelo

según las fórmulas 1 y 2 (Anexo 10) y considerando los momentos producidos (Anexo 11). Las fuerzas finales aplicadas, se encuentran descritas para cada modelo (Anexo 12). Se realizó el proceso computacional de solución y simulación de movimiento dentario. Se visualizaron los resultados obtenidos de tensión y compresión sobre el ligamento periodontal y de variación de la inclinación del diente.

Los resultados obtenidos en el presente estudio utilizando los Software para el diseño del modelo, tienen su validez en la experiencia profesional de los ingenieros entrenados en la Sección de Ingeniería Mecánica de la Universidad Pontificia Católica del Perú. Así mismo, durante el proceso de concepción inicial del estudio, hasta la verificación de resultados, se recibió orientación por parte de ingenieros expertos en el desarrollo de MEF del Laboratorio de Biomecánica en Ortodoncia de la Universidad de Alberta, Canadá.

VI.5. Plan de análisis

Una vez obtenidos los resultados, se realizó la tabulación de los datos recolectados en el programa Microsoft Excel versión 22.0, donde se realizaron tablas descriptivas.

VI.6. Consideraciones éticas

El protocolo de investigación fue enviado para su evaluación 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 13).

VII. RESULTADOS

Los valores del torque se reportan en las tablas 1 y 2. El menor valor de torque fue encontrado cuando el bracket se posicionó a una altura de 2mm., siendo de -10.073° , y el mayor valor fue hallado a una altura de 5mm., siendo de -5.345° . A una altura de 2.5mm., el torque aumentó a -8.08° en relación a la altura de 2mm. El valor del torque a una altura de 3mm. fue de -8.09° . Para una altura de 3.5mm. fue de -7.450° , para 4mm fue -6.402° , para 4.5mm fue -5.388° y para 5mm. fue de -5.345° .

La diferencia entre los valores obtenidos, para ambas posiciones extremas de 2mm. y 5mm., fue de 4.728° . Finalmente podemos observar que la mayor variación de torque, se encontró entre las alturas de 2mm. y 2.5mm., siendo esta diferencia de $+1.993^\circ$; y la menor variación fue obtenida entre las alturas de 2.5mm. y 3mm., siendo de -0.01° .

La tabla 2 indica los valores de variación del torque en relación a la posición inicial del bracket (3.5mm.) Se observa la mayor variación del torque cuando el bracket se desplaza hacia oclusal. Ésta fue de -2.623° cuando el bracket estaba posicionado a una altura de 2mm.

La tabla 3 demuestra los niveles de esfuerzo máximo encontrados en el ligamento periodontal. El menor valor hallado, fue de 0.03210 MPa. a la altura de 3mm. y el mayor valor, fue de 0.178 MPa. a una altura de 4mm.

El comportamiento de la distribución de fuerzas fue similar a las alturas de 2mm., 2.5mm. y 3mm. Se encontraron valores menores, de hasta 0.001312 MPa. en la región apical, y el esfuerzo fue aumentando en dirección al tercio coronal (Imágenes 1, 2 y 3).

A la altura de 3.5mm, el máximo esfuerzo fue de 0.11 MPa. y el valor mínimo se encuentra localizado en la zona apical y con mayor distribución a nivel del tercio medio radicular (Imagen 4).

Para las alturas de 4mm, 4.5mm y 5mm. se encontró que la zona con menor esfuerzo estuvo localizada hacia las superficies mesial y distal a nivel del tercio medio radicular (Imágenes 5, 6 y 7).

Para todos los casos, la zona de mayor esfuerzo estuvo localizada en la zona más cercana al límite amelocementario.

Tabla 1. Valor del torque según las diferentes alturas del bracket y su variación respecto a la posición previa

Posición del bracket (mm.)	Torque (°)	Variación del torque
2	-10.073	---
2.5	-8.080	+1.993
3	-8.090	-0.01
3.5	-7.450	+0.64
4	-6.402	+1.048
4.5	-5.388	+1.014
5	-5.345	+0.043

Tabla 2. Valor del torque según las diferentes alturas del bracket y su variación respecto a la posición inicial

Posición del bracket (mm.)	Torque (°)	Variación del torque (Centro)
2	-10.073	-2.623
2.5	-8.080	-0.63
3	-8.090	-0.64
3.5	-7.450	---
4	-6.402	+1.048
4.5	-5.388	+2.062
5	-5.345	+2.105

Tabla 3. Valores de esfuerzo máximo en el ligamento periodontal según las diferentes alturas del bracket

Posición del bracket (mm.)	Esfuerzo máximo (MPa)
2	0.03270
2.5	0.03220
3	0.03210
3.5	0.11000
4	0.17800
4.5	0.16800
5	0.15600

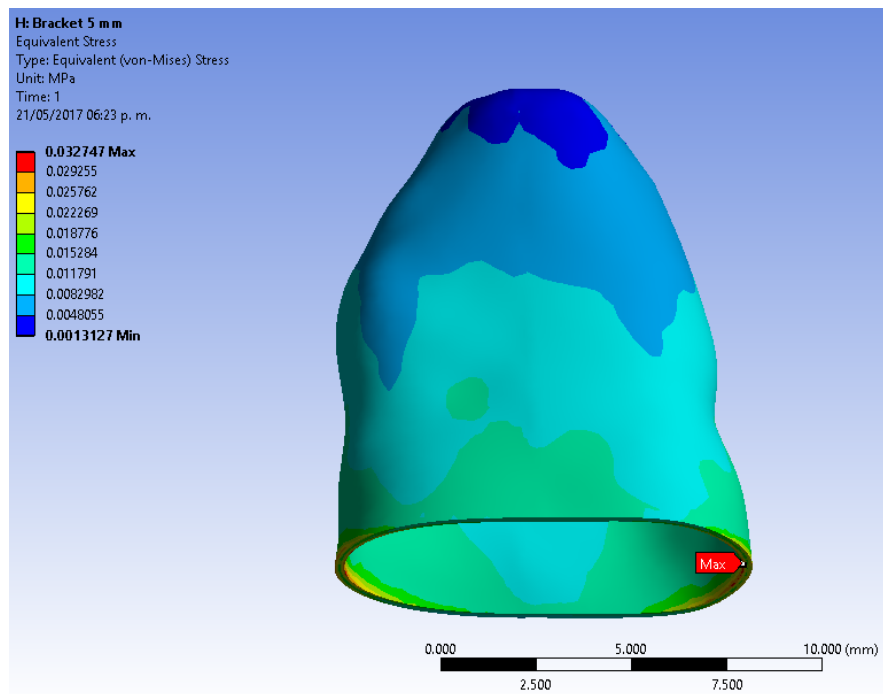


Figura 1. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 2 mm.

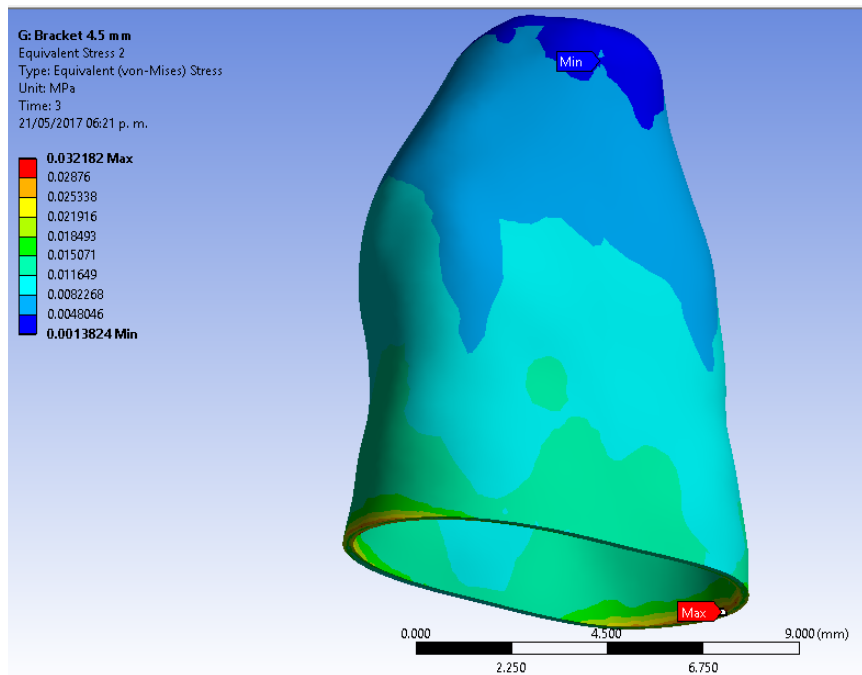


Figura 2. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 2.5 mm

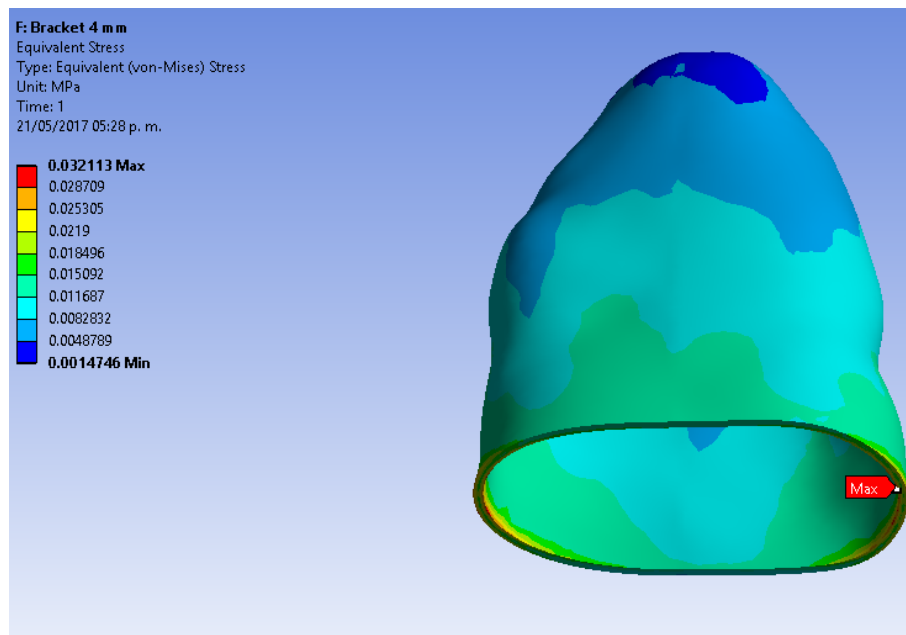


Figura 3. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 3 mm.

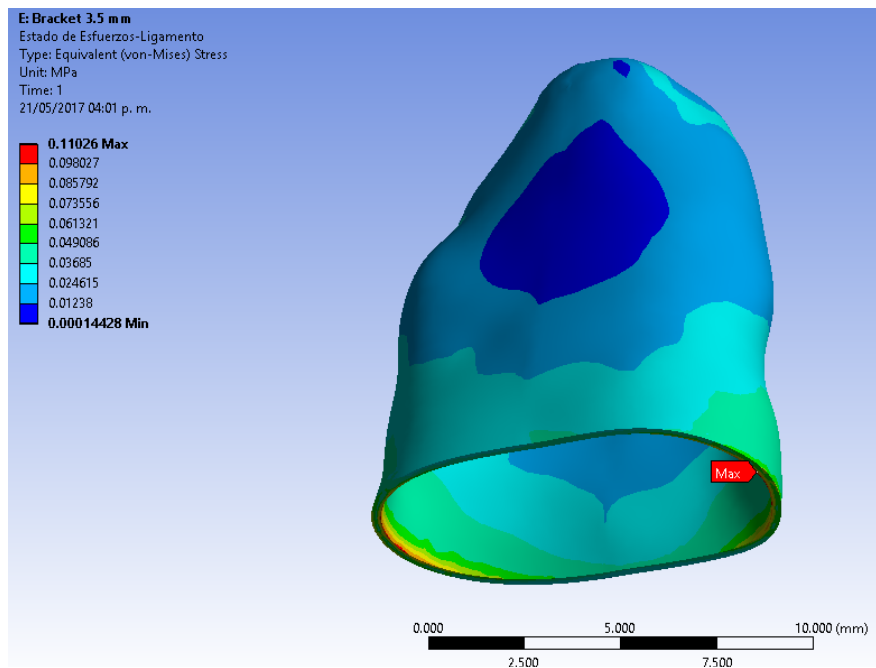


Figura 4. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 3.5 mm.

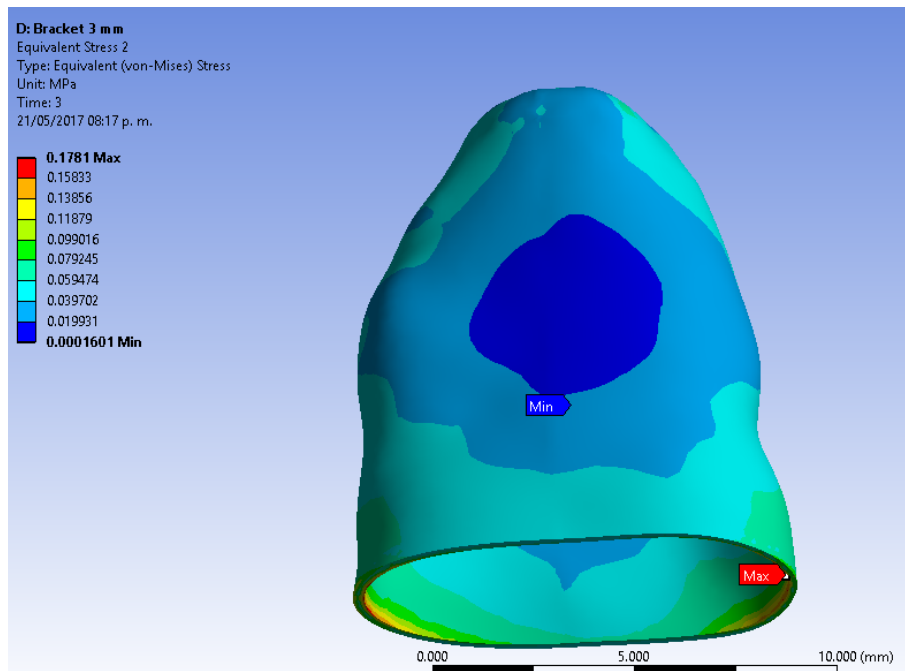


Figura 5. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 4 mm.

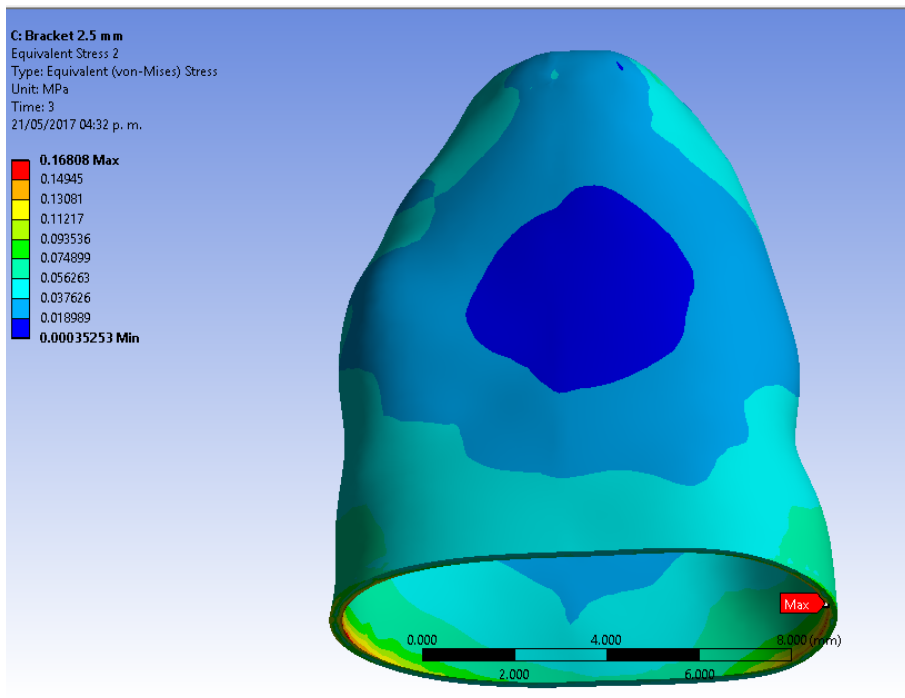


Figura 6. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 4.5 mm.

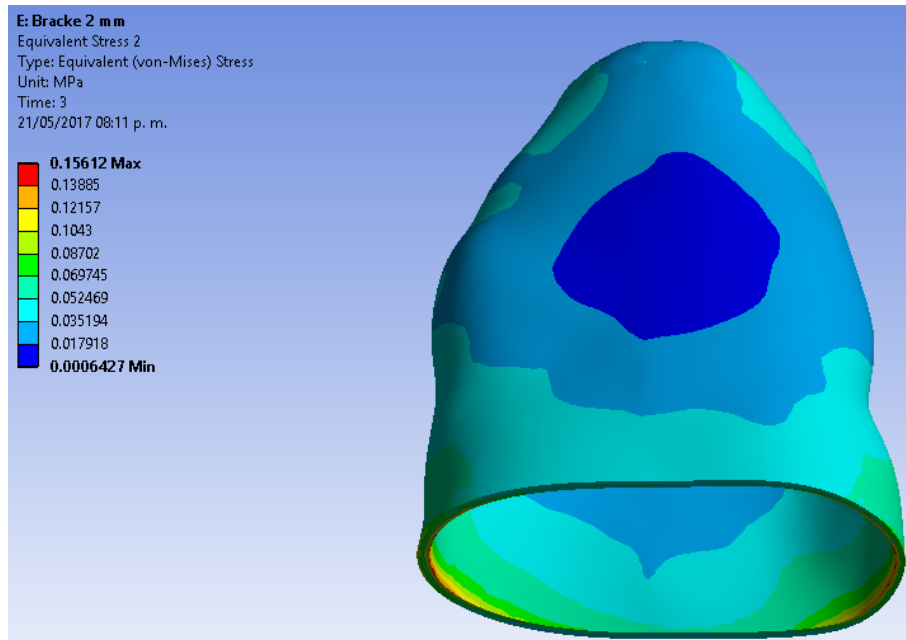


Figura 7. Valores y distribución de estrés periodontal hallados a 5 mm.

VIII. DISCUSIÓN

En el presente estudio *in silico*, se evaluó el efecto de la variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual sobre la expresión del torque y estrés en el ligamento periodontal en una segunda premolar superior. Se diseñó 1 geométrico, a partir del cual se obtuvieron 6 modelos adicionales, donde se modificaron la posición vertical del bracket y la resina que adhería el bracket.

Dentro de los principales hallazgos obtenidos en el presente estudio, encontramos la variación en la expresión del torque (mayor inclinación de la corona hacia palatino) y el aumento del estrés sobre el ligamento periodontal cuando el bracket es posicionado hacia oclusal. Esto puede deberse a que, conforme el bracket es desplazado en sentido oclusal, el “momento” aumenta, y con ello se genera una mayor inclinación del diente.¹⁸

Cuando este movimiento es incontrolado, es uno de los más perjudiciales para la salud periodontal debido a que la impactación del ápice en la cortical vestibular está asociada a la reabsorción radicular.¹⁹

Resultados similares fueron hallados en un estudio realizado por Polak y col.⁷, donde se evaluó *in vitro* por medio de un medidor angular manual la variación del torque en caninos superiores al posicionar un bracket lingual a dos alturas: 2.5mm. de incisal y sobre su cúngulo. A pesar de que se utilizó un método diferente para la evaluación del torque, ellos encontraron una variación de 4° entre ambas alturas, siendo el valor menor cuando el bracket se aproximó a incisal. En el presente estudio se encontraron resultados en rangos similares, correspondientes a una variación de hasta casi 5°, encontrando valores de torque mayores, conforme el bracket es posicionado hacia gingival. Esto nos permite comprender patrones de comportamiento biomecánico del movimiento dentario

cuando el bracket es desplazado en sentido vertical, que explican las repercusiones de un inadecuado posicionamiento de brackets, o para aplicarlo cuando se busque conseguir este tipo de movimientos dentarios por algún requerimiento clínico, como por ejemplo tratamientos con compensaciones dentarias o pre protésicos.

En comparación con los sistemas de brackets vestibulares, en un estudio *in vitro* realizado por Chachada et al.⁸, se encontraron variaciones en la expresión del torque al modificar la posición vertical del bracket, de aproximadamente 4° por cada milímetro de desplazamiento. También hallaron influencia de la curvatura de la superficie vestibular y el ángulo corono radicular. De estos resultados, podemos concluir que la utilización de los principios biomecánicos, deben ser aplicados con ciertas consideraciones en la ortodoncia lingual, especialmente durante el control vertical de fuerzas intrusivas y del torque radicular.²⁰

El diseño del diente fue realizado mediante el procesamiento de las imágenes DICOM obtenidas de una CBCT con la utilización del software MIMICS. Esto permitió una reproducción más real de las características anatómicas coronales y radiculares, dimensiones y a determinar la posición inicial del diente. Ammar H et al.¹⁷ utilizaron un método similar para la obtención de imágenes y simulación. Ellos determinaron que el uso del MEF para reproducir situaciones clínicas, e inclusive para establecer un plan de tratamiento ortodóntico, puede proveer información confiable relacionada al estrés en el ligamento periodontal y sobre el diente. Sin embargo, al existir diferentes métodos y programas computacionales para el procesamiento de imágenes, recomiendan estandarizar estos procedimientos para poder comparar resultados con otras investigaciones.

Algunos de otros métodos descritos, son el escaneo directo de la muestra proveniente de un banco de dientes o la reproducción de la estructura según parámetros establecidos en los atlas de anatomía dental.^{2, 19, 20.}

En el presente estudio, se decidió utilizar el método de obtención de imágenes provenientes de la CBCT debido a que permite obtener imágenes con características más cercanas a la realidad. Según Zeyang¹⁴, la morfología radicular y el tipo de diente, están relacionados a los efectos de la fuerza ortodóntica. La anatomía coronal, también tiene gran influencia debido a que es la zona donde se realiza la aplicación de fuerza, y su variación afecta la adaptación de la base del bracket.

Se decidió reproducir una segunda premolar superior debido a que las primeras premolares usualmente son extraídas por requerimiento del tratamiento ortodóntico y porque es uno de los dientes que presentan mayor convexidad en sentido mesiodistal y oclusogingival, dificultando la precisión del posicionamiento del bracket. Inclusive con la utilización de sistemas digitales, que determinan la posición y facilitan la adaptación de la base del bracket al diente, pueden existir desplazamientos en sentido vertical y mesiodistal. El mal posicionamiento del bracket puede variar la orientación de la ranura y con ello alterar el torque. En el caso de las premolares superiores, esto generaría una extrusión de la cúspide palatina y la aparición de un punto de contacto prematuro, o ser un obstáculo para conseguir la relación de cúspide – fosa ideal con los dientes inferiores.^{2, 19.}

También se modificó la resina que adhirió el bracket al diente para lograr una adaptación completa a su superficie. Esta es una situación que se encuentra en la práctica clínica y que también podría influir en la expresión del torque. Sin embargo, en el presente estudio, la resina se modificó únicamente para lograr una mejor adaptación de la base

del bracket a la superficie lingual, y no fue utilizado como el relleno de resina que habitualmente se usa en los diferentes sistemas con procedimientos de laboratorio manuales.

Todas las propiedades de los materiales que fueron utilizadas, han sido probadas en estudios previos. Los valores del diente, tanto esmalte, como dentina, pulpa y cemento, fueron considerados como indiferenciados debido a que no se esperaba mayor deformación sobre la estructura dentaria.

Algunos estudios, manifiestan un comportamiento similar para el hueso cortical y trabecular para cargas ortodónticas bajas ya que producen un efecto mínimo sobre el movimiento del diente.^{13, 21}

Por el contrario, las propiedades del ligamento periodontal juegan un papel importante en el movimiento dentario. Para este trabajo, los valores utilizados, fueron los reportados por otros estudios, y considerando que posee propiedades isotrópicas y elásticas. Algunos autores señalan que el comportamiento del ligamento periodontal no es uniforme y varía en sus diferentes zonas¹⁵, sin embargo, se ha demostrado que bajo niveles reducidos de fuerzas, como los aplicados en ortodoncia, el comportamiento del ligamento periodontal es lineal.⁸

El estrés a nivel del ligamento periodontal, fue evaluado midiendo el esfuerzo máximo y mínimo, así como su distribución por zonas. Para todas las simulaciones, los valores mayores se encontraron cercanos a la cresta marginal. Los valores mínimos se encontraron en la región apical para las posiciones más coronales del bracket (2mm., 2.5mm. y 3mm.) Las zonas de menor estrés para las posiciones más apicales del bracket, se localizaron hacia las superficies mesial y distal del tercio medio radicular (4mm., 4.5mm. y 5mm.)

En un estudio realizado por Papageorgiou et al.²¹ utilizando MEF, encontraron que la alteración en la posición de los brackets vestibulares afecta considerablemente el desplazamiento de la corona y de la raíz del diente, así como en la tensión del ligamento periodontal.

Desde el punto de vista clínico, conocer estos niveles de tensión y compresión en el ligamento periodontal es importante al momento de la toma de decisiones ya que está directamente relacionado al proceso biológico del movimiento dentario. También, la presión que sufre el ligamento periodontal está asociada a zonas de tensión y compresión, y con ello disminución del flujo sanguíneo y una posible reabsorción radicular externa. A pesar de que ésta, tiene una compleja etiopatología, algunas veces puede estar relacionada a aplicación de fuerzas excesivas, tiempos de tratamiento prolongados, y muchas veces el torque es considerado un factor de riesgo para su aparición.^{19, 21}

Algunas de las consideraciones a tener en cuenta al interpretar los resultados del presente estudio, es que se simuló la utilización de un arco que llene por completo la ranura (0.018" x 0.025"). Sin embargo, dicha situación es difícil de conseguir en la realidad clínica debido a que, como ya ha sido demostrado en diferentes estudios, existen variaciones tanto en el calibre de los alambres, así como en las dimensiones de la ranura de los brackets que pueden afectar a la expresión del torque. Los brackets utilizados en ortodoncia lingual presentan una amplia variación, tanto en diseño, material, dimensión de ranura, método de ligado, etc., que pueden afectar también a la expresión del torque. Sin embargo, existe aún poca evidencia científica al respecto.²² En el presente estudio, se utilizó un bracket de diseño similar al InOvation® L (Dentsply-

GAC, EUA). Este es un bracket de acero inoxidable, gemelar, autoligante interactivo, con ranura de 0.018”x 0.025” y con un torque de 10° para las premolares. Las características utilizadas fueron sus dimensiones, tamaño de la ranura y material. Debido a que el objetivo del presente estudio no fue comparar diseños de brackets, prescripciones, o inclusive el método de ligado, las demás características no fueron tomadas en cuenta, y representan motivos de investigación para futuros estudios.

Las comparaciones con otros estudios realizados con MEF están limitadas debido a la diferencia en los procedimientos y uso de diferentes softwares, sin embargo, todos los hallazgos encontrados fueron analizados tomando en cuenta estas consideraciones.

El presente estudio fue realizado considerando el resurgimiento de la técnica lingual en la actualidad. La evidencia científica basada en ensayos clínicos usando esta técnica, está orientada principalmente a sus efectos en el habla, deglución y riesgo de caries,²³ más no a la evaluación de los efectos biomecánicos, que pueden generar dificultades durante la práctica clínica y que aún no tienen respuesta. Por este motivo, el uso del MEF, es una de las herramientas que poseemos para poder lograr un mejor entendimiento de la biomecánica lingual, antes de poder realizar estudios en humanos. Aunque este método ha sido validado por diferentes investigadores en el área de odontología, es importante considerar que los resultados obtenidos utilizando este método, deben ser utilizados como referentes para establecer patrones de respuesta a las fuerzas ortodónticas y tener en cuenta las diferentes variantes biológicas inherentes al ser humano que pueden afectar al movimiento dentario.

IX. CONCLUSIONES

1. La variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual, tiene efectos sobre la expresión del torque en un modelo de elementos finitos de una segunda premolar superior.
2. Los mayores efectos sobre la expresión del torque fueron encontrados en las posiciones más extremas, siendo mayor, cuando el bracket fue desplazado hacia coronal.
3. La variación del posicionamiento vertical de un bracket lingual, tiene efectos sobre el estrés en el ligamento periodontal en un modelo de elementos finitos de una segunda premolar superior.
4. Las zonas de mayor carga en el ligamento periodontal, fueron encontradas a nivel de la cresta marginal para todas las posiciones de brackets.

X. RECOMENDACIONES

1. El presente estudio evaluó en un modelo matemático de una segunda premolar superior, el efecto de la variación de la posición vertical de un bracket lingual sobre el torque y estrés en el ligamento periodontal. Se sugiere evaluar los efectos que puedan producirse dentro de un sistema de brackets linguales conformado por mayor cantidad de piezas dentarias.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Van Loenen M, Degriek J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod.* 2005;27(3):s258-62.
2. Sardarian A, Danaei S, Shahidi S, Boushehri S, 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(1):50-9.
3. Knop L, Gandini LG Jr, Shintkovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(2):119-25.
4. Mazzeo F, Marchese E, Assuma V, Sepe J, Perillo L. A new device (FAQ.FIX) for orthodontic bracket placement in straight wire technique. *Prog Orthod.* 2013;14(1):23-30.
5. Bacci H. Correlação entre o comprimento das coroas dos dentes anteriores e a localização do fundo da fossa lingual e sua relação com as proporções áureas em imagens tomográficas (Tesis). Campinas (BR):Universidade São Leopoldo Mandic; 2014.
6. Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, Gorgun O, Ortan YO, Siciliani G. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. *Prog Orthod.* 2014;15(1):38-49.
7. Polak PT, Moro A, Bié MD, Lopes SK, Spada PP, Moresca R, Farias AC. Influência da variação do posicionamento do bráquete na superfície lingual de caninos superiores sobre a expressão do torque. *Rev Ortho Science.* 2010;3(12):315-319.

8. Chachada AD, Kamble RH. Influence of morphology of maxillary central incisor on expression of torque using 2D Surface scanning and confirmation with 3D photographic model: An *in vitro* study. J Dent. 2014;5(1):21-27.
9. Bacci H, Porto BH, Cardon S, Artech AA, Bellato A. Análise dos efeitos da posição vertical dos braquetes linguais em pacientes com sobremordida, seguindo os princípios laboratoriais BBS (Bacci Bonding System). Res Clin Ortod Dental Press. 2015;14(2):42-57.
10. Bacci H. El secreto detrás de la sonrisa. 2da ed. Río de Janeiro: Ed Guanabara Koogan; 2012.
11. Mittal M, Thiruvengkatachari B, Sandler PJ, Benson PE. A three-dimensional comparison of torque achieved with a preadjusted edgewise appliance using a Roth or MBT prescription. Angle Orthod. 2015;85(2):292-7.
12. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. A comparative assessment of torque generated by lingual and conventional brackets. Eur J Orthod 2013;35(3):375-80.
13. Caballero GM, Carvalho Filho OA, Hargreaves BO, Brito HH, Magalhães Júnior PA, Oliveira DD. Mandibular canine intrusion with segmented arch technique: A finite element method study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(6):691-7.
14. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;143(4):486-91.
15. Hohmann H, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139(6):775-83.

16. Pereira Cláudio. A influência da variação da curvatura da base do bráquete numa união ortodôntica submetida a diferentes cargas através do método dos elementos finitos (Tesis) Belo Horizonte (BR):Universidade Católica de Minas Gerais; 2003.
17. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011; 139(1): e59-71.
18. Mehrotra R, Kumar R, Mehrotra P, Kapoor S, Jain A. Evaluation of the torque control of the maxillary incisors in lingual orthodontics during retraction-A finite element analysis. *Int J Dental Science and Research* 2015; 75-80.
19. Papageorgiou S, Keilig L, Vandevska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C. Torque differences due to the material variation of orthodontic appliance: a finite element study. *Prog Orthod* 2017; 18-6.
20. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 135:316-22.
21. Papageorgiou S, Sifakakis I, Keilig L, Patcas R, Affolter S, Eliades T, et al. Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. *Eur J Orthod.* 2016; 1-8.
22. Romanyk D, Au K, Isfeld D, Heo G, Major M, Major P. The effect of buccal-lingual slot dimension size on third-order torque response. *Eu J Orthod* 2017; 209-14.
23. Ata-Ali F, Ata-Ali J, Ferrer-Molina M, Cobo T, De Carlos F, Cobo J. Adverse effects of lingual and buccal orthodontic techniques: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;149:820-9.

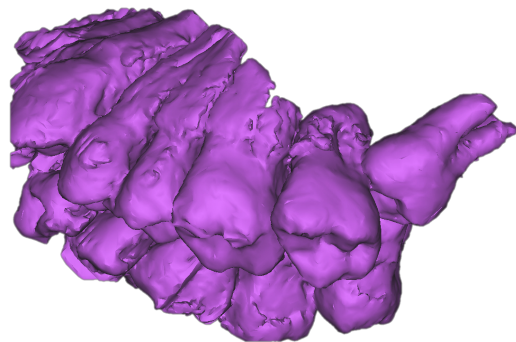
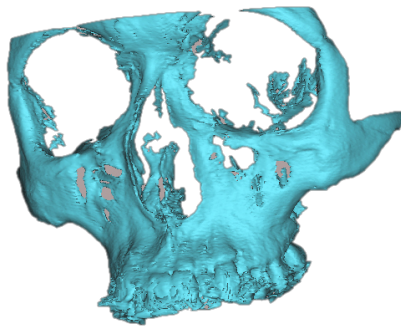
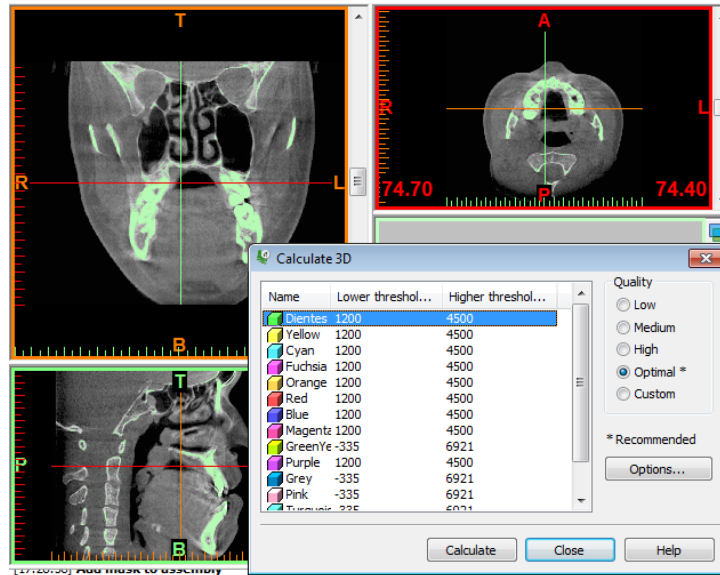
ANEXOS

ANEXO 1

Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Valores o Categorías
Posición vertical del bracket lingual	Posición del bracket sobre la superficie lingual del diente, donde se reproducen los valores de programación del bracket.	Posicionamiento del bracket coincidente con el centro de la corona clínica de la superficie lingual, según lo indicado por el BBS.	MEF	Cualitativa	Ordinal	2mm. 2.5mm. 3mm. 3.5mm. 4mm. 4.5mm. 5mm.
Torque	Fuerza producida sobre un diente que genera su inclinación en sentido vestíbulo lingual.	Inclinación vestíbulo lingual de la pieza dentaria, evaluada de la intersección de la tangente a la superficie vestibular y el plano horizontal.	MEF	Cuantitativa	De razón	Grados
Estrés periodontal	Tensión y compresión producida en el ligamento periodontal como consecuencia de la aplicación de fuerzas.	Carga máxima recibida por el ligamento periodontal cuando es sometido a una fuerza ortodóntica.	MEF	Cuantitativa	De razón	MPa.

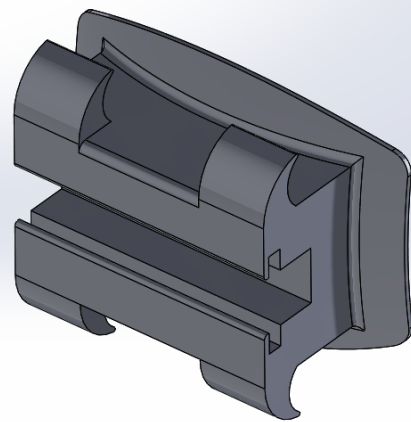
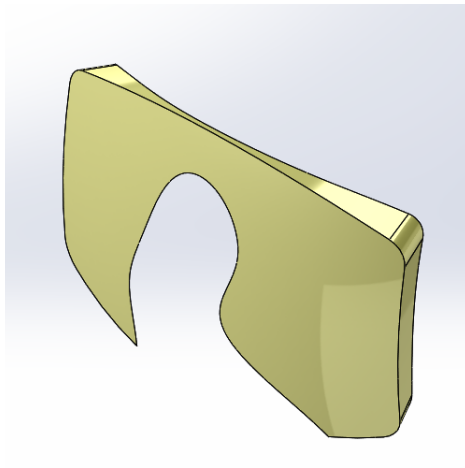
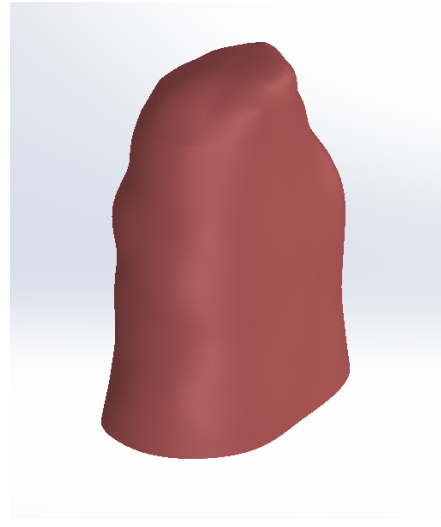
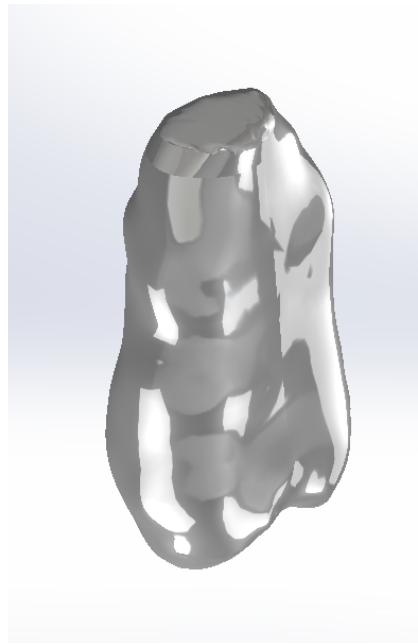
ANEXO 3

Máscara



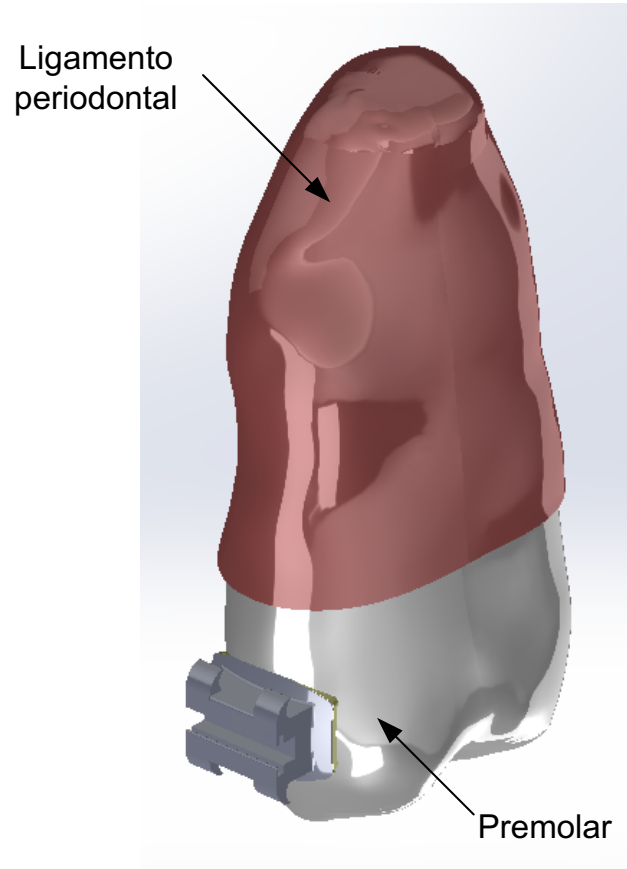
ANEXO 4

Modelos geométricos sólidos finales (Diente, ligamento periodontal, resina y bracket)



ANEXO 5

Ensamblaje de estructuras



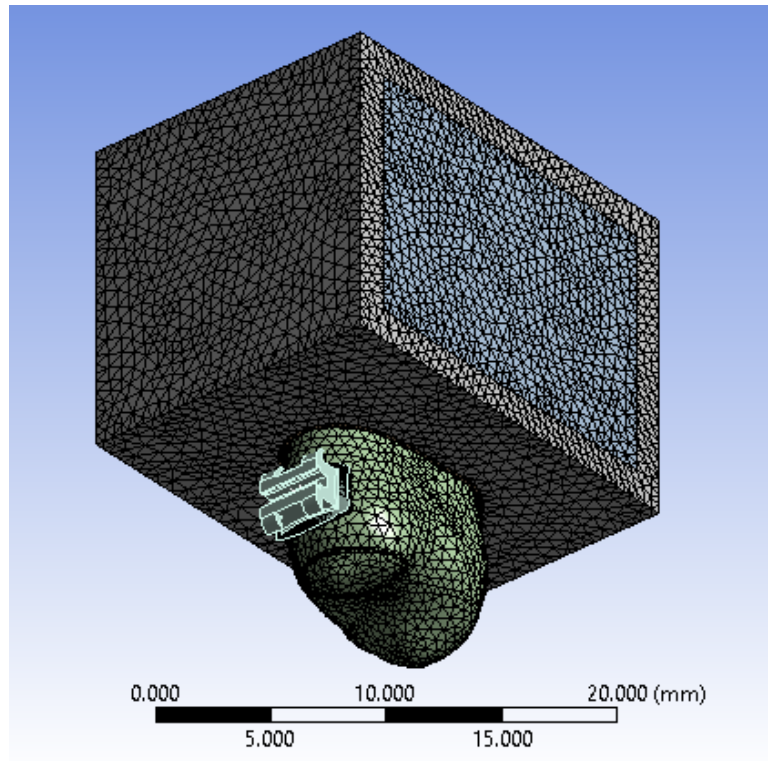
ANEXO 6

Tabla de altura de posicionamiento de brackets InOvation® L (Dentsply-GAC, EUA) según BBS

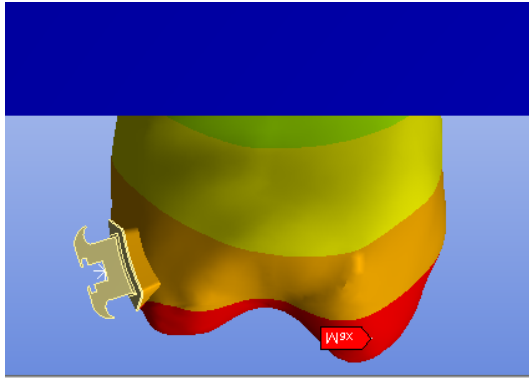
Longitud de Corona Clínica (Incisivo Central Superior)	Incisivo Central Superior (mm.)	Premolar Superior
12mm.	4	Punto FA
11mm.	3.5	Punto FA
10mm.	3	Punto FA
9mm.	2.5	Punto FA
8mm.	2	Punto FA

ANEXO 7

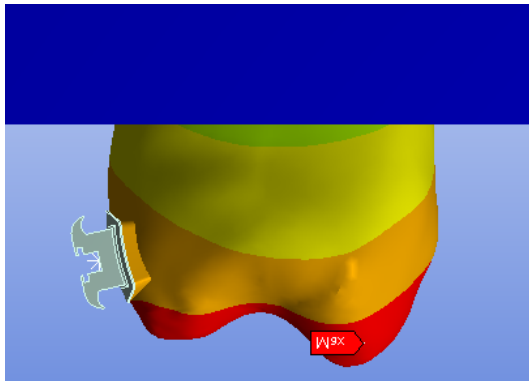
Modelo geométrico inicial y con el bucket posicionado a diferentes alturas con desplazamiento hacia oclusal y gingival



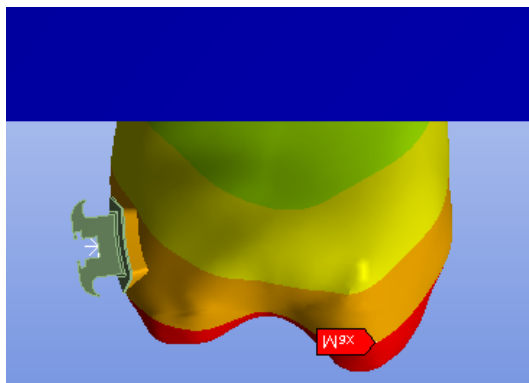
Desplazamiento hacia oclusal



2mm.

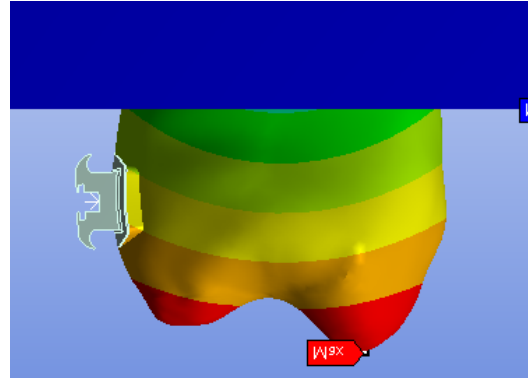


2.5mm.

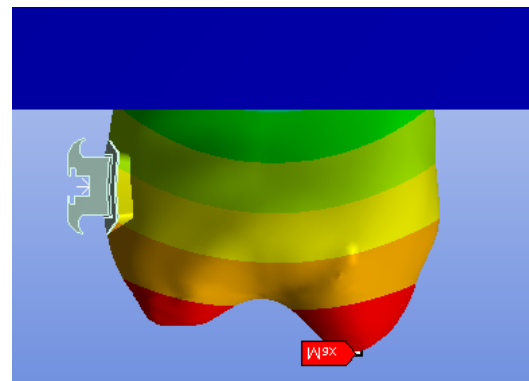


3mm.

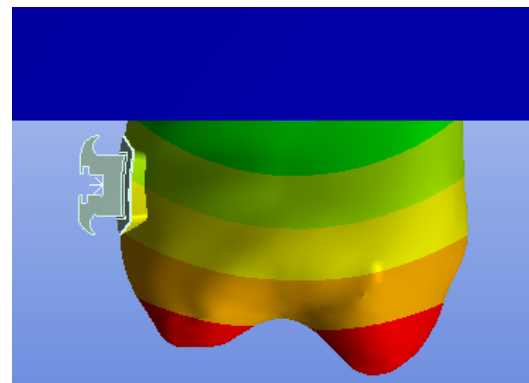
Desplazamiento hacia gingival



4mm.



4.5mm.



5mm.

ANEXO 8

Valores de las propiedades mecánicas de las estructuras modeladas

	Módulo de Young	Ratio de Poisson
Ligamento periodontal	0.71MPa.	0.4
Hueso	345 MPa.	0.3
Acero inoxidable	200 GPa.	0.3
Diente	20 GPa.	0.3

ANEXO 9

Tipos de elementos de los modelos geométricos

Tipo de elemento	Tetraédrico
Número de nodos	186360
Número de elementos	109065

ANEXO 10

Fórmulas de aplicación de fuerza de torque

Símbolos

CR:	Centro de resistencia (mm)
LR:	Longitud de raíz (13 mm)
PB:	Posicion de bracket (mm)
d:	Brazo palanca (mm)
M:	Momento (N.mm)
θ :	Angulo referencial (°)

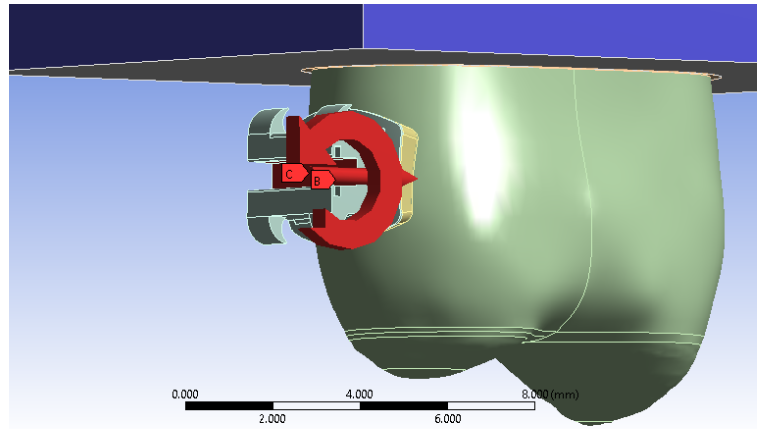
Formulas

$$M = F * d \quad (1)$$

$$d = \frac{1}{3}LR + PB \quad (2)$$

ANEXO 11

Esquema de un momento producido con la aplicación de una fuerza



ANEXO 12

Tabla de Fuerzas finales aplicadas en cada modelo

Modelo	1	2	3	4	5	6	7	Unid.
LR	13	13	13	13	13	13	13	<i>mm</i>
PB	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	<i>mm</i>
1/3 LR	4.33	4.33	4.33	4.33	4.33	4.33	4.33	<i>mm</i>
d	6.33	6.83	7.33	7.88	8.33	8.83	9.33	<i>mm</i>
F	3.92	3.92	3.92	3.92	3.92	3.92	3.92	<i>N</i>
M	24.86	26.81	28.78	30.88	-32.7	-34.66	-36.62	<i>N.mm</i>

$$3.92\text{N} = 400\text{g}$$