



## Análisis de elementos finitos de los efectos biomecánicos de micro-osteoperforaciones del hueso cortical ante fuerzas expansivas

Juan Pablo Gómez Arango,\* Fabio Marcelo Peña Bustos,<sup>§</sup> David Alejandro Vega Arias,<sup>†</sup> Luis Felipe Gómez García<sup>†</sup>

\* Profesor asociado de Biomecánica Ortodóncica, Departamento de Salud Oral.

<sup>§</sup> Profesor asociado, Departamento de Mecánica y Producción.

<sup>†</sup> Residentes de Especialización en Ortodoncia, Departamento de Salud Oral.

Universidad Autónoma de Manizales, Caldas, Colombia.

### RESUMEN

**Introducción:** Las micro-osteoperforaciones (MOPs) son un procedimiento en el que se crean perforaciones en el hueso alrededor de los dientes para acelerar el movimiento dental durante el tratamiento de ortodoncia. **Objetivo:** Determinar los efectos biomecánicos de las MOPs del hueso cortical vestibular al aplicar una fuerza ortodóncica expansiva en un modelo de elementos finitos. **Material y métodos:** Se construyeron nueve modelos 3D de un premolar superior derecho: un modelo control; cuatro modelos para evaluar el efecto del número de perforaciones, dos modelos para evaluar el efecto de la profundidad de la perforación y dos modelos para evaluar el efecto del ancho de la perforación. Para establecer una comparación entre los modelos, se les aplicó una carga simulada de 2.6 Newton para imponerle un movimiento expansivo (0.20 mm) dirección vestibular, tomando en cuenta los patrones de esfuerzo y deformación unitaria en el hueso alveolar. **Resultados:** El modelo de elementos finitos evidenció que en las simulaciones con 4 y 9 MOPs se observó una tendencia creciente en el aumento de las microdeformaciones al aumentar el diámetro y la profundidad de las MOPs a 1 mm en siete de los ocho modelos. El modelo de cuatro MOPs con diámetro de 0.5 mm y profundidad de 1 mm se observó una disminución de las microdeformaciones. **Conclusiones:** La construcción de un modelo básico de elementos finitos de un segundo premolar superior evidenció que la utilización de las

MOPs produce un aumento de las microdeformaciones óseas que promueven el proceso de remodelación ósea en las zonas de microtrauma.

**Palabras clave:** Micro-osteoperforación, análisis de elementos finitos, expansión ortodóncica, movimiento dental.

### INTRODUCCIÓN

La realización de la expansión ortodóncica supone retos como efectos indeseados (fenestraciones y dehiscencias), incompetencia biomecánica y niveles de fuerzas inapropiados. Para hacer frente a estos problemas y con el fin de facilitar el movimiento ortodóncico, se han utilizado técnicas quirúrgicas como la osteotomía, la distracción osteogénica, la corticotomía y las micro-osteoperforaciones o microperforaciones (MOPs).

Las MOPs son 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. Es un método que genera una menor lesión quirúrgica y tiene una simplicidad técnica que facilita su utilización. Las MOPs producen una ruptura en la continuidad de la cortical, lo que genera una reducción de la densidad ósea. A nivel celular, se produce un aumento de las microdeformaciones, que genera un fenómeno denominado mecanotransducción, donde las señales de tipo mecánico desencadenan y aumentan respuestas de tipo biológico. Así se induce a la liberación de citocinas y quimiocinas que regulan los procesos de remodelación y aposición ósea suscitando el movimiento dental. Por lo anterior, la microdeformación se convierte

Recibido: Febrero 2020. Aceptado: Mayo 2020.

**Citar como:** Gómez AJP, Peña BFM, Vega ADA, Gómez GLF. Análisis de elementos finitos de los efectos biomecánicos de micro-osteoperforaciones del hueso cortical ante fuerzas expansivas. Rev Mex Ortodon. 2020; 8 (2): 104-112.

© 2020 Universidad Nacional Autónoma de México, [Facultad de Odontología]. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

en el estímulo mecánico más importante para aumentar la respuesta celular.

La creación de MOPs puede usarse en muchos escenarios clínicos diferentes gracias a la activación de los osteoclastos y la reducción temporal de la densidad ósea. Por ejemplo, en casos donde la densidad del hueso cortical es alta y el tratamiento de ortodoncia no podría producir resultados óptimos. El procedimiento puede utilizarse como complemento de cualquier aparato de ortodoncia, incluidos aparatos fijos, alineadores plásticos o aparatos removibles (como expansores y distalizadores).<sup>1</sup>

Por la misma razón, las MOPs pueden facilitar algunos movimientos difíciles de lograr en ortodoncia, constituyendo una técnica complementaria excelente durante la protracción o retracción de un solo diente o grupo de dientes. Es especialmente útil cuando un diente se mueve en un espacio edéntulo, donde el hueso alveolar es denso y poseía una cresta estrecha.<sup>2</sup>

### MATERIAL Y MÉTODOS

La fase de modelado geométrico tiene como propósito representar el premolar en términos de puntos, líneas y superficies. El modelo del diente fue obtenido a partir de la digitalización en 3D de un premolar superior derecho.<sup>3</sup>

Para evaluar el efecto del número, profundidad y diámetro de las perforaciones se construyeron nueve modelos, teniendo en cuenta que todas las perforaciones estarían separadas por 1 mm entre sí (Tabla 1).

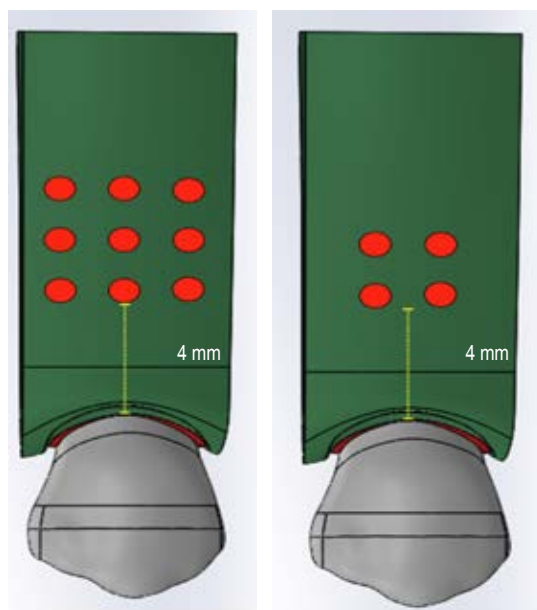
1. Un modelo de control sin MOPs.
2. Ocho modelos con 4 y 9 MOPs (Figura 1).

A cada modelo le fue aplicado una carga simulada de 2.644 N y un contramomento de 21.34 N/mm que permitió 1° de inclinación dental y se aplicó un movi-

**Tabla 1:** Listado de modelo de micro-osteoperforaciones.  
*List of micro-osteoperforations models.*

1	Modelo control sin MOPs
2	Modelo de 4 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 0.5 mm)
3	Modelo con 4 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 0.5 mm)
4	Modelo con 4 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 1.0 mm)
5	Modelo con 4 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 1.0 mm)
6	Modelo con 9 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 0.5 mm)
7	Modelo con 9 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 0.5 mm)
8	Modelo con 9 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 1.0 mm)
9	Modelo con 9 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 1.0 mm)

MOPs = micro-osteoperforaciones.



**Figura 1:** Modelos de microperforaciones, a la derecha con 9 MOPs y a la izquierda con 4 MOPs.  
MOPs = micro-osteoperforaciones.

*Models of microperforations, on the right with 9 MOPs and on the left with 4 MOPs.*

miento expansivo de 0.20 mm en dirección vestibular que indujo un desplazamiento en dirección palato-vestibular (X del modelo). La fuerza fue impuesta sobre la corona del diente, con el fin de lograr un movimiento más aproximado a la realidad clínica y a partir de estos datos realizar la simulación de los modelos con MOPs.

La comparación entre modelos fue establecida, teniendo en cuenta los patrones de esfuerzo y deformación unitaria en el hueso cortical.

Para la simulación, a cada estructura le fue asignada las propiedades mecánicas reportadas en la literatura para el material específico. Las estructuras tomadas en cuenta fueron el diente, el ligamento periodontal (PDL),<sup>4</sup> el hueso cortical y el hueso trabeculado. Las propiedades de los materiales utilizados en este estudio fueron tomadas a partir de estudios de elementos finitos realizados anteriormente (Tabla 2).<sup>5</sup>

### Modelación

1. Diente (premolar superior derecho): fue modelado con un material de comportamiento elástico lineal isotrópico y homogéneo, diferenciando esmalte y dentina. Las propiedades mecánicas fueron obtenidas de estudios anteriores.<sup>6</sup>

2. PDL: se definió 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.<sup>4</sup>
3. Hueso cortical y trabecular: se determinó como un material homogéneo con comportamiento elástico lineal isotrópico. Fueron contempladas las diferencias en la rigidez entre diferentes tipos de hueso, ya que se consideraron relevantes para los objetivos del estudio.

Las propiedades del hueso fueron asignadas de forma individual de acuerdo con la verdadera morfología del hueso, tal como se obtuvo de exploraciones de tomografía computarizada (CT) de Cattaneo et al.<sup>7</sup> De modo que la estructura del hueso, incluyendo las estructuras trabeculares, fueron modeladas en un nivel de tejido diferente.

En la simulación, la raíz del diente estuvo rodeada por una capa uniforme de 0.3 mm de espesor que representó el PDL, que a su vez estuvo rodeada por otra capa de un espesor promedio de 0.8 mm que representó la lámina dura.<sup>8</sup>

El modelo fue construido con todos los tejidos de soporte, el hueso trabecular, el hueso cortical (la lámina dura y la cortical se combinaron en un único sólido con las mismas propiedades), el PDL y el diente.

La geometría del hueso alveolar, tanto trabecular como cortical, y el PDL fueron construidos en un ensamblaje descendente, a partir del modelo de diseño asistido por computadora (CAD) del diente, mediante el programa SolidWorks® 2018.

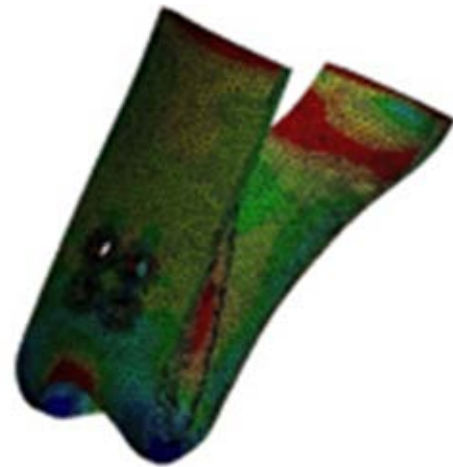
Posteriormente, la geometría del modelo CAD fue importado al programa de elementos finitos ANSYS 19 R1®.

## Enmallado

El enmallado del modelo en estos estudios biomecánicos utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos de 10 nodos (SOLID187 ANSYS®). Los modelos requirieron que en las zonas de los orificios fuese

**Tabla 2:** Propiedades asignadas a hueso (cortical y trabecular).  
*Properties assigned to cortical and trabecular bone.*

Tipo de material	Módulo de Young (MPa)	Razón de Poisson
Hueso cortical	15,000	0.30
Hueso trabecular	1,370	0.31
Diente (premolar superior derecho)	18,600	0.30
Ligamento periodontal	0.303	0.45



**Figura 2:** Modelo 4 (1-1-1) MOPs. Se 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. Nivel de deformación: rojo indica el máximo y azul oscuro el mínimo. MOPs = micro-osteoperforaciones.

*4 MOPs CAD model (1-1-1). The distribution and the main unitary micro-deformation zones, which are produced in the model as a result of the generated movement, are shown on a colour scale. Deformation level: red indicates the maximum and dark blue the minimum.*

realizado 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 3](#).

## Condiciones de contacto

En ANSYS 19 R1® la condición de unión rígida fue establecida sin desplazamiento relativo (*bonded*) en las siguientes interfaces: 1) la interfase diente-ligamento periodontal: presentó un tipo de unión sin desplazamiento relativo. 2) La interfase ligamento periodontal-hueso cortical: presentó un tipo de unión sin desplazamiento relativo. 3) La interfase hueso cortical-hueso trabecular: presentó un tipo de unión sin desplazamiento relativo.

## Sistema coordenado

Un sistema coordenado estableciendo el eje X en dirección vestibular, el eje Y en dirección coronal y el eje Z en dirección distal fue elegido.

## Simulación del movimiento del diente

Se impuso una fuerza de 2.644 N y un contramomento de 21.34 N/mm que indujo a un desplazamiento

to de 0.20 mm en dirección palato-vestibular. La fuerza se impuso sobre la corona del diente con el fin de lograr un movimiento más aproximado a la realidad clínica y basado en dichos datos, la simulación de los modelos con MOPs fue realizada. Los patrones de desplazamiento del premolar mostraron el cambio de ubicación en los desplazamientos máximos y mínimos en cada caso, y la distribución de esfuerzos y deformaciones fueron obtenidos.

**Consideraciones éticas**

De acuerdo con la resolución No. 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 fue llevado a cabo en personas, por lo tanto, no existen implicaciones de tipo ético.

**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 MOPs sobre el hueso cortical vestibular al aplicar una carga ortodóntica expansiva se realizó una comparación de modelos con 4 y 9 MOPs (Figura 2), con profundidades de 1 y 0.5 mm, y diámetros de 1 y 0.5 mm con relación al modelo control sin MOPs. Se analizaron los niveles de microdeformación unitaria principal en la zona y sus efectos alrededor de las MOPs obteniendo los resultados de las deformaciones principales descritos en la Tabla 4.

Se estableció una condición de soporte fijo en la base del hueso cortical hacia el extremo apical, y la zona lateral tuvo la condición de soporte sin fricción como se observa en la Figura 3. A partir de esto se evaluó la microdeformación en el hueso cortical de

**Tabla 4:** Niveles máximos de microdeformación principal. *Maximum principal microdeformation levels*

	Modelo	Microdeformaciones (μ mm/mm)
1	Modelo control sin MOPs	133.0
2	Modelo de 4 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 1.0 mm)	268.6
3	Modelo con 4 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 0.5 mm)	161.0
4	Modelo con 4 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 1.0 mm)	147.0
5	Modelo con 4 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 0.5 mm)	157.7
6	Modelo con 9 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 1.0 mm)	230.0
7	Modelo 9 MOPs (diámetro 1.0 mm, profundidad 0.5 mm)	173.5
8	Modelo con 9 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 1.0 mm)	189.6
9	Modelo con 9 MOPs (diámetro 0.5 mm, profundidad 0.5 mm)	154.4

MOPs = micro-osteoperforaciones.

todos los modelos. Las 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 fue menor de 5%.

**DISCUSIÓN**

De acuerdo con el modelo numérico desarrollado en el presente estudio, la realización de MOPs siempre amplifican y concentran las microdeformaciones resultantes en el hueso cortical.

Los estudios realizados por Alikhani et al. sugieren que las MOPs estimulan la expresión de marcadores de la inflamación haciendo que se desencadene una serie de eventos. De acuerdo a su propuesta, se presenta una fase catabólica en la cual los osteoclastos reabsorben hueso en ambos lados de tensión y compresión. Posteriormente, ocurre una fase anabólica que para restaurar el hueso alveolar a sus niveles de pretratamiento.<sup>9</sup>

El presente estudio muestra que existe un fenómeno mecánico de incremento en los niveles de deformación en el hueso asociado al tratamiento con MOPs. La relación de este fenómeno con el efecto biológico de incremento en la actividad ósea localizada, ya sea causal, o bien, colaborativa.

Se evidenció que en la zona circundante de las MOPs se presentan perturbaciones, provocando un au-

**Tabla 3:** Número de nodos y elementos. *Number of nodes and elements.*

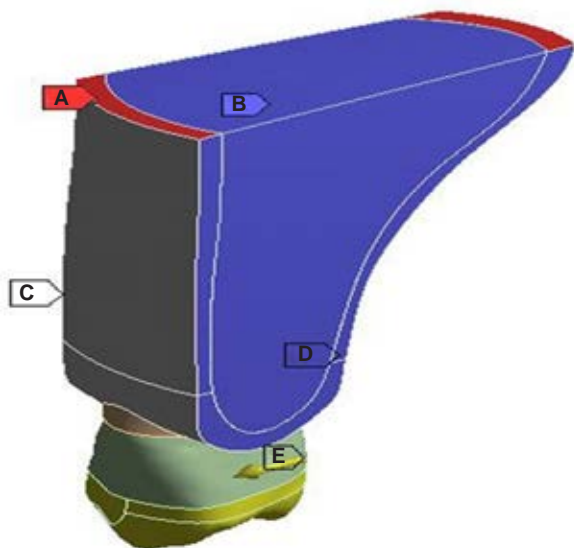
Parte	Nodos	Elementos
Premolar	49,173	24,592
PDL	31,791	31,791
Trabeculado	77,691	52,355
Cortical	175,132	111,871
Total	333,787	220,609

mento de las microdeformaciones, lo que genera la mecanotransducción y desencadena la respuesta celular.<sup>10</sup>

Los modelos con MOPs de mayor profundidad presentan mayores niveles de microdeformación, asociado a una disminución en la densidad ósea, lo cual produce menor rigidez y mayor elasticidad en el hueso cortical. Alikhani<sup>11</sup> indica que los procesos de remodelación ósea vestibular en un movimiento expansivo resultan beneficiosos, porque se da una respuesta biológica en la disminución de la densidad ósea. Facilitando la disminución de fenestraciones y dehiscencias óseas, y las reabsorciones radiculares.

El microtrauma ocasionado por las MOPs activa los mecanismos biológicos de remodelación ósea durante los movimientos dentales,<sup>12</sup> evidenciando las MOPs como una herramienta útil en la realización de los tratamientos ortodónticos.

Las microdeformaciones máximas encontradas a nivel del borde de la cresta alveolar vestibular se asocian a la imposibilidad clínica de generar el suficiente «contramomento» para contrarrestar la inclinación del diente en dirección vestibular. Lo cual que concuerda con los hallazgos de Houle et al,<sup>13</sup> donde concluyen que el movimiento expansivo con alineadores plásticos se logra entre 60 y 80% con respecto a la predicción que se hace con base en



**Figura 3:** Condiciones de frontera y restricciones. **A)** Apoyo fijo. **B)** Apoyo sin fricción. **C)** Apoyo sin fricción 2. **D)** Apoyo sin fricción 3. **E)** Desplazamiento.

*Boundary conditions and restrictions. A) Fixed support. B) Frictionless support. C) Frictionless support 2. D) Frictionless support 3. E) Displacement.*

un movimiento de traslación y sin tener en cuenta la restricción mecánica del tejido óseo sobre el movimiento.

Zhao et al,<sup>14</sup> en 2017, evaluaron la eficiencia de la expansión maxilar con alineadores plásticos y determinaron que la expansión se logró mediante el movimiento en dirección vestibular de los dientes posteriores con su respectiva inclinación. Es decir, el aumento del ancho intermolar planeado de expansión tiene una influencia significativa en la eficiencia de la expansión a nivel premolar.

Carvalho Trojan et al<sup>15</sup> hicieron referencia a la expansión maxilar con el uso de expansores tradicionales y concluyeron que los expansores dentosportados requieren de mayor activación para lograr el mismo efecto que los expansores oseosportados.

Cuando de elementos finitos se trata, se deben modelar ambos tipos de hueso tanto el cortical como el trabecular siempre que se desee cuantificar la deformación.<sup>16</sup> Este hallazgo ayuda al ortodoncista a crear estrategias para mejorar los resultados del plan de tratamiento, además que valida la construcción de nuestro modelo con sus respectivos tejidos para acercarnos más a un entorno clínico real.

## CONCLUSIONES

1. La utilización de las MOPs amplifica y concentra las microdeformaciones óseas locales en el hueso cortical vestibular durante la expansión maxilar. El número de MOPs no necesariamente aumenta la deformación principal máxima, lo que sí genera son gradientes mayores.
2. Con las cargas clínicas típicas, las microdeformaciones máximas se encuentran a nivel del borde de la cresta alveolar vestibular. Las MOPs con mayor profundidad generan mayores niveles de microdeformación.
3. La deformación principal aumenta muy poco con la profundidad de 0.5 mm. El efecto combinado de diámetro y profundidad de las MOPs amplifica el efecto de aumento de deformación principal máxima.

## Original research

### Finite element analysis of the biomechanical effects of micro-osteoperforations of cortical bone under expansive forces

Juan Pablo Gómez Arango,\*  
 Fabio Marcelo Peña Bustos,§  
 David Alejandro Vega Arias,¶  
 Luis Felipe Gómez García¶

\* Profesor asociado de Biomecánica Ortodóncica, Departamento de Salud Oral.

§ Profesor asociado, Departamento de Mecánica y Producción.

¶ Residentes de Especialización en Ortodoncia, Departamento de Salud Oral.

Universidad Autónoma de Manizales, Caldas, Colombia.

## ABSTRACT

**Introduction:** Micro-osteoperforations (MOPs) are a procedure in which perforations are created in the bone around the teeth to accelerate tooth movement during orthodontic treatment. **Objective:** To determine the biomechanical effects of MOPs on the vestibular cortical bone when an expansive orthodontic force is applied in a finite element model. **Material and methods:** Nine 3D models of a right upper premolar were constructed: one control model; four models to evaluate the effect of the number of perforations, two models to evaluate the effect of the depth of the perforation and two models to evaluate the effect of the width of the perforation. To establish a comparison between the models, a simulated load of 2.6 Newton was applied to impose an expansive movement (0.20 mm) in the vestibular direction, taking into account the stress and unit strain patterns in the alveolar bone. **Results:** The finite element model showed that the simulations with 4 and 9 MOPs showed an increasing trend in the increase of micro-deformations as the diameter and depth of the MOPs increased to 1 mm in 7 of the 8 models. The 4 MOPs model with diameter of 0.5 mm and depth of 1 mm a decrease in microdeformations was observed. **Conclusions:** The construction of a basic finite element model of an upper second premolar evidenced that the use of MOPs produces an increase in bone microdeformations that promote the bone remodelling process in the areas of microtrauma.

**Keywords:** Micro-osteoperforation, finite element analysis, orthodontic expansion, dental movement.

## INTRODUCTION

The performance of orthodontic expansion poses challenges such as undesirable effects (fenestrations and dehiscence), biomechanical incompetence, and inappropriate force levels. To address these problems and in order to facilitate orthodontic movement, surgical techniques have been used such as osteotomy, distraction osteogenesis, corticotomy and micro-osteoperforations (MOPs).

MOPs are a procedure in orthodontics in which holes are created in the bone around the teeth to accelerate tooth movement during orthodontic treatment. It is a method that generates less surgical injury and has a technical simplicity that facilitates its use. MOPs produce a rupture in the cortical continuity, which generates a reduction in bone density. At the cellular

level, there is an increase in microdeformations, which generates a phenomenon called mechanotransduction where mechanical signals trigger and increase biological responses. This induces the release of cytokines and chemokines that regulate the processes of bone remodelling and apposition leading to tooth movement. Therefore, microdeformation becomes the most important mechanical stimulus to increase the cellular response.

The creation of MOPs can be used in many different clinical scenarios by activating osteoclasts and temporarily reducing bone density. For example, in cases where cortical bone density is high and orthodontic treatment would not be able to produce optimal results. The procedure can be used as a complement to any orthodontic appliance, including fixed appliances, plastic aligners or removable appliances (such as expanders and distalizers).<sup>1</sup>

For the same reason, MOPs can facilitate some difficult orthodontic movements and are an excellent adjunctive technique during protraction or retraction of a single tooth or group of teeth. It is especially useful when a tooth is moved in an edentulous space where the alveolar bone is dense and had a narrow ridge.<sup>2</sup>

## MATERIAL AND METHODS

The geometric modelling phase aims to represent the premolar in terms of points, lines and surfaces. The tooth model was obtained from 3D scanning of an upper right premolar.<sup>3</sup>

To evaluate the effect of the number, depth and diameter of the perforations, nine models were constructed, taking into account that all perforations would be 1 mm apart (*Table 1*).

1. One control model without MOPs.
2. Eight models with 4 and 9 MOPs (*Figure 1*).

A simulated load of 2.644 N and a counter moment of 21.34 N/mm was applied to each model, which allowed 1° of dental inclination and an expansive movement of 0.20 mm was applied in the vestibular direction, which induced a displacement in the palatal-vestibular direction (X of the model). The force was imposed on the crown of the tooth in order to achieve a movement closer to clinical reality and from this data to simulate the models with MOPs.

The comparison between models was established, taking into account the stress and unit strain patterns in cortical bone.

For the simulation, each structure was assigned the mechanical properties reported in the literature for the

specific material. The structures taken into account were the tooth, periodontal ligament (PDL),<sup>4</sup> cortical and trabecular bone. The properties of the materials used in this study were taken from previous finite element studies (Table 2).<sup>5</sup>

### Modelling

1. Tooth (upper right premolar): it was modelled with a material of isotropic and homogeneous linear elastic behaviour, differentiating enamel and dentine. The mechanical properties were obtained from previous studies.<sup>6</sup>
2. PDL: it was defined as a homogeneous, isotropic, non-linear elastic material with a unit stress-strain function calculated from data reported in Toms and Eberhardt.<sup>4</sup>
3. Cortical and trabecular bone: these were determined as a homogeneous material with isotropic linear elastic behaviour. Differences in stiffness between different bone types were taken into account, as they were considered relevant to the objectives of the study.

Bone properties were individually assigned according to the true bone morphology as obtained from CT scans by Cattaneo et al.<sup>7</sup> So the bone structure, including trabecular structures, was modelled at a different tissue level.

In the simulation, the tooth root was surrounded by a uniform 0.3 mm thick layer representing the PDL, which in turn was surrounded by another layer with an average thickness of 0.8 mm representing the lamina dura.<sup>8</sup>

The model was constructed with all the supporting tissues, the trabecular bone, cortical bone (the lamina dura and the cortical plates were combined into a single solid with the same properties), the PDL and the tooth.

The geometry of the alveolar bone, both trabecular and cortical, and the PDL were constructed in a top-down assembly from the computer-aided design (CAD) model of the tooth using SolidWorks® 2018.

Subsequently, the geometry of the CAD model was imported into the finite element program ANSYS 19 R1®.

### Meshing

The meshing of the model in these biomechanical studies used ten-node quadratic tetrahedral elements (SOLID187 ANSYS®). The models required mesh refinement in the hole areas in order to give the most accurate results. The number of nodes and elements is shown in Table 3.

### Contact conditions

In ANSYS 19 R1® the rigid bond condition was established without relative displacement (bonded) at the following interfaces: 1) The tooth-periodontal ligament interface: presented a bond type without relative displacement. 2) The periodontal ligament-cortical bone interface: it presented a bond type without relative displacement. 3) The cortical bone-trabecular bone interface: presented a type of junction without relative displacement.

### Coordinate system

A coordinate system setting the X-axis in the vestibular direction, the Y-axis in the coronal direction and the Z-axis in the distal direction was chosen.

### Simulation of tooth movement

A force of 2.644 N and a counter moment of 21.34 N/mm was imposed which induced a displacement of 0.20 mm in the palatal-vestibular direction. The force was imposed on the crown of the tooth in order to achieve a movement closer to clinical reality and based on these data, the simulation of the models with MOPs was performed. The displacement patterns of the premolar, showing the change of location at the maximum and minimum displacements in each case, and the distribution of stresses and deformations were obtained.

### Ethical considerations

In accordance with resolution No. 008430 of 1993 of the Ministry of Health of the Republic of Colombia, this research project is classified as non-risk, as it was not carried out on humans, therefore, there are no ethical implications.

## RESULTS

The *Universidad Autónoma de Manizales* acquired a full-scale point cloud from TurboSquid® of the entire permanent human dentition. Anthropometric measurements of cortical bone and lamina dura were taken in order to make the different CAD solids and to be able to define each tissue in detail.

In order to evaluate the effect of MOPs on the vestibular cortical bone when applying an expansive orthodontic load, a comparison of models with 4 and 9 MOPs with depths of 1 and 0.5 mm, and diameters of 1 and 0.5 mm was carried out in relation to the control

model without MOPs (Figure 2). The levels of principal unit microstrain in the zone and its effects around the MOPs were analysed and the results of the principal deformations described in Table 4 were obtained.

A fixed support condition was established at the base of the cortical bone towards the apical end, and the lateral zone had the frictionless support condition as shown in Figure 3. From this, the micro-strain in the cortical bone of all models was evaluated. The boundary and edge conditions were applied to all models in order to compare them with each other. The percentage deviation between the number of nodes of one model and another was less than 5%.

## DISCUSSION

According to the numerical model developed in the present study, the performance of MOPs always amplifies and concentrates the resulting microdeformations in cortical bone.

Studies by Alikhani et al. suggest that MOPs stimulate the expression of inflammatory markers triggering a series of events. According to their proposal, a catabolic phase occurs in which osteoclasts resorb bone on both the tension and compression sides. Subsequently, an anabolic phase occurs to restore the alveolar bone to its pre-treatment levels.<sup>9</sup>

The present study shows that there is a mechanical phenomenon of increased levels of bone deformation associated with treatment with MOPs. The relationship of this phenomenon with the biological effect of increased localised bone activity could be causal or collaborative.

It was shown that disturbances occur in the area surrounding the MOPs, causing an increase in microdeformations, which generates mechanotransduction and triggers the cellular response.<sup>10</sup>

Models with deeper MOPs have higher levels of microdeformation, associated with a decrease in bone density, resulting in lower stiffness and higher elasticity in cortical bone. Alikhani<sup>11</sup> indicates that vestibular bone remodelling processes in an expansive movement are beneficial because there is a biological response to the decrease in bone density. This facilitates the reduction of fenestrations and bone dehiscence and root resorption.

The microtrauma caused by MOPs activates the biological mechanisms of bone remodelling during dental movements,<sup>12</sup> making MOPs a useful tool in orthodontic treatment.

The maximum microdeformations found at the level

of the vestibular alveolar ridge edge are associated with the clinical impossibility of generating sufficient «counter momentum» to counteract tooth inclination in the vestibular direction. This is consistent with the findings of Houle et al,<sup>13</sup> who conclude that expansive movement with plastic aligners is achieved between 60 and 80% of predicted translational movement, regardless of the mechanical restriction of bone tissue on movement.

Zhao et al. in 2017<sup>14</sup> evaluated the efficiency of maxillary expansion with plastic aligners and determined that expansion was achieved by movement in the vestibular direction of the posterior teeth with their respective inclination. In other words, increasing the planned intermolar width of expansion has a significant influence on the efficiency of expansion at the premolar level.

Carvalho Trojan et al.<sup>15</sup> referred to maxillary expansion with the use of traditional expanders and concluded that tooth-borne expanders require more activation to achieve the same effect as bone-borne expanders.

When it comes to finite element modelling, both cortical and trabecular bone types should be modelled whenever deformation quantification is desired.<sup>16</sup> This finding helps the Orthodontist to create strategies to improve treatment plan outcomes and validates the construction of our model with its respective tissues to get closer to a real clinical setting.

## CONCLUSIONS

1. The use of MOPs amplifies and concentrates local bony microdeformations in the vestibular cortical bone during maxillary expansion. The number of MOPs does not necessarily increase the maximum principal deformation, but it does generate larger gradients.
2. With typical clinical loads the maximum microdeformations are at the level of the vestibular alveolar ridge edge. Deeper MOPs generate higher levels of microdeformation.
3. The principal deformation increases very little with 0.5 mm depth. The combined effect of diameter and depth of the MOPs amplifies the effect of increased maximum principal deformation.

## REFERENCIAS/REFERENCES

1. Sangsuwon C, Alansari S, Nervina J, Teixeira CC, Alikhani M. Micro-osteoperforations in accelerated orthodontics. *Clin Dent Rev.* 2018; 2 (1): 4.
2. 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.
3. 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.
  4. 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.
  5. 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.
  6. 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.
  7. Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method. *Proc Inst Mech Eng H*. 2001; 215 (2): 203-213.
  8. 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.
  9. 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.
  10. Dittmer KE, Firth EC. Mechanisms of bone response to injury. *J Vet Diagn Invest*. 2017; 29 (4): 385-395.
  11. Alikhani M. *Clinical guide to accelerated orthodontics*. Springer Int Publishing AG; Capítulo 4. Catabolic effects of MOPs at different treatment stages. 2017, 43-79.
  12. 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.
  13. Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with invisalign. *Angle Orthod*. 2017; 87 (1): 19-24.
  14. Zhao X, Wang HH, Yang YM, Tang GH. Maxillary expansion efficiency with clear aligner and its possible influencing factors. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2017; 52 (9): 543-548.
  15. 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.
  16. Janovic 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.

*Correspondencia / Correspondence:*  
**Juan Pablo Gómez Arango**  
**E-mail:** jgomez@autonoma.edu.co