



**ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS DE LOS EFECTOS BIOMECÁNICOS DE
LA MICRO-PERFORACIÓN DEL HUESO CORTICAL VESTIBULAR DURANTE
LA APLICACIÓN DE FUERZA ORTODÓNICA EXPANSIVA.**

**LUIS FELIPE GÓMEZ GARCÍA
DAVID ALEJANDRO VEGA ARIAS**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL
MANIZALES**

2020

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS DE LOS EFECTOS BIOMECÁNICOS DE LA
MICRO-PERFORACIÓN DEL HUESO CORTICAL VESTIBULAR DURANTE LA
APLICACIÓN DE FUERZA ORTODÓNICA EXPANSIVA.

Autores

LUIS FELIPE GÓMEZ GARCÍA
DAVID ALEJANDRO VEGA ARIAS

Proyecto de grado para optar al título de Especialistas en Ortodoncia y Ortopedia
Dentofacial

Tutor

JUAN PABLO GÓMEZ ARANGO
FABIO MARCELO PEÑA BUSTOS

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL
MANIZALES

2020

RESUMEN

Objetivo: Determinar los efectos biomecánicos de la MOP (micro-osteoperforaciones) del hueso cortical vestibular al aplicar una fuerza ortodóntica expansiva en un modelo de elementos finitos.

Metodología: Se construyeron 9 modelos 3D de un premolar superior derecho (1 modelo de control, 4 modelos para evaluar el efecto del número de perforaciones (4 y 9 perforaciones con profundidades de 0,5mm y 1mm y diámetros de 0,5mm y 1mm), 2 modelos para evaluar el efecto de la profundidad de la perforación (4 y 9 perforaciones con profundidad de 1mm y diámetro de 0,5mm) y 2 modelos para evaluar el efecto del diámetro de la perforación (4 y 9 perforaciones con profundidad de 0,5mm y diámetro de 1mm). A estos modelos se les aplicó una carga simulada de 2.6 Newton para imponerle un movimiento expansivo (0,20mm) hacia vestibular para establecer una comparación entre los modelos, teniendo en cuenta los patrones de esfuerzo y deformación unitaria en el hueso alveolar, determinando los cambios en el entorno del hueso alveolar.

Resultados: El modelo de elementos finitos evidenció que al realizar las simulaciones con 4 y 9 MOPs se observó una tendencia creciente en el aumento de las micro-deformaciones al aumentar el diámetro y la profundidad de las MOPs a 1mm en 7 de los 8 modelos, solo en el modelo de 4MOPs con un diámetro de 0,5mm y una profundidad de 1mm se observó una disminución de las micro-deformaciones.

Conclusiones: A través de la construcción de un modelo básico de elementos finitos de un segundo premolar superior, incluyendo todos sus tejidos (hueso trabeculado, ligamento periodontal) se evidenció que la utilización de las MOPs produce un aumento de las micro deformaciones óseas que promueven un proceso de remodelación ósea en las zonas de microtrauma.

Palabras Claves: Micro-osteoperforación, Análisis de Elementos finitos, Alineadores plásticos, Expansión maxilar, Ortodoncia.

ABSTRACT

Objective: To determine the biomechanical effects of the cortical bone's vestibular micro perforation while applying an expansive orthodontic force in a model of finite elements.

Methodology: 9 3D models were constructed from a right superior premolar (1 control model, 4 models to evaluate the effect of the number of perforations (4 and 9 perforations with depths of 0.5mm and 1mm and diameters of 0.5mm and 1mm), 2 models to evaluate the effect of the depth of the perforation (4 and 9 perforations with a depth of 1mm and a diameter of 0.5mm), and 2 models to evaluate the effect of the width of the perforation (4 and 9 perforations with a depth of 0.5mm and a diameter of 1mm)). A simulated load of 2.6 Newton was applied to these models to impose an expansive movement (0.20mm) towards vestibular to establish a comparison between the models, taking into account the stress and unit deformation patterns in the alveolar bone, determining the changes in the environment of the alveolar bone.

Results: The finite element model showed that when performing the simulations with 4 and 9 MOPs, an increasing trend was observed in the increase of micro-deformations by increasing the diameter and depth of the MOPs to 1mm in 7 of the 8 models, only in the 4MOPs model with a diameter of 0.5mm and a depth of 1mm, a decrease in micro-deformations was observed.

Conclusion: Through the construction of a basic finite element model of a second upper premolar, including all its tissues (trabeculated bone, periodontal ligament), it was shown that the use of MOPs produces an increase in bone micro-deformations that promote a process of bone remodeling in microtrauma areas.

Keywords: Micro-osteoperforation, Finite element analysis, Plastic aligners, Maxillary expansion, Orthodontics.

TABLA DE CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN.....	8
2	ANTECEDENTES.....	9
3	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	12
4	JUSTIFICACIÓN.....	13
5	REFERENTE TEÓRICO.....	15
6	OBJETIVOS.....	19
6.1	OBJETIVO GENERAL.....	19
6.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
7	METODOLOGÍA	20
8	RESULTADOS.....	31
9	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	45
10	CONCLUSIONES	49
11	RECOMENDACIONES	50

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Lista de modelos.....	20
Tabla 2 Propiedades asignadas a hueso alveolar (Cortical y trabecular)	22
Tabla 3 Número de nodos y elementos	24
Tabla 4 Condiciones de contacto.....	26
Tabla 5 Variables diente.....	29
Tabla 6 Variables Hueso cortical.....	30
Tabla 7 Variables Hueso trabecular.....	30
Tabla 8 Niveles máximos de micro-deformación principal	31
Tabla 9 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP	41
Tabla 10 Micro-deformación Sin MOP vs 9 MOP	42
Tabla 11 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP vs 9 MOP	44

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Modelo CAD.....	23
Figura 2 Vista del enmallado del modelo de elementos finitos ANSYS19®	25
Figura 3 Condiciones de soporte y contacto del modelo.....	26
Figura 4 Condiciones de frontera y restricciones	27
Figura 5 Sistema coordinado	28
Figura 6 Simulación del movimiento del diente.....	28
Figura 7 Modelo sin MOP	32
Figura 8 Modelo 4 MOP (1-1-1.....	33
Figura 9 Modelo 4 MOP (1/0,5/1).....	34
Figura 10 Modelo 4 MOP (0,5/1/1).....	34
Figura 11 Modelo 4 MOP (0,5/0,5/1	35
Figura 12 Modelo 9 MOP (1/1/1).....	36
Figura 13 Modelo 9 MOP (1/0,5/1).....	36
Figura 14 Modelo 9 MOP (0,5/1/1).....	37
Figura 15 Modelo 9 MOP (0,5/0,5/1).....	38
Figura 16 Método obtención de los niveles de deformación máxima principal.....	39
Figura 17 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP.....	40
Figura 18 Micro-deformación Sin MOP vs 9 MOP	41
Figura 19 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP vs 9 MOP	43

1 PRESENTACIÓN

Los movimientos ortodónticos a base de alineadores plásticos termo-formados han demostrado limitaciones en la configuración de los sistemas de fuerza complejos, tales como la extrusión, la rotación e inclinación de los dientes, así como los movimientos en cuerpo también llamados traslación; estas limitaciones son más evidentes a nivel de los dientes premolares, en los cuales la corona tiene forma ovoide, más corta que la corona de los dientes anteriores y más ancha en sentido vestíbulo lingual que meso distal; debido a las limitaciones que presentan los alineadores plásticos se ha planteado el uso de técnicas que reduzcan la rigidez ósea en combinación con los alineadores plásticos.

Las micro-osteoperforaciones (MOP, por sus siglas en español) son un micro trauma controlado el cual reduce la rigidez del hueso alveolar a los movimientos ortodónticos a través de la ruptura de la continuidad de la superficie ósea y la secreción de citosinas y quimiocinas las cuales estimulan la reabsorción ósea y permiten que se presente el movimiento dental.

El Metodo de elementos finitos (FEM por sus siglas en inglés) se refiere a un recurso de ingeniería aplicada, utilizado en la comprensión de la biomecánica de los dispositivos ortodónticos, ya que permiten estimar las tensiones generadas en las diferentes estructuras tisulares, como el hueso alveolar, el ligamento periodontal (PDL) y los dientes, durante el tratamiento, con la gran ventaja de ser un método no invasivo y preciso que proporciona datos cuantitativos y detallados sobre las reacciones fisiológicas que pueden ocurrir en los tejidos. Del mismo modo, con el uso de FEM es posible determinar patrones de carga y desplazamiento según el aparato utilizado como lo son los alineadores plásticos. El FEM aplicados a nuevas técnicas de ortodoncia basadas en alineadores plásticos permiten una mejor comprensión de su desempeño teórico, lo que nos permite inferir su comportamiento en el contexto clínico.

2 ANTECEDENTES

Miyakawa y col 1985 (1) construyeron un método de simulación que permite la evaluación de los dientes y su sistema de soporte, y además permite el análisis del comportamiento mecánico de estos ante la aplicación de un sistema de fuerzas.

Bourauel y col 1999 (2) elaboraron un modelo numérico fenomenológico capaz de describir la remodelación de hueso alveolar, ya que los movimientos ortodónticos dependen de la capacidad para reaccionar ante un estímulo mecánico producido por una fuerza, por lo cual se hace indispensable el conocimiento de todos los mecanismos implicado en este proceso.

Hohmann y col 2011 (3) propusieron que el método de los elementos finitos es una herramienta prometedora para investigar las propiedades del material y la respuesta estructural del ligamento periodontal (PDL). El PDL es un delgado tejido conectivo que conecta la raíz del diente con el hueso alveolar circundante. Debido a su baja rigidez, el PDL desempeña un papel clave en la movilidad de los dientes. Es ampliamente reconocido que el movimiento dentario ortodóntico depende principalmente de la distribución de esfuerzos en el PDL. El proceso de pasar de imagen radiográfica o topográfica a una malla implica una serie de pasos de procesamiento, cada uno con su propio potencial para introducir errores geométricos adicionales.

Gómez y col 2018(4) construyeron un modelo FEM del hueso trabecular a partir de una Micro tomografía (MC-T) de hueso porcino a partir del cual se construyeron dos modelos 3D, uno sin micro-osteoperforaciones y un segundo modelo con una micro osteoperforacion. A ambos se les aplicó una presión uniforme de 5 MPa y se estableció una comparación entre los dos modelos, lo que dio como resultado que las MOP como magnificadores de la señal de deformación se constituye como un procedimiento facilitador del proceso de remodelación ósea necesario para que ocurra el movimiento dental y además se podrían lograr efectos biológicos similares, utilizando fuerzas significativamente menores.

Alikhani y col 2013(5) establecieron que uno de los problemas principales de la ortodoncia es el tiempo prolongado de tratamiento, lo que lleva a los pacientes, especialmente a los adultos, a evitar el tratamiento o a buscar opciones alternativas como implantes o carillas con resultados menos óptimos. Por lo tanto, la búsqueda de métodos que disminuyan la duración del tratamiento, sin comprometer el resultado es un reto principal en la investigación ortodóncica. El factor principal en el control de la velocidad del movimiento del diente es la respuesta biológica a las fuerzas ortodóncicas, pero lo que controla la respuesta biológica no se entiende claramente. Estudios en animales han demostrado que la realización de MOP en el hueso alveolar durante el movimiento de los dientes en el tratamiento ortodóncico puede estimular la expresión de marcadores inflamatorios, dando lugar a aumentos en la actividad de osteoclastos y la velocidad de movimiento de los dientes.

Young-Qing y col 2015(6) establecieron que los dos aspectos más importantes del tratamiento de ortodoncia para los pacientes son probablemente la estética y la velocidad. Es esencial que la duración del tratamiento sea lo más corta posible para garantizar la cooperación y la satisfacción del paciente. Recientemente, además de la técnica lingual, la tecnología de alienadores plásticos transparente para la corrección de mal oclusiones se ha establecido en todo el mundo durante casi una década como una alternativa estética. La preocupación ha surgido entre los ortodoncistas con respecto a la eficacia del tratamiento de corrección de mal oclusiones transversales con estos alienadores plásticos. El FEM contribuye a la comprensión de la biomecánica de los dispositivos ortodóncicos, ya que permite estimar las tensiones generadas dentro de las diferentes estructuras tisulares, como el hueso alveolar, el ligamento periodontal (PDL) y los dientes durante el tratamiento.

Gómez JP y col 2015(7) describieron, mediante el método de elementos finitos, el sistema de fuerzas generado durante el movimiento distal de caninos maxilares con alienadores plásticos, con y sin el uso de attachments, en el cual encontraron que la utilización attachments produjo un movimiento de translación, mientras que el modelo sin attachments, produjo inclinación durante el movimiento.

Yang y col 2015(8) demostraron que la corticotomía ha demostrado ser un procedimiento efectivo para facilitar el movimiento dental ortodóntico, pero no posee el suficiente sustento científico. En este estudio se diseñaron diferentes acercamientos a la corticotomía durante la retracción de un canino maxilar. Se tomaron en cuenta: posición, distancia y ancho de la corticotomía; la respuesta biomecánica se analizó y comparó en un modelo 3D de FEM y se concluyó que la corticotomía influye en la respuesta mecánica de la estructura, y que la posición de la corticotomía puede afectar la respuesta mecánica (a mayor distancia entre el diente y la corticotomía el efecto biomecánico disminuye y viceversa).

Knop y col 2015(9) Establecieron el método de elementos finitos como un recurso de ingeniería aplicada para calcular los esfuerzos y deformaciones unitarias (deformación) de estructuras complejas con la ventaja que es un método preciso no invasivo, el FEM proporciona datos cuantitativos detallados con respecto a las respuestas fisiológicas que ocurren en los tejidos como lo son el ligamento periodontal y el hueso alveolar.

Alikhani y col 2015(5) establecieron que un desafío mayor para el tratamiento de ortodoncia es lograr disminuir el tiempo de los tratamientos sin que esto comprometa el resultado final. El factor limitante en la disminución del tiempo de tratamiento es la respuesta biológica del paciente a la terapia mecánica. Basado en el principio de que las fuerzas ortodónticas disparan una respuesta inflamatoria, se hipotetizó que un micro trauma controlado en forma de MOP amplificaría la expresión de marcadores inflamatorios, haciendo que esta respuesta amplificada acelerara la reabsorción ósea y el movimiento dental.

Mengoni y col 2016(10) plantearon que, para las simulaciones de movimientos ortodónticos, uno de los retos es representar el movimiento de los dientes a largo plazo, la gran deformación del ligamento periodontal y el gran desplazamiento de los dientes debido al remodelado óseo llevan a grandes distorsiones de la malla de elementos finitos.

3 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

De acuerdo al desarrollo clínico que se ha llevado a cabo para el tratamiento ortodóntico de mal oclusiones con alineadores plásticos se han evidenciado a través del tiempo las múltiples limitaciones que presenta este tipo de sistema, algunas de esas limitaciones se evidencian en la configuración de sistemas de fuerzas complejas, como lo son los movimientos de rotación e inclinación de premolares y caninos, así como el movimiento dental en cuerpo (11). Otra de esas grandes limitaciones está fundamentada en la escasa cantidad de fuerza que puede generar el sistema para inducir al movimiento dental ya que esta fuerza depende de las características mecánicas de los materiales con los cuales son fabricados los alineadores (12), y para poder hacer frente a esta limitación se hace necesario el uso de un número aumentado de placas para lograr el movimiento dental ideal. Por esta razón las MOP representan una clara alternativa para dar solución a este problema ya que las MOP producen un micro trauma controlado que genera un efecto biomecánico, alterando la consistencia estructural del hueso y cambiando el centro de resistencia lo que conlleva a producir un movimiento en cuerpo del diente con una menor cantidad de fuerza, lo cual se convierte en una posible solución a la dificultad que presentan los alineadores plásticos y con el advenimiento del método de análisis de elemento finitos permite una alternativa válida para el análisis de todo tipo de variables.

El propósito de este estudio consiste en evaluar los efectos biomecánicos en el hueso cortical vestibular a partir de un estímulo mecánico (MOP) mediante modelos 3D de elementos finitos que permitan generar conocimiento al establecer si las MOP generan cambios en el entorno del hueso alveolar, para esto se establecerá una comparación entre los modelos, teniendo en cuenta los patrones de esfuerzo y deformación unitaria en el hueso alveolar. Por lo anterior surgió nuestra pregunta de investigación.

¿Cuáles son los efectos biomecánicos de la micro-perforación del hueso cortical vestibular durante la aplicación de fuerza ortodóntica expansiva en un modelo de elementos finitos de una estructura dento-alveolar?

4 JUSTIFICACIÓN

El tratamiento ortodóntico de mal oclusiones con alienadores plásticos son una alternativa de tratamiento, los alineadores se confeccionan basados en la anatomía individual de cada paciente y los requerimientos individuales de movimiento dental. Un tratamiento de este tipo se realiza por medio de acetatos termo-formados, los cuales deben ser usados secuencialmente por parte del paciente para lograr los movimientos deseados por parte del ortodóncista (8). Se han evidenciado a través del tiempo las múltiples limitaciones que presenta este tipo de sistema, una de esas grandes dificultades está fundamentada en la escasa cantidad de fuerza que puede generar el sistema para inducir al movimiento dental y por lo tanto esto se ve reflejado en necesidad del uso de un número aumentado de placas para lograr el movimiento dental ideal como lo es el caso de la expansión maxilar, el cual es un movimiento dental complejo ya que la expansión ortodóntica es una técnica utilizada para aumentar el perímetro de arco. Varios aparatos se utilizan para lograr este objetivo, estos aparatos varían de acuerdo a su método de fabricación, fijación y punto de aplicación de la fuerza, entre las más comunes están el Hyrax, Hass; Mcnamara, Quad hélix y subdivisiones de estos, que usualmente están indicados en casos en los cuales la discrepancia transversal supera los 4 mm. (13). Para los casos en los que se requiere una expansión lateral de los arcos dentales de 2-4 mm por cuadrante los alineadores plásticos son una alternativa (14). Teniendo en cuenta que para lograr la expansión maxilar se necesitan grandes cantidades de fuerza las MOP representan una clara alternativa para dar solución a este problema ya que producen un micro trauma controlado que genera un efecto biomecánico a través de la modificación de la densidad ósea, la cual disminuye la resistencia del hueso y amplifican la expresión de los marcadores inflamatorios, citocinas y quimiocinas conocidos por reclutar los precursores de osteoclastos (5), esta respuesta amplificada acelera la reabsorción ósea por lo tanto facilita el movimiento dental (15), lo que conlleva a producir un movimiento del diente con una menor cantidad de fuerza, lo cual a su vez se convierte en una posible solución a la dificultad que presentan los alienadores plásticos y con el advenimiento del método de análisis de elementos finitos que es una técnica numérica para simular procesos mecánicos de un sistema físico real,

considerado un método válido y fiable para calcular los esfuerzos, deformaciones unitarias y el desplazamiento de las estructuras dento-alveolares, puede utilizarse para simular procesos ortodónticos con diferentes planes de tratamiento y comparar sus efectos biomecánicos lo que permite mejorar la comprensión de la biomecánica del sistema antes de realizar los ensayos clínicos en pacientes o animales (10).

La información que se genere en este proyecto permitirá, mejorar los resultados del tratamiento ortodóntico con alineadores plásticos y con ortodoncia tradicional, ya que al conocer los efectos biomecánicos que generan las MOP teniendo en cuenta el número, la profundidad y el ancho de la micro-perforación nos ayudara a hacer frente a las limitaciones biomecánicas que se presentan en los tratamientos de ortodoncia según las necesidades del paciente (expansión, distalización, pérdida de anclaje, entre otras).

Esta investigación, busca suplir las necesidades de información detallada, de los efectos biomecánicos de las MOP en el hueso cortical vestibular al aplicar una carga externa (movimiento de expansión). Esta información es novedosa, porque después de revisar la literatura con una estrategia de búsqueda sistemática no se encontró suficiente información a nivel nacional o internacional.

5 REFERENTE TEÓRICO

La realización del tratamiento ortodóntico supone algunos retos; los principales retos del tratamiento de ortodoncia son larga duración y el riesgo de efectos secundarios como la reabsorción radicular y la pérdida de hueso marginal. Para hacer frente a estos problemas, se utilizan técnicas quirúrgicas como la Osteotomía, la distracción osteogénica, la corticotomía y las MOP con el fin de facilitar el movimiento ortodóntico. Las MOP son un método que se ha popularizado ya que generan una menor lesión quirúrgica, y tiene una simplicidad técnica que facilite la utilización para el ortodoncista.

Es fundamental comprender que el movimiento dental ortodóntico se basa en la capacidad del ligamento periodontal de deformarse ante una fuerza ortodóntica para un proceso de remodelación dentro del hueso alveolar. Es importante tener en cuenta que los estímulos mecánicos, desencadenan reacciones biológicas específicas en los tejidos periodontales, moviendo de este modo el diente a una posición deseada.

La fuerza aplicada sobre los dientes genera zonas de tensión y de compresión en la estructura dentoalveolar, las cuales son las que le dan inicio a la generación del movimiento ortodóntico. Adicionalmente se dan alteraciones del flujo sanguíneo, dando lugar a la secreción de diferentes mediadores inflamatorios tales como citoquinas, factores de crecimiento, neurotransmisores, factores estimulantes de colonias. Como resultado de estos cambios biológicos y mecánicos, se produce el proceso de aposición y remodelación ósea.

Las MOP son consideradas un micro trauma controlado, el cual reduce la rigidez del hueso alveolar a los movimientos ortodónticos a través de la ruptura de la continuidad de la superficie ósea y la secreción de citosinas y quimiocinas las cuales estimulan la reabsorción ósea y aceleran el movimiento dental.

La MOP es un procedimiento en ortodoncia en el que se crean perforaciones en el hueso alrededor de los dientes para acelerar el movimiento dental durante el tratamiento de ortodoncia. Este procedimiento activa la liberación de citocinas que a su vez inducen la

generación de osteoclastos en el área para aumentar la tasa de reabsorción de ósea. Debido a la activación de los osteoclastos y la reducción temporal de la densidad ósea, la aplicación de MOP no se limita a acelerar el movimiento de los dientes y sino que puede usarse en muchos escenarios clínicos diferentes donde, debido al hueso cortical denso, el tratamiento de ortodoncia anteriormente no era posible o no podía producir un óptimo resultados (tabla 1). Este procedimiento puede utilizarse como complemento de cualquier aparato de ortodoncia, incluidos aparatos fijos (brackets), alineadores plásticos o aparatos removibles como expansores y distalizadores, entre otros (16).

Las MOP aprovechan la propia respuesta mecano-biológica del cuerpo para crear un efecto que induce la remodelación ósea localizada y permite que los dientes se muevan a la posición clínicamente deseada bien de una manera más rápida, predecible y con menores cargas. Existen varias ventajas de utilizar MOP con relación a la manera convencional del tratamiento ortodóntico, ya que esta favorece a la reducción de tiempo de tratamiento y su eficacia en la realización de los movimientos dentales, reducción de efectos indeseados, lo que produce mayor satisfacción del paciente con el tratamiento. Las MOP se realizan bajo la infiltración de anestésico local en pequeñas cantidades sobre la zona de mucosa oral. Los pacientes que reciben MOP refieren solo molestias leves en el sitio donde se realizan las MOP y experimentaron poco o ningún dolor (14).

Las MOP pueden facilitar algunos movimientos difíciles de lograr en ortodoncia mediante la activación de los osteoclastos y la disminución de la densidad ósea; el movimiento radicular. La aplicación de la mecánica del movimiento en cuerpo puede producir un movimiento de los dientes más rápido y con menos tensión sobre los dientes de anclaje, ya que el movimiento se produce en menos tiempo. Por estas razones, las MOP constituye una técnica complementaria excelente durante la protracción o retracción de un solo diente o grupo de dientes. Las MOP entre las raíces de los dientes disminuye de forma localizada la densidad ósea, mientras que la densidad del hueso alrededor de los dientes de anclaje se mantiene sin cambios. Este procedimiento es especialmente útil cuando un diente se mueve en un espacio edéntulo donde el hueso alveolar es denso con una cresta estrecha (17).

Mata y col 2007. Las discrepancias transversales son un problema frecuente en la población, bien sea por condiciones genéticas, ambientales o de otra índole, generalmente asociado a problemas respiratorios o alimenticios. Estas podrían definirse como "las alteraciones en el plano horizontal o transversal que son independientes de las relaciones que existe en los planos sagital y vertical". La frecuencia de las maloclusiones transversales oscila entre un 1 y un 23% en diversos estudios y a su vez se presentan de diversas maneras, por lo que es necesario tener un conocimiento previo para identificarlas, para así poder establecer un correcto diagnóstico y un adecuado plan de tratamiento. El tratamiento de ciertas maloclusiones transversales es por medio de expansores. Las maloclusiones transversales son una anomalía que se presenta en boca desde temprana edad, son de origen multifactorial, y se establecen de diversas maneras. Es destacar que nuestra población, por ser actualmente de origen multirracial no escapa a los diversos tipos de maloclusiones, incluyendo estas. En la actualidad existen diversas técnicas ortodóncicas que son aplicadas a pacientes que presentan maloclusiones transversales (17).

Luegya y col 2015. El análisis tridimensional de elementos finitos es una técnica numérica para simular procesos mecánicos de un sistema físico real. Se considera que es un método para calcular el esfuerzo, la tensión y el desplazamiento de las estructuras dento-alveolares. Esta técnica puede utilizarse para simular procesos ortodóncicos con diferentes planes de tratamiento y comparar sus efectos biomecánicos sin aumentar el número de pacientes o animales en la muestra, a diferencia de las investigaciones clínicas o animales (9).

El FEM es un método matemático derivado de las ciencias de la ingeniería, utilizado para obtener soluciones aproximadas del comportamiento de sistemas físicos. El objeto a analizar se compone de un gran número de pequeños elementos que forman una malla (suficientes para describir su geometría). Dichos elementos consisten en aristas y superficies que están conectados por unos puntos llamados nodos, que se identifican por coordenadas, entonces, un sólido puede ser representado en el modelo por un conjunto finito de elementos conectados entre sí.

El FEM es un procedimiento numérico, recurso de la ingeniería aplicada para calcular la tensión y la deformación de las estructuras complejas, y ha sido ampliamente utilizado en la investigación ortodóntica. Es método no invasivo y preciso que proporciona datos cuantitativos y detallados en cuanto a las respuestas fisiológicas que se producen en los tejidos, tales como el ligamento periodontal y el hueso alveolar. Utilizando el FEM se puede anticipar la visualización de estas respuestas de los tejidos a través de la observación de la distribución de esfuerzos creados a partir de la mecánica de ortodoncia aplicada. Otra ventaja del FEM es la posibilidad de estudiar una muestra homogénea, mientras se tiene control de todas las variables del estudio, las variables se pueden cambiar fácilmente. Sus aplicaciones también han aumentado debido a la disminución de costos.

Los alineadores plásticos son una técnica que a través de la historia ha evolucionado con el fin de ofrecer otra alternativa al tratamiento de ortodoncia de una manera más estética. Esta técnica ha sido fomentada por diferentes autores (Ponitz 1971, McNamara et al. 1985, Sheridan et al. 1993, Rinchuse and Rinchuse 1997, Lindauer and Shoff 1998 y Djeu et al. 2005) como alternativa o complemento a la aparatología fija para el tratamiento de las mal oclusiones.

Los alineadores plásticos son confeccionados basados en la anatomía individual de cada paciente y los requerimientos personalizados para cada uno. Un tratamiento con alineadores se realiza por medio de la confección de acetatos termo-formados, los cuales deben ser usados secuencialmente por parte del paciente para lograr los movimientos deseados por el ortodoncista.

6 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar los efectos biomecánicos de la micro-perforación del hueso cortical vestibular al aplicar una fuerza ortodóntica expansiva en un modelo de elementos finitos.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir un modelo básico de elementos finitos de un segundo premolar superior, incluyendo hueso trabeculado, cortical, lámina dura, ligamento periodontal.
- Construir una serie de modelos con diferentes configuraciones de MOP.
- Simular los modelos con un desplazamiento de 0.2 mm y una carga de 2.6 N
- Comparar los efectos de la fuerza expansiva sobre el hueso cortical en TODOS los modelos.

7 METODOLOGÍA

El modelo del diente se obtuvo a partir de la digitalización en 3D de un premolar superior derecho (7) con las respectivas modificaciones. El propósito de la fase de modelado geométrico es representar el premolar en términos de puntos, líneas y superficies.

Se construyeron 9 modelos 3D, 1 modelo control sin MOP y ocho (8) modelos experimentales, combinando las diferentes alternativas de número, diámetro y profundidad de las MOP, de la siguiente manera, teniendo en cuenta que TODAS las perforaciones estarán separadas por 1 mm entre sí:

Tabla 1 Lista de modelos

1	Modelo control sin MOP
2	Modelo de 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm)
3	Modelo con 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm)
4	Modelo con 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm)
5	Modelo con 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm)
6	Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm)
7	Modelo con 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm)
8	Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm)
9	Modelo con 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm)

Fuente: Elaboración propia

A estos modelos se les aplicó una carga simulada 2,644N y un contramomento de 21,34 N*mm que induzca a un desplazamiento de 0,20 mm en la dirección palato-vestibular (X del modelo), esta fuerza se impuso sobre la corona del diente con el fin de lograr un movimiento más aproximado a la realidad clínica y a partir de estos datos se realizó la simulación de los modelos con MOP.

Para imponerle un movimiento expansivo (0.20 mm) hacia vestibular, la carga impuesta fue previamente determinada en una simulación inicial con la cual se determinó que el movimiento debería incluir inclinación para cual se redujo el contra-momento en un 25 % para generar una inclinación de 1° aproximadamente que es en promedio lo que se produce en un movimiento expansivo con el fin de acercarlo a la realidad clínica. Se estableció una comparación entre los modelos, teniendo en cuenta los patrones de esfuerzo y deformación unitaria en el hueso alveolar, determinando los cambios en el entorno del hueso cortical.

Para la simulación, a cada estructura se le asignarán las propiedades mecánicas reportadas en la literatura para material específico. Las diferentes estructuras en el modelo de elementos finitos serán: el diente, el PDL, el hueso cortical (incluyendo lamina dura) y el hueso esponjoso. Las propiedades de los materiales utilizados en este estudio se tomaron a partir de estudios de elementos finitos realizados anteriormente (6).

Modelación:

- Diente: (premolar superior derecho): Se modeló con un material homogéneo de comportamiento isotrópico elástico lineal. Las propiedades mecánicas se obtendrán de los estudios anteriores (18). Las diferencias en la rigidez entre el esmalte, la dentina y el cemento no se contemplan, ya que no se consideraron relevantes para los objetivos del estudio.
- PDL: Se asumió como un material homogéneo, isotrópico, con comportamiento elástico no lineal con una función de esfuerzo-deformación unitaria calculado a partir de los datos reportados en Toms y Eberhardt (19).
- El hueso alveolar: Se asumió como un material homogéneo con comportamiento lineal elástico isotrópico. Las propiedades mecánicas se obtendrán a partir de valores de hueso esponjoso de los estudios anteriores. Las diferencias en la rigidez entre diferentes tipos de hueso se contemplaron, ya que se consideran relevantes para los objetivos del estudio.

- Las propiedades del hueso fueron asignadas de forma individual de acuerdo a la verdadera morfología del hueso tal como se obtuvo a partir de exploraciones de CT de Cattaneo et al (20) de modo que la estructura del hueso, incluyendo las estructuras trabeculares, se modelarán en un nivel de tejido diferente.
- Se asignó el módulo de Young para cada tejido individual y representar así el hueso alveolar.
- Hueso cortical y lámina dura: Módulo de Young 15.000 MPa y la razón de Poisson de 0,3 (21).
- Hueso trabecular: Módulo de Young 1.370 MPa y razón de Poisson de 0,3 (20).

En la simulación, la raíz del diente está rodeada por una capa uniforme de 0,3mm de espesor que representa el PDL, que a su vez está rodeada por otra capa de un espesor promedio de 0,8 mm que representan la lámina dura (22).

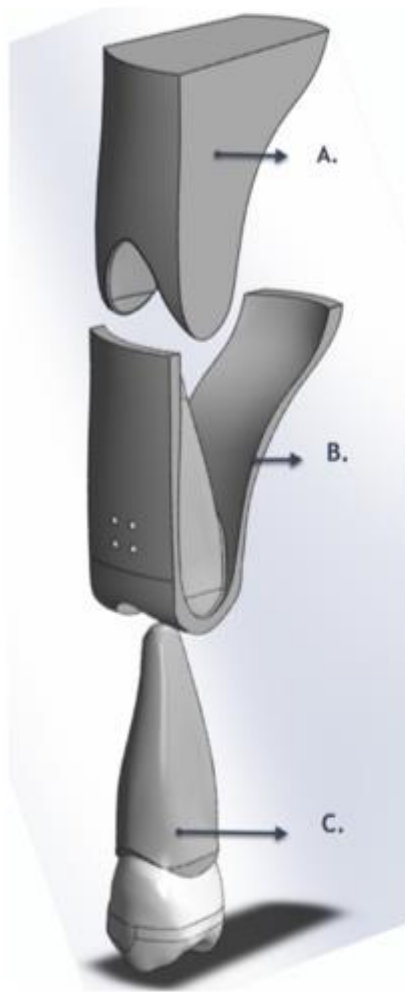
Tabla 2 Propiedades asignadas a hueso alveolar (Cortical y trabecular)

TIPO MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG [MPa]	RAZÓN DE POISSON
Hueso Cortical	15.000	0,3
Hueso Trabecular	1.370	0,31
Diente (premolar superior derecho)	18.600	0,3

Fuente: Elaboración propia

CONSTRUCCIÓN DEL MODELO

Figura 1 Modelo CAD



A. Hueso trabeculado;
B. Hueso cortical; C. Diente premolar

Fuente elaboración propia

El modelo se construyó de todos los tejidos de soporte, hueso trabecular, cortical (la lámina dura y la cortical se combinaron en un único sólido con las mismas propiedades), ligamento periodontal y diente. Ver figura 1.

La geometría del hueso alveolar tanto trabecular como cortical y ligamento periodontal, se construyeron en un ensamble descendente, a partir del modelo CAD del diente, mediante el programa SolidWorks® 2018.

Se tuvo en cuenta la representación anatómica de todos los tejidos, así como sus dimensiones reales (20).

Posteriormente se importó la geometría del modelo CAD al programa de elementos finitos ANSYS 19 R1®. Ver figura 2.

Enmallado:

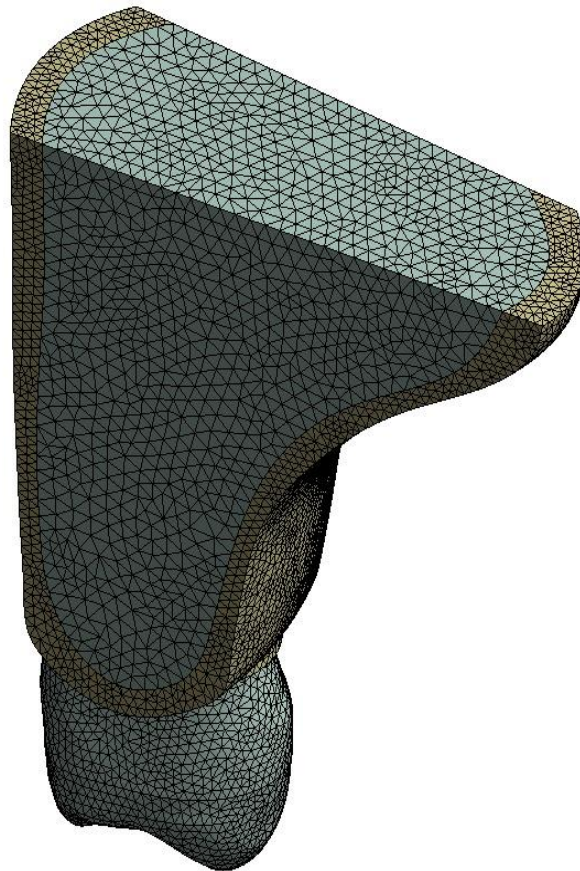
El enmallado del modelo en estos estudios biomecánicos utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos de diez (10) nodos (SOLID187 Ansys®), debido a que estos permiten modelar formas irregulares como las que caracterizan los modelos anatómicos de los dientes. **Ver figura 1.** Los modelos requirieron que en las zonas de los orificios se realice un refinado de malla con el fin de dar a los resultados la mayor precisión. El número de nodos y elementos se evidencia en la **tabla 2**

Tabla 3 Número de nodos y elementos

Parte	Nodos	Elementos
Premolar	49.173	24.592
PDL	31.791	31.791
Trabeculado	77.691	52.355
Cortical	175.132	111.871

Fuente: Elaboración propia

Figura 2 Vista del enmallado del modelo de elementos finitos ANSYS19®



Fuente elaboración propia

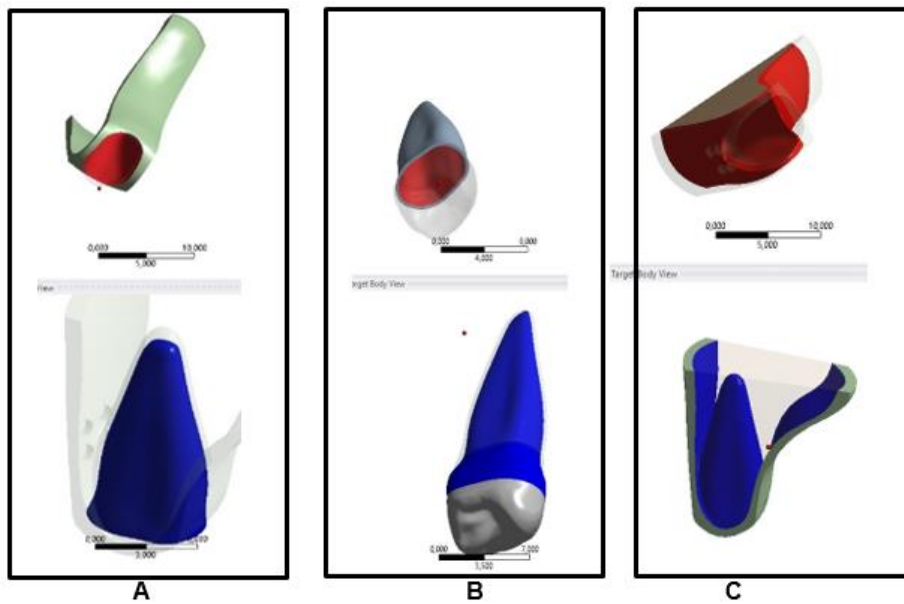
Condiciones de Contacto

En ANSYS 19® **Figura 3** se estableció la condición de unión rígida sin desplazamiento relativo (bonded) en las siguientes interfaces **Tabla 4**.

Tabla 4 Condiciones de contacto

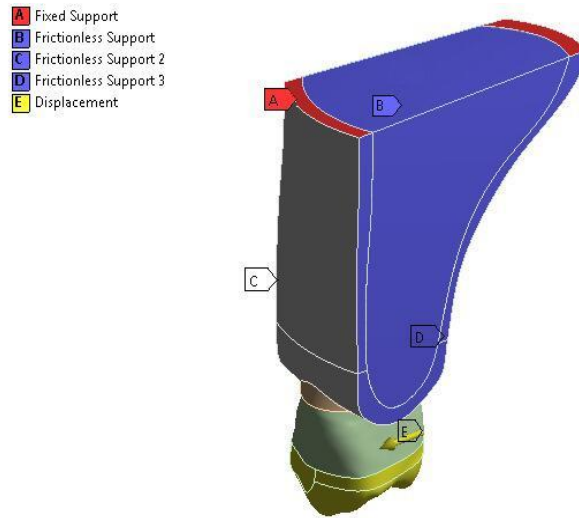
Interfaces	Tipo de unión
Diente – ligamento periodontal (Fig 3B)	Unión sin desplazamiento relativo
Ligamento periodontal – hueso cortical (Fig 3A)	Unión sin desplazamiento relativo
Hueso cortical – hueso trabecular (Fig 3C)	Unión sin desplazamiento relativo

Figura 3 Condiciones de soporte y contacto del modelo



A. Ligamento periodontal-Hueso cortical. B. Ligamento periodontal-Diente. C. Hueso cortical-Hueso trabeculado.
Fuente elaboración propia

Figura 4 Condiciones de frontera y restricciones



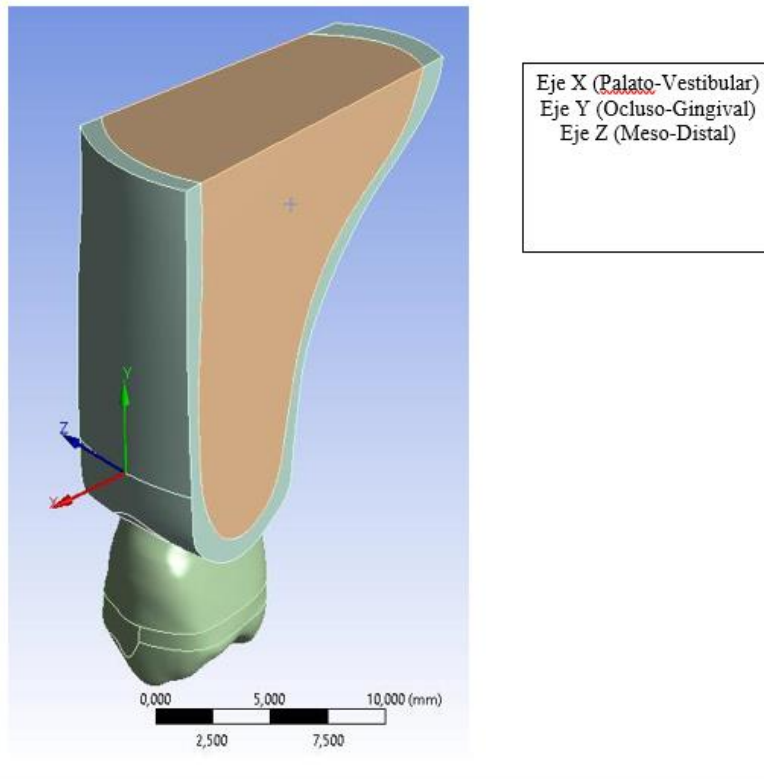
A. Soporte fijo. B. Soporte sin fricción. C. Soporte sin fricción 2. D. Soporte sin fricción 3.
E. Desplazamiento.
Fuente elaboración propia

Se estableció una condición de soporte fijo en la base ósea hacia el extremo apical, la cual quiere decir que este sector se comportará estable y no permitirá ningún tipo de movimiento y la zona lateral tendrá condición de soporte sin fricción lo que nos dice que esta se mantendrá en el mismo plano sin desplazarse, pero emula la condición de flexibilidad de las estructuras adyacentes evidenciando las tensiones laterales que se producen en este tipo de movimiento. **Figura 4.**

Sistema coordenado

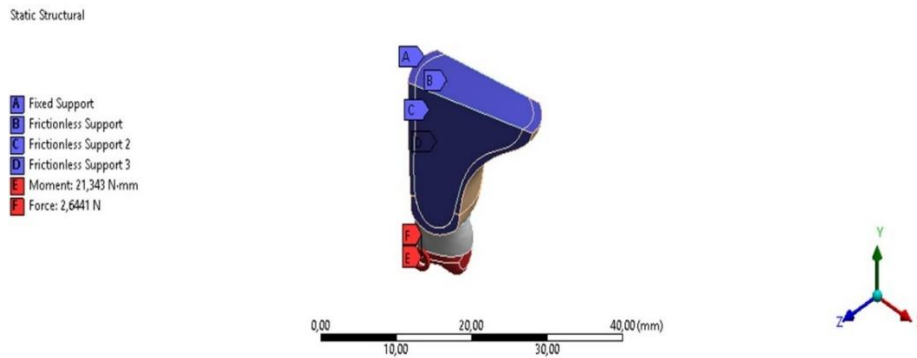
Se eligió un sistema coordenado estableciendo el eje X en dirección vestibular, el eje Y dirección coronal y el eje Z en dirección distal. **Figura 5.**

Figura 5 Sistema coordinado



Fuente: elaboración propia

Figura 6 Simulación del movimiento del diente



Fuente: elaboración propia

Para la simulación coherente del movimiento del modelo se impondrá una fuerza de 2,644N y un contramomento de 21,34 N*mm que induzca a un desplazamiento de 0,20 mm en la dirección palato-vestibular (X del modelo), esta fuerza se impuso sobre la corona del diente con el fin de lograr un movimiento más aproximado a la realidad clínica y a partir de estos datos se realizará la simulación de los modelos con MOP.

Se obtuvieron los patrones de desplazamiento del premolar, mostrando el cambio de ubicación en los desplazamientos máximos y mínimos en cada caso y la distribución de esfuerzos y deformaciones.

Control de sesgos:

Para realizar el control de sesgos se debe tener en cuenta que lo que se busca es realizar una integración de lo biológico y lo mecánico a través de algoritmos matemáticos y la veracidad de los resultados dependerá de la precisión y el detalle en la información incorporada al modelo de las propiedades de cada uno de los tejidos involucrados y la estandarización en las medidas de la micro-osteoperforaciones de acuerdo a la disponibilidad en el mercado para realizarlas.

Operacionalización de variables:

Tabla 5 Variables diente

Diente	Concepto	Medida
Distribución del desplazamiento total del diente (mesial, distal, vestibular, palatino, intrusión, extrusión)	Movimiento máximo del diente	(mm)

Fuente: Elaboración propia

Tabla 6 Variables Hueso cortical

Hueso cortical	Concepto	Medida
Distribución de deformaciones unitarias equivalentes	Distribución de la deformación unitaria sobre el tejido cortical.	(μ mm/mm)
Distribución del desplazamiento total del hueso cortical (mesial, distal, vestibular, palatino)	Desplazamiento de cada punto del hueso cortical ante el sistema de fuerza aplicado.	(mm)
Distribución de esfuerzos equivalentes en hueso cortical (mesial, distal, vestibular, palatino)	Distribución de los esfuerzos equivalentes.	(MPa)

Fuente: Elaboración propia

Tabla 7 Variables Hueso trabecular

Hueso trabecular	Concepto	Medida
Distribución de deformaciones unitarias equivalentes	Distribución de la deformación unitaria sobre el tejido cortical.	(μ mm/mm)
Distribución del desplazamiento total del hueso trabecular (mesial, distal, vestibular, palatino)	Desplazamiento de cada punto del hueso cortical ante el sistema de fuerza aplicado.	(mm)
Distribución de esfuerzos equivalentes en hueso trabecular (mesial, distal, vestibular, palatino)	Repartición de fuerza sobre el tejido equitativamente	(MPa)

Fuente: Elaboración propia

Consideraciones Éticas

De acuerdo con la resolución N° 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, este proyecto de investigación se cataloga dentro de la clasificación sin riesgo, pues no se va a realizar en personas por lo tanto no existen implicaciones de tipo ético.

8 RESULTADOS

La Universidad Autónoma de Manizales adquirió una nube de puntos a escala real de la empresa TurboSquid® de toda la dentición humana permanente. Se tomaron las medidas antropométricas de hueso cortical, y lámina dura para realizar los diferentes sólidos cad y poder definir con detalle cada tejido.

Con el fin de evaluar el efecto de las MOP-s sobre el hueso cortical vestibular al aplicar una carga ortodóntica expansiva se realizó una comparación de modelos con 4 y 9 MOP con profundidades de 1 mm y 0,5mm y diámetros de 1 mm y 0,5 mm con relación al modelo control sin MOP y se analizaron los niveles de micro-deformación unitaria principal en la zona y sus efectos alrededor de las MOP obteniendo los resultados de las deformaciones principales descritos en la **Tabla 7**.

Se estableció una condición de soporte fijo en la base del hueso hacia el extremo apical, y la zona lateral tendrá condición de soporte sin fricción como se observa en la **figura 3**, A partir de esto se evaluó la micro-deformación en el hueso cortical de todos los modelos, estas condiciones de borde y de frontera fueron aplicadas en todos los modelos para poderlos comparar unos con otros; la desviación porcentual entre la cantidad de nodos de un modelo y otro es menor del 5 %.

Tabla 8 Niveles máximos de micro-deformación principal

	MODELO	MICRODEFORMACIONES
1.	Modelo control sin MOP	133,0 μ mm/mm.
2.	Modelo de 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm)	268,6 μ mm/mm
3.	Modelo con 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm)	161,0 μ mm/mm.
4.	Modelo con 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm)	147,0 μ mm/mm

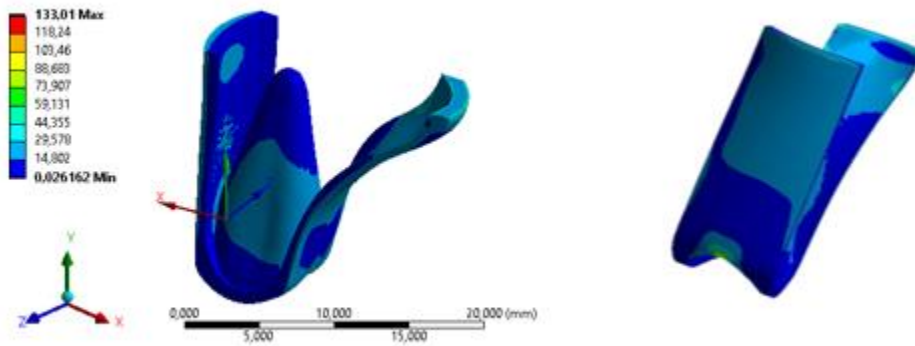
5.	Modelo con 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm)	157,7 μ mm/mm
6.	Modelo con 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm)	230,0 μ mm/mm
7.	Modelo 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm)	173,5 μ mm/mm
8.	Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm)	189,6 μ mm/mm
9.	Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm)	154,4 μ mm/mm

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presentan los modelos con su deformación principal máxima.

1. Modelo control sin MOP, presentó una micro-deformación principal máxima de 133,0 μ mm/mm. **Ver figura 7**

Figura 7 Modelo sin MOP

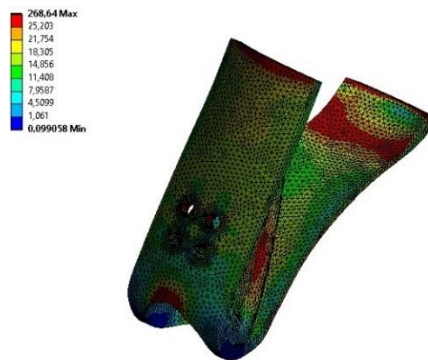


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

2. Modelo de 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm separación 1mm), presentó microdeformación principal máxima de 268.64 μ mm/mm. **Ver figura 8.**

Figura 8 Modelo 4 MOP (1-1-1

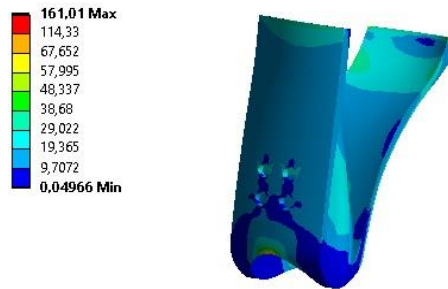


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

3. Modelo con 4 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm separación 1mm), presentó microdeformación principal máxima de 161,01 μ mm/mm. **Ver figura 9.**

Figura 9 Modelo 4 MOP (1/0,5/1)

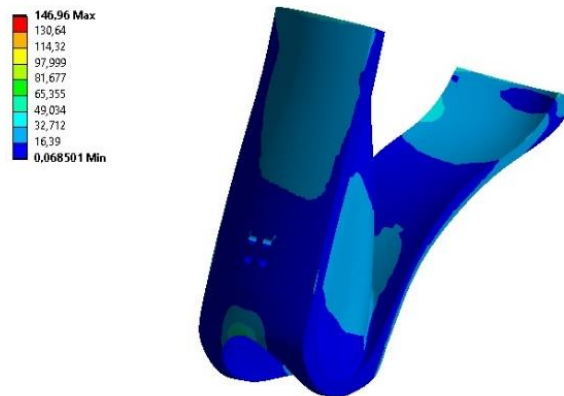


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

4. Modelo con 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm separación 1mm) con un máximo de 146,96 μ mm/mm micro deformación principal. **Ver figura 10.**

Figura 10 Modelo 4 MOP (0,5/1/1)

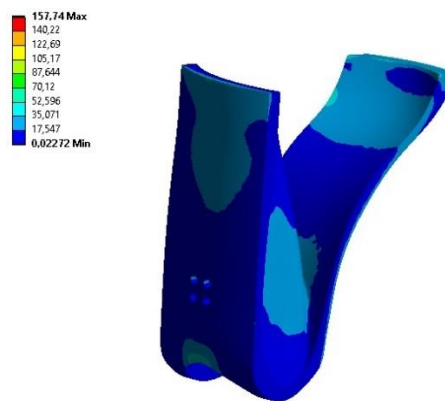


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

5. Modelo con 4 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm separación 1mm) con un máximo de 157,74 μ mm/mm micro deformación. **Ver figura 11.**

Figura 11 Modelo 4 MOP (0,5/0,5/1

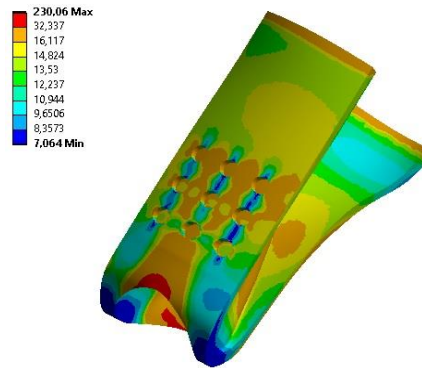


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

6. Modelo con 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 1mm separación 1mm) con un máximo de 230,1 μ mm/mm micro deformación. **Ver figura 12.**

Figura 12 Modelo 9 MOP (1/1/1)

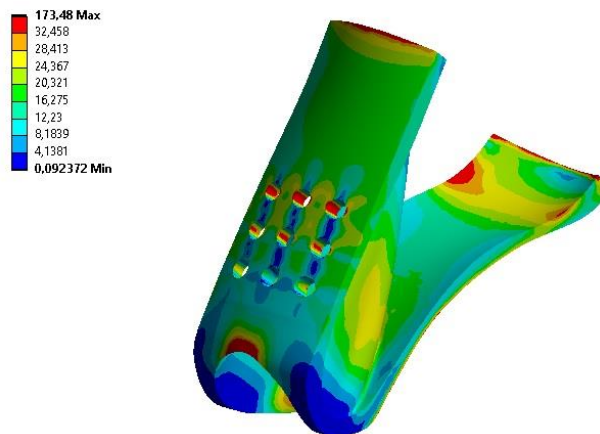


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

7. Modelo 9 MOP (diámetro 1mm profundidad 0,5mm separación 1mm) con un máximo de 173,5 μ mm/mm micro deformación. **Ver figura 13.**

Figura 13 Modelo 9 MOP (1/0,5/1)

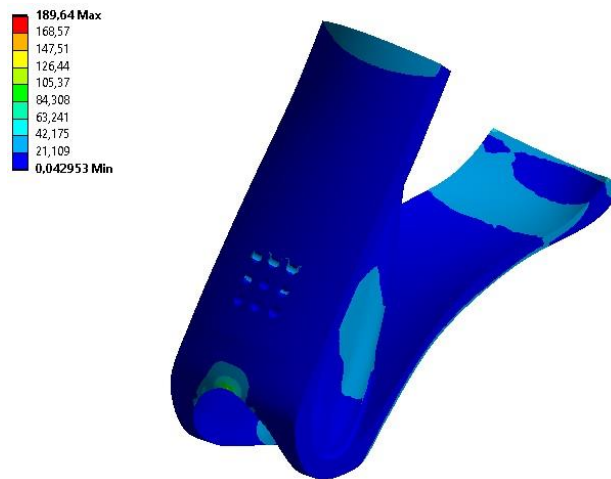


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

- Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 1mm separación 1mm) Con un máximo de 189,6 μ mm/mm micro deformación. **Ver figura 14.**

Figura 14 Modelo 9 MOP (0,5/1/1)

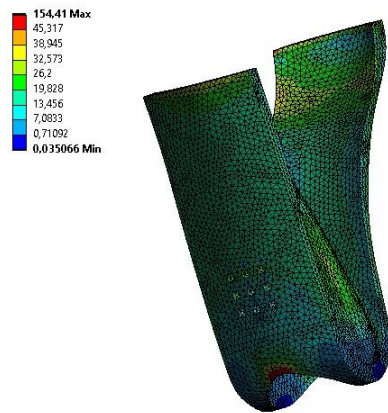


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

- Modelo con 9 MOP (diámetro 0,5mm profundidad 0,5mm separación 1mm) con un máximo de 154,4 μ mm/mm micro deformación. **Ver figura 15.**

Figura 15 Modelo 9 MOP (0,5/0,5/1)

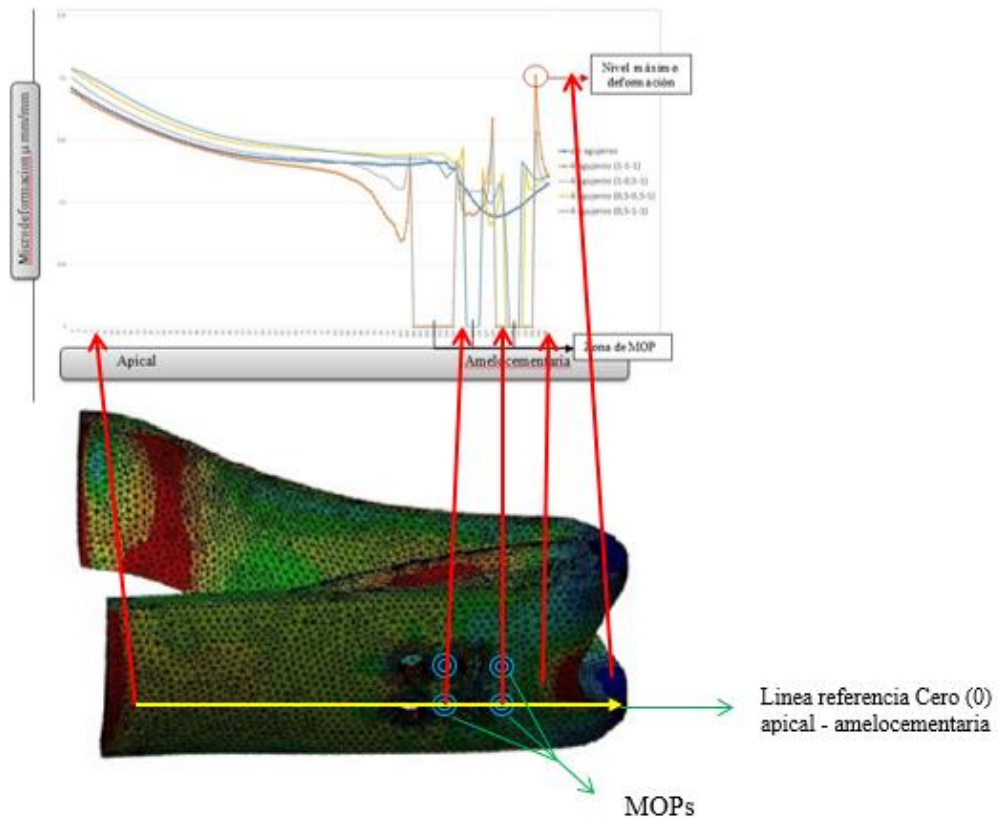


Fuente: Elaboración propia

Esta ilustración evidencia la distribución y las zonas de microdeformación unitaria principal que se producen en el modelo producto del movimiento generado en una escala de colores siendo rojo el máximo y azul oscuro el mínimo nivel de deformación.

Para la obtención de los niveles de deformación máxima principal con respecto a la cortical vestibular se estableció un punto de referencia cero (0) a nivel de la mitad de la cortical vestibular y se extendió hasta la unión amelocementaria pasando por las MOP, no se tuvo en cuenta toda la extensión de la pared vestibular para evitar la distorsión de la información obtenida. **Ver figura 16.**

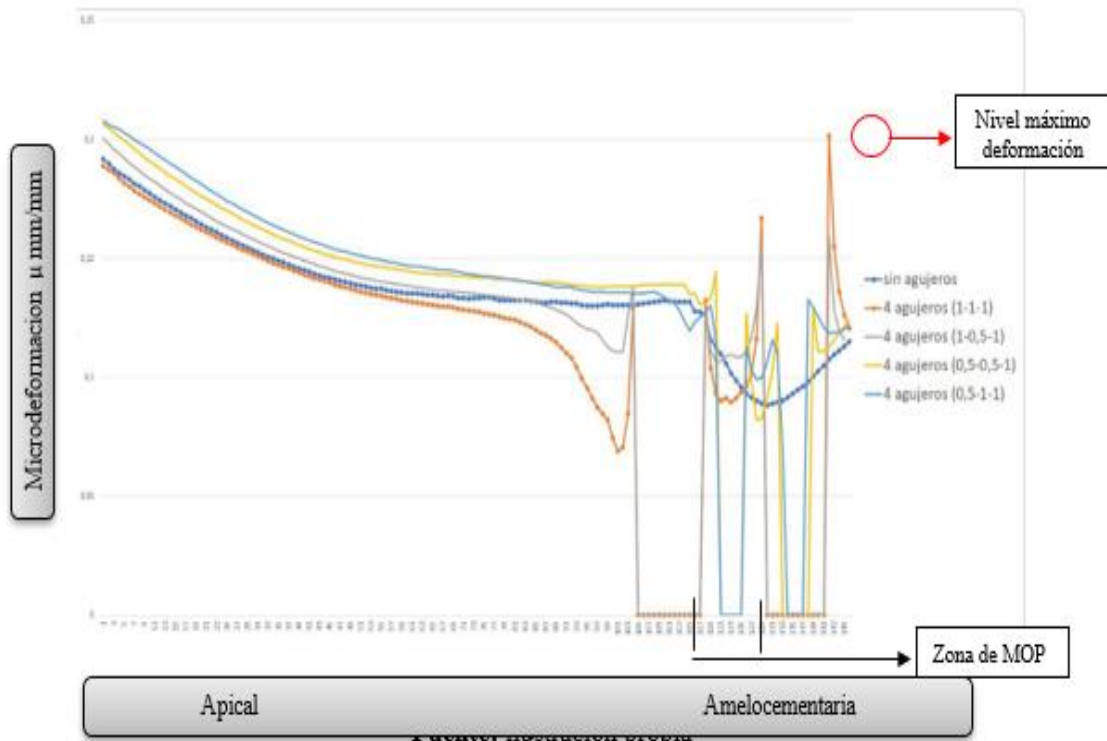
Figura 16 Método obtención de los niveles de deformación máxima principal



Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presentará la comparación de los múltiples modelos y sus resultados más relevantes con relación a efecto de las MOP sobre la cortical vestibular teniendo en cuenta el número el diámetro y la profundidad **Ver figuras 17, 18 y 19.**

Figura 17 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP



Fuente: Elaboración propia

En la anterior ilustración se puede apreciar la comparación del modelo de control sin MOP y 4 modelos con 4 MOP a diferentes profundidades y diámetro (0.5 y -1mm), el cual evidencio que el modelo de con MOP de 1 mm de diámetro y 1 mm de profundidad fue el que más niveles de micro-deformaciones presento siendo más activo hacia la unión amelocementaria. **Ver tabla 8.**

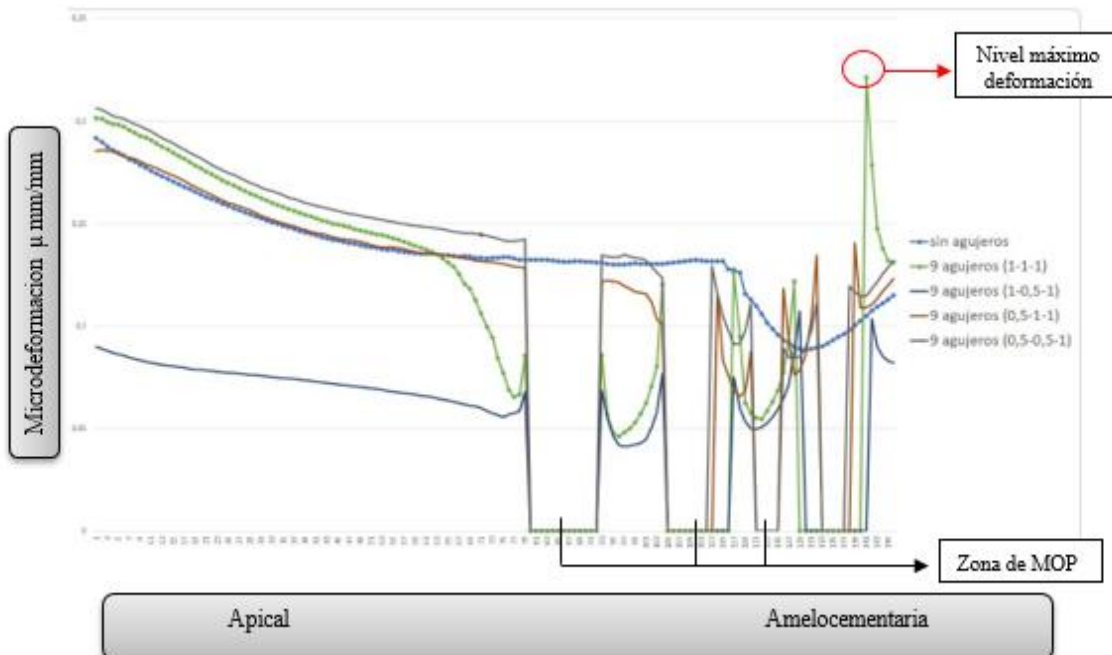
Tabla 9 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP

MODELO DE CONTROL SIN MOP Microdeformaciones [μ mm/mm]			
133			
4 MOP - Microdeformaciones [μ mm/mm]			
		Diámetro [mm]	
		0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	157,7	161
	1	147	268

4 MOP Incremento en %			
		Diámetro [mm]	
		0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	19%	21%
	1	11%	102%

Fuente: Elaboración propia

Figura 18 Micro-deformación Sin MOP vs 9 MOP



Fuente: Elaboración propia

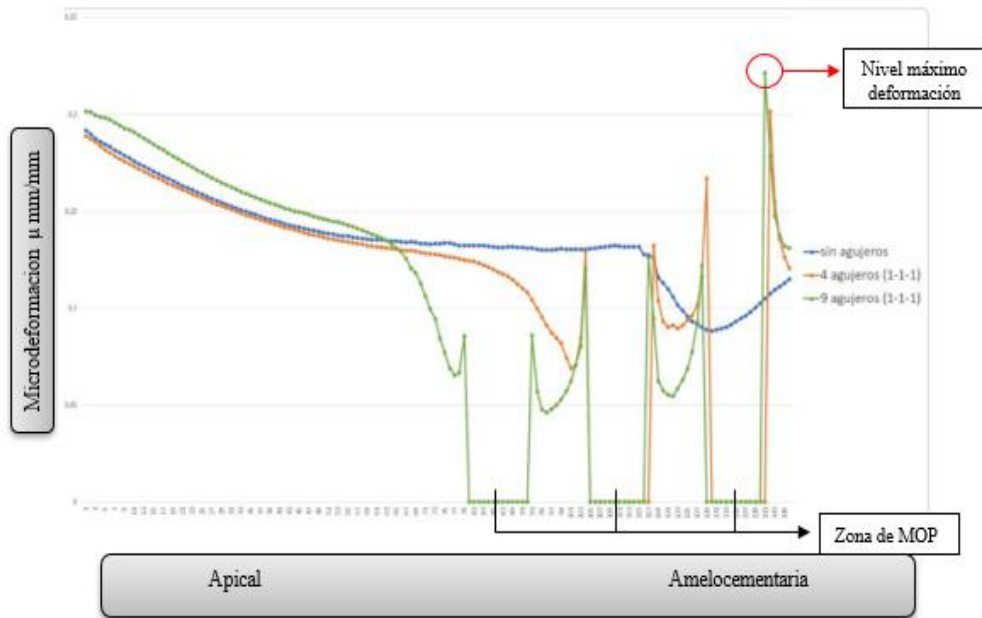
En la anterior ilustración se puede apreciar la comparación del modelo de control sin MOP y 4 modelos con 9 MOP a diferentes profundidades y diámetro, (0.5 y -1mm) el cual evidencio que el modelo de 9 con 1 mm de diámetro y 1 mm de profundidad fue quien más niveles de micro-deformaciones presento siendo más activo hacia la unión amelocementaria. **Ver tabla 9.**

Tabla 10 Micro-deformación Sin MOP vs 9 MOP

MODELO DE CONTROL Microdeformaciones [μ mm/mm]			
133			
9 MOP - Microdeformaciones [μ mm/mm]			
		Diámetro [mm]	
		0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	154,4	173,5
	1	189,6	230
9 MOP Incremento en %			
		Diámetro [mm]	
		0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	16%	30%
	1	43%	73%

Fuente: Elaboración propia

Figura 19 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP vs 9 MOP



Fuente: Elaboración propia

En la anterior ilustración se puede apreciar la comparación del modelo de control sin MOP y los modelos con 4 y 9 MOP con profundidad de 1mm y diámetro de 1 mm las cuales mostraron los más altos niveles de microdeformación obtuvieron el cual evidenció que el modelo de 4 MOP con 1 mm de diámetro y 1 mm de profundidad fue el modelo que más microdeformaciones presento siendo más activo hacia la unión amelocementaria, estableciendo que la diferencia entre ambos modelos en microdeformación fue del 29%.
Ver tabla 10.

Tabla 11 Micro-deformación Sin MOP vs 4 MOP vs 9 MOP

MODELO DE CONTROL Microdeformaciones [μ mm/mm]							
133							
4 MOP - Microdeformaciones [μ mm/mm]			9 MOP - Microdeformaciones [μ mm/mm]				
		Diámetro [mm]				Diámetro [mm]	
		0,5	1			0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	157,7	161	Profundidad [mm]	0,5	154,4	173,5
	1	147	268		1	189,6	230
4 MOP Incremento en %				9 MOP Incremento en %			
		Diámetro [mm]				Diámetro [mm]	
		0,5	1			0,5	1
Profundidad [mm]	0,5	19%	21%	Profundidad [mm]	0,5	16%	30%
	1	11%	102%		1	43%	73%

Fuente: Elaboración propia

9 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

De acuerdo al modelo numérico desarrollado en el presente estudio, la realización de MOP siempre amplifica y concentra las micro-deformaciones resultantes en el hueso cortical. Se cree que este aumento de las deformaciones activa la liberación de citoquinas las cuales a su vez inducen a la concentración de osteoclastos en el área para incrementar la tasa de reabsorción ósea y a la reducción temporal de la densidad ósea, estudios realizados sugieren que las MOP estimulan la expresión de marcadores de la inflamación (Teixeira y col 2010 (30) y Alikhani y col 2013(5)) haciendo que se desencadene una serie de eventos biológicas que se denomina la teoría bifásica del movimiento dental, en la cual tenemos una fase catabólica en la cual los osteoclastos reabsorben hueso tanto en el lado de tensión como en el de compresión y una fase anabólica que ocurre posteriormente para restaurar el hueso alveolar a sus niveles de pretratamiento (23). El presente estudio demuestra que existe un fenómeno mecánico de incremento en los niveles de deformación en el hueso, asociado al tratamiento con MOP. La relación de este fenómeno con el efecto biológico de incremento en la actividad ósea localizada pudiera ser causal o bien simplemente colaborativa. Ambos fenómenos coexisten cuando se aplica el tratamiento y se estimula la remodelación ósea.

Se evidencio que en la zona circundante de las MOP se presenta un aumento significativo de las micro-deformaciones, lo cual es generado por la injuria que se presenta en esta zona al realizar las MOP, desencadenando un proceso inflamatorio que induce a la activacion de mecanismos de remodelado óseo, tal y como se aprecia en la figura 3, lo cual corrobora con los resultados obtenidos por Rama S y col 2017 (31).

Los modelos con mayor profundidad en las MOP presentan aumento en los niveles de micro-deformación, esto asociado a que se produce un cambio en la arquitectura ósea por medio de la ruptura de la continuidad de la superficie, ocasionando una disminución en la densidad ósea, lo cual genera menor rigidez y mayor elasticidad en el hueso cortical (32).

De acuerdo con Alikhani (24) el proceso de remodelado óseo vestibular en un movimiento expansivo resulta beneficioso ya que se desencadena una respuesta biológica de reabsorción ósea a través de la concentración de osteoclastos lo que facilita la disminución de la densidad ósea y así, la reducción de los efectos secundarios durante este proceso, como lo son las dehiscencias óseas y la reabsorción radicular.

De acuerdo con lo encontrado en la literatura actual se ha podido evidenciar que las MOP son una herramienta útil en la realización de los tratamientos ortodóncicos como complemento a cualquier aparato de ortodoncia (brackets, alineadores plásticos o aparatos removibles como los expansores) (16) ya que el micro-trauma ocasionado por estas activa mecanismos de respuesta en los procesos de remodelación ósea durante los movimientos dentales (15).

Es importante comprender que la expansión transversal del maxilar es una alternativa terapéutica que presenta limitaciones biológicas y mecánicas, y esta depende de variables como, la edad del paciente y su crecimiento para determinar la viabilidad y éxito del tratamiento. El aspecto mecánico representa un reto para el clínico ya que el punto de aplicación de la fuerza (corona dental) se ubica lejos de centro de resistencia del diente, independientemente de que se realice la expansión transversal del maxilar con aparatos ortopédicos o alineadores plásticos. La aplicación de la fuerza en un punto alejado del centro de resistencia del diente genera una inclinación incontrolada de la corona, lo que puede llevar a defectos óseos como lo son las dehiscencias o fenestraciones óseas. Es por esto que los efectos catabólicos de las MOP durante expansión representan una ventaja ante los efectos secundarios mencionados anteriormente ya que este proceso biológico genera una disminución transitoria de la densidad ósea alveolar y la resistencia de la cortical permitiendo un movimiento expansivo de los dientes con menor inclinación incontrolada coronal y así una reducción de los efectos indeseados (16) lo cual se corrobora con los resultados obtenidos en nuestro estudio.

Las MOP que presentan mayor profundidad pueden generar un impacto mayor en el cambio de la densidad ósea para facilitar el movimiento, esto asociado a la realización de múltiples MOP puede dar origen a una respuesta biológica de remodelado óseo que permita que el hueso alveolar se mueva simultáneamente con los dientes tal y como lo menciona en sus estudios Alikhani y col 2017 (25) y como se evidenció en nuestros modelos, en los cuales la profundidad de las MOPS inducen a la aparición de mayor cantidad de micro deformaciones.

Las micro deformaciones máximas encontradas a nivel del borde de la cresta alveolar vestibular se asocian a la imposibilidad clínica de generar un “contra-momento” suficiente para contrarrestar la inclinación (movimiento en cuerpo) del diente hacia vestibular, lo que concuerda con los hallazgos de Houle JP (26), quien en su trabajo concluyó que el movimiento expansivo con alineadores plásticos se logra entre un 60% y 80% de lo que se había planeado inicialmente, debido a que la predicción se hace con base a un movimiento de traslación y sin tener en cuenta la restricción mecánica del tejido óseo sobre el movimiento, razón por la cual clínicamente se observa más un movimiento de inclinación que es poco predecible.

Zhao y col 2017 (27) evaluó la eficiencia de la expansión maxilar con alineadores plásticos y determinó que la expansión se logró mediante el movimiento hacia vestibular de los dientes posteriores con inclinación de estos. Además concluyó que la eficiencia de la expansión disminuye gradualmente desde el primer premolar hasta los segundos molares. Carvalho y col 2017 (28) en su estudio concluyeron que los expansores dento-soportados requieren de mayor activación (vueltas al tornillo expansor) para lograr el mismo efecto que los expansores óseo soportados, es decir, que cuando la carga se aplica directamente sobre la corona de los dientes se obtiene mayor movimiento de inclinación que de traslación; esta incompetencia biomecánica de los alineadores plásticos y expansores dento-soportados podría verse favorecida con los hallazgos de nuestro estudio que sugieren que la realización de MOP disminuyen la resistencia de la cortical ósea vestibular frente al movimiento expansivo.

Janovic y col 2015 (29) demostraron que el hueso cortical es el encargado de distribuir las cargas oclusales a nivel del maxilar anterior, mientras que en la región posterior del maxilar tanto el hueso cortical como el trabéculado son los encargados de distribuir estas cargas, razón por la cual es importante modelar ambos tipos de hueso tanto cortical como trabeculado ya que nos permite cuantificar con precisión el estrés y deformación que se presentan en estos tejidos, lo cual valida la construcción de nuestro modelo con sus respectivos tejidos (hueso cortical, hueso trabeculado, ligamento periodontal y diente) para acercarnos más a un entorno clínico real.

10 CONCLUSIONES

De acuerdo con los objetivos específicos establecidos concluimos que, a través de la construcción de un modelo básico de elementos finitos de un segundo premolar superior, incluyendo todos sus tejidos (hueso trabeculado, cortical, lámina dura, ligamento periodontal) se evidenció que la utilización de las MOPs produce micro deformaciones óseas que promueven un proceso de remodelación ósea en las zonas de microtrauma.

Al realizar la construcción de los modelos con diferentes configuraciones de MOP-s. Se encontró durante las simulaciones que si bien el número de MOPS no necesariamente aumenta la deformación principal máxima, sí genera gradientes mayores de deformación lo que puede también promover la remodelación ósea.

Con la simulación de los modelos con un desplazamiento de 0.2 mm y una carga de 2.6 N se encontró que las micro-deformaciones máximas se encuentran a nivel del borde de la cresta alveolar vestibular debido al contramomento que se estableció, el cual permitía 1° de inclinación del diente hacia vestibular, esto tratando de acercarnos a la realidad clínica, evidenciando así que si se ejerce un control sobre la magnitud del contramomento necesario para contrarrestar la inclinación se pueden generar defectos óseos a nivel vestibular como lo son las dehiscencias o fenestraciones.

Al realizarse la comparación de los efectos de la fuerza expansiva sobre el hueso cortical en todos los modelos se percibió que la deformación principal aumenta MARGINALMENTE con el diámetro para 0,5mm de profundidad, por lo cual a mayor profundidad de las MOPs mayores serán los niveles de micro deformación, y que el efecto combinado de diámetro y profundidad POTENCIA el aumento de deformación principal máxima.

11 RECOMENDACIONES

El FEM es un recurso de la ingeniería aplicada ampliamente utilizado en la investigación ortodóntica. Es un método no invasivo y preciso que proporciona datos cuantitativos y detallados en cuanto a las respuestas fisiológicas de los tejidos simulados mientras se tiene control de todas las variables. En nuestro estudio elegimos 9 configuraciones distintas de MOPs con sus respectivas variables y restricciones basados en lo que es razonable encontrar en la clínica, dado la gran cantidad de configuraciones posibles con sus respectivas variables **se sugiere que para un futuro estudio** se evalúen otras configuraciones con diferente número de MOPs por unidad de área, diferente disposición de las MOPs, MOPs a diferentes profundidades teniendo en cuenta que en nuestro estudio se evidenció que las MOPs con mayor profundidad generan mayores niveles de micro deformación, por lo tanto sería recomendable aumentar la profundidad de las MOPs involucrando tanto hueso cortical como trabecular para evaluar su comportamiento.

Respecto a los hallazgos de nuestro estudio sobre las micro-deformaciones máximas evidenciamos que estas se encuentran a nivel del borde de la cresta alveolar vestibular, es recomendable para futuros estudios variar el contramomento para así eliminar la inclinación de 1° de este estudio y así poder evaluar en qué lugar aumenta el nivel máximo de micro deformaciones cuando se tiene un movimiento de traslación del diente.

12 REFERENCIAS

1. Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element Simulation of Orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *J Biomech.* 1985;18(4):277-284.
2. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of Orthodontic Tooth Movements. *J Orofac Orthop.* 1990; 60(2):136-151.
3. Hohmann A, 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. *AJODO.* 2011;139(6):775-783.
4. Gómez JP, Peña FM, Ríos J. Efectos inmediatos de la micro-osteoperforación en el entorno mecánico local al aplicar una carga externa sobre el hueso alveolar: un estudio preliminar tridimensional de elementos finitos. [Tesis Especialización]Universidad Autónoma de Manizales; 2018.
5. Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, Teixeira C. Effect of Micro-Osteoperforations on the rate of Tooth Movement. *AJODO.* 2013;144(5):639-648.
6. Cai Y, Yang X, He B, Yao J. Finite Element method analysis of the Periodontal Ligament in Mandibular Canine movement with Transparent Tooth Correction Treatment. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):106.
7. Gómez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC. Initial force systems during bodily Tooth Movement with Plastic aligners and Composite attachments: a three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2015;85(3):454-460.

8. Yang C, Wang C, Deng F, Fan Y. Biomechanical effects of Corticotomy approaches on Dento-alveolar Structures during Canine Retraction. A 3-dimensional finite element analysis. *AJODO*. 2015;148(3):457-465.
9. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(2):119-125.
10. Mengoni M, Ponthot JP, Boman R. Mesh management methods in finite element simulations of Orthodontic tooth movement. *Med Eng Phys*. 2016;38(2):140-147.
11. Kravitz N, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A Prospective Clinical Study Evaluating the Efficacy of tooth Movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(1):27-35.
12. Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and Characterization of Thermoplastic Materials for Invisible Orthodontics. *Dent Mater J*. 2011;30(6):954-959.
13. Agarwal A, Mathur R. Maxillary Expansion. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2010; 3(3):139-146.
14. Ali SA, Miethke HR. Invisalign, an Innovative Invisible Orthodontic appliance to correct Malocclusions: Advantages and limitations. *Dent Update*. 2012;39(4) 254-256, 258-260.
15. Alikhani M, Alansari S, Sangsuwon C, Alikhani M, Chou MY, Alyami B, Teixeira CC. Micro-osteoperforations: Minimally invasive accelerate tooth movement. *Semin Orthod*. 2015;21(3):162-169.

16. Sangsuwon C, Alansari S, Nervina J, Teixeira CC, Alikhani M. Micro-osteoperforations in accelerated Orthodontics. *Clin Dent Rev*. 2018; 2(1):4.
17. Mata J, Zambrano F, Quiròs O, Farias M, Rondòn S, Lerner H. Expansión rápida de Maxilar en Maloclusiones Transversales: Revisión Bibliográfica. *Rev Latinoam Ortod Odontopediatria*. Ed electrónica 2007.
18. 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 Dentofacial Orthop*. 2009;135(3):316–322.
19. 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):657–665.
20. Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semiautomated method. *Proc Inst Mech Eng*. 2001;215:203–13.
21. Uhlir R, Mayo V, Lin PH, Chen S, Lee YT, Hershey G, Ko CC. Biomechanical characterization of the Periodontal Ligament: Orthodontic Tooth movement. *Angle Orthod*. 2017; 87(2):183-192.
22. Borak L, Florian Z, Bartakova S, Prachar P, Murakami N, Ona M, Wakabayashi N. Bilinear elastic property of the Periodontal Ligament for simulation using a finite element mandible model. *Dent Mater J*. 2011;30(4):448–454.

23. Alikhani M, Sangsuwon S, Alansari S, Nervina JM, Teixeira CC. Biphasic theory: breakthrough understanding of tooth movement. *J World Fed Orthod.* 2018;7(3):82-88.
24. Alikhani M. *Clinical Guide to Accelerated Orthodontics.* Springer Int Publishing AG; 2017. Capítulo 4. Catabolic effects of MOPs at different treatment stages. 43-79
25. Alikhani M. *Clinical Guide to Accelerated Orthodontics.* Springer Int Publishing AG; Capítulo 5. Anabolic effects of MOPs: Cortical Drifting 43-79.
26. Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with invisalign. *Angle Orthod.* 2017;87(1):19-24.
27. Zhao X, Wang HH, Yang YM, Tanf GH. Maxillary expansion efficiency with clear aligner and its possible influencing factors. *Chinese journal of Stomatology.* 2017;52(9): 543-548.
28. Carvalho Trojan L, González-Torres LA, Moreira Melo C, Barbosa de Las Casas E. Stresses and Strains Analysis using different Palatal Expander Appliances in upper Jaw and Midpalatal Suture. *Artif Organs.* 2017; 41 (6):E41-E51.
29. anovic A, Saveljic I, Vukicevic A, Nikolic D, Rakocevic Z, Jovicic G, Djuric M. Occlusal load distribution through the cortical and trabecular bone of the human mid-facial skeleton in Natural Dentition: A three-dimensional finite element study. *Ann Anat.* 2015; 197:16-23.

30. Teixeira C, Khoo E, Tran J, Chartres I, Liu Y, Thant L, Khabensky I, Gart L, Cisneros G, Alikhani M. Cytokine expression and accelerated tooth movement. *J Dent Res.* 2010; 89(10): 1135–1141.
31. Rama S, Sangmesh F, Jiwanasha A, Manish A, Lalita N, Vishwal K. A Comparative Evaluation of Effects of Micro-osteoperforations on Canine Retraction Using Finite Element Analysis: An In Vitro Study. *International Journal of Scientific Study.* 2018; 5(11): 49-52.
32. Dittmer KE, Firth EC. Mechanisms of bone response to injury. *J Vet Diagn Invest.* 2017;29(4):385-395.