



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO  
BIOMECÁNICO DE MINI-IMPLANTES DE  
DIFERENTE DISEÑO MEDIANTE EL ANÁLISIS DE  
ELEMENTOS FINITOS**

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN  
ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

**CD. Paola Judith Lolo Rojas**

Lima – Perú

2018

**ASESOR**

**Mg. Esp. CD. José Antonio Vidalón Castilla**

*Departamento Académico del Niño y el Adolescente*

## **JURADO EXAMINADOR**

**COORDINADOR DEL JURADO** : Dr. Mg. Esp. CD. Abraham Meneses López

**PROFESOR CALIFICADOR 1** : Esp. CD. Jorge Melgar Gutiérrez

**PROFESOR CALIFICADOR 2** : Mg. Esp. CD. Orlando Tuesta Da Cruz

**FECHA DE SUSTENTACIÓN** : 20 de Septiembre del 2018

**CALIFICATIVO** : APROBADO

## ***DEDICATORIA***

*A mis padres, Marino y Judith por su amor incondicional y por brindarme lo mejor de ellos.*

*A mi hermano Enrique, por ser una alegría y creer siempre en mí.*

*A mi familia y amigos, por demostrarme su cariño y aliento.*

## **AGRADECIMIENTOS**

*Le agradezco a Dios, porque me ha permitido culminar una meta importante en mi vida, otorgándome salud y bendiciones día a día.*

*Mi más sincero y profundo agradecimiento al Dr. José Vidalón, mi asesor de tesis, por sus siempre oportunas orientaciones e inestimable apoyo en la elaboración de la presente investigación.*

*Quiero agradecer al Ing. Jorge Alencastre y al Ing. Ernesto Ñahuiz, del Departamento Académico de Ingeniería - Sección Ingeniería Mecánica de la Pontificia Universidad Católica del Perú, por su ayuda en la ejecución y hacer posible la realización del presente trabajo.*

*A cada uno de los docentes del Departamento de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, por todas las enseñanzas impartidas durante estos tres años de aprendizaje constante.*

*Por supuesto, a mis padres y hermano, por guiarme en la vida y siempre animarme a cumplir mis sueños.*

*A mis amigos más cercanos, porque siempre han estado ahí, en los buenos y en los malos momentos y a pesar de la distancia.*

*Y por último, mi agradecimiento también para todas aquellas personas que sienten gran estima hacia mí y creen en mis logros.*

## RESUMEN

**Introducción:** Los mini-implantes ortodónticos actualmente se utilizan en diversas mecánicas de anclaje para el tratamiento de las maloclusiones. Diversos estudios han sugerido que las fuerzas excesivas en el hueso circundante a estos dispositivos pueden causar necrosis, comprometer su estabilidad e incluso fracturas del dispositivo. Por lo tanto, conocer los valores de la tensión, deformación y desplazamiento de los mini-implantes nos da información precisa a cerca de la estabilidad e integridad de estos. **Objetivo:** La presente investigación tuvo como objetivo evaluar el comportamiento biomecánico de mini-implantes de diferente diseño mediante el análisis de elementos finitos. **Métodos:** La metodología desarrollada en el estudio fue mediante simulaciones con el análisis de elementos finitos, los mini-implantes utilizados fueron DEWIMED 6, 7 y 8 mm y AARHUS 6 y 8 mm; los cuales presentan un diseño y diámetro diferente. Los mini-implantes fueron diseñados en 2D con el programa el software AutoCAD® Mechanical respecto a la información brindada por los fabricantes. Posteriormente, para los modelos matemáticos en 3D se recreó la geometría de cada uno de ellos y generó un modelo óseo cilíndrico (4mm de diámetro) con dos partes representando hueso cortical y esponjoso, estos se combinaron con el software Autodesk Simulation Mechanical 2017® ubicando a los mini-implantes a 50°, 70° o 90° respecto al hueso para aplicarle una fuerza de 2N, finalmente se registraron los valores de tensión, deformación y desplazamiento generados en el mini-implante. **Resultados:** En todos los mini-implantes evaluados, el valor de tensión máximo se ubicó en las espiras superiores alrededor del hueso cortical, ubicado del lado contrario al sentido de la aplicación de fuerza y aumentó cuando el ángulo de inserción fue de 50°. Con respecto a la deformación y desplazamiento del mini-implante, los valores fueron proporcionales al ángulo de inserción. **Conclusiones:** Los valores de tensión, deformación y desplazamiento generados en la estructura del mini-implante incrementaron cuando el ángulo de inserción disminuía respecto a la cortical ósea.

**PALABRAS CLAVE:** *Ortodoncia, métodos de anclaje en ortodoncia, mini-implantes, simulación por computador, análisis de elementos finitos, fenómenos biomecánicos.*

## ABSTRACT

**Introduction:** Orthodontic mini-implants are currently used in various anchorage mechanics for the treatment of malocclusions. Several studies have suggested that excessive forces in the bone surrounding these devices can cause necrosis, compromise stability and even fractures of the device. Therefore, knowing the values of the stress, strain and displacement of the mini-implants gives us indications of the stability and integrity of these. **Objective:** The aim of this investigation was to evaluate the biomechanical behavior of mini-implants of different design through the analysis of finite elements. **Methods:** The methodology developed in the study was through simulations with the analysis of finite elements, the mini-implants used were DEWIMED 6, 7 and 8 mm and AARHUS 6 and 8 mm; which have a different design and diameter. The mini-implants were designed in 2D with the AutoCAD<sup>®</sup> Mechanical software program respect to the information provided by the manufacturers. Later, for 3D mathematical models, the geometry of each of them was recreated and generated a cylindrical bone model (4mm in diameter) with two parts represented cortical and spongy bone, these were combined with Autodesk Simulation Mechanical 2017<sup>®</sup> software placing the mini-implants at 50°, 70° or 90° with respect to the bone to apply a force of 2N, finally the stress, strain and displacement values generated in the mini-implant were recorded. **Results:** In all the mini-implants evaluated, the highest stress value was located in the upper turns around the cortical bone, located on the opposite side to the direction of application of force and increased when the inclination was 50°. About strain and displacement of the mini-implant, the values were proportional to the insertion angle. **Conclusions:** The values of tension, deformation and displacement generated in the structure of the mini-implant increased when the angle of insertion decreased with respect to the cortical bone.

**KEY WORDS:** *Orthodontics, anchoring methods in orthodontics, mini-implants, computer simulation, finite element analysis, biomechanical phenomena.*

## ÍNDICE DE TABLAS

		<b>Pág.</b>
<b>Tabla N°1.</b>	Valores de tensión generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño	33
<b>Tabla N°2.</b>	Valores de deformación generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño	33
<b>Tabla N°3.</b>	Valores de desplazamiento generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño	33

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

		<b>Pág.</b>
<b>Gráfico N°1.</b>	Tensión generada en los 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.	34
<b>Gráfico N°2.</b>	Deformación generada en los 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.	34
<b>Gráfico N°3.</b>	Desplazamiento generado en los 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.	35

## ÍNDICE DE FIGURAS

		<b>Pág.</b>
<b>Figura 1.</b>	Mini-implantes de diferente diseño, longitud y diámetro: DEWIMED y AARHUS.	26
<b>Figura 2.</b>	Mini-implante insertado en el modelo óseo	26
<b>Figura 3.</b>	Mini-implantes insertados a (A) 90°, (B) 70° y (C) 50°	27
<b>Figura 4.</b>	Modelo de mini-implante y hueso con una fuerza postero-anterior de 2N (vista posterior y superior)	28
<b>Figura 5.</b>	Tensión del mini-implante DEWIMED 6 x 1.6 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N	28
<b>Figura 6.</b>	Tensión del mini-implante DEWIMED 7 x 1.6 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N	29
<b>Figura 7.</b>	Tensión del mini-implante DEWIMED 8 x 1.6 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N	29
<b>Figura 8.</b>	Tensión del mini-implante AARHUS 6 x 1.5 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N	29
<b>Figura 9.</b>	Tensión del mini-implante AARHUS 8 x 1.5 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N	30

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

<b>MI</b>	:	Mini-implante
<b>AEF</b>	:	Análisis de elementos finitos
<b>MPa</b>	:	Megapascal
<b>N</b>	:	Newton
<b>mm</b>	:	Milímetros
<b>cm</b>	:	Centímetros
<b>mm/mm</b>	:	Milímetros sobre milímetros
<b>gr</b>	:	Gramos
<b>°</b>	:	Grados
<b>%</b>	:	Porcentaje
<b>ECO</b>	:	Espesor de la cortical ósea
<b>®</b>	:	Marca registrada
<b>μ</b>	:	Micro
<b>TPMax</b>	:	Tensión principal máxima
<b>FS</b>	:	Fuerza simple
<b>FC</b>	:	Fuerza compuesta
<b>EQS Max</b>	:	Equivalente máximo de la tensión
<b>ASTM</b>	:	American society of testing materials
<b>O.S.A.S.</b>	:	Orthodontic Skeletal Anchorage Screws

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

	<b>Pág.</b>
<b>I. INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN</b> .....	2
II.1. Planteamiento del problema.....	2
II.2. Justificación .....	4
<b>III. MARCO TEÓRICO</b> .....	5
<b>IV. OBJETIVOS</b> .....	16
IV.1. Objetivo general .....	16
IV.2. Objetivos específicos .....	16
<b>V. HIPÓTESIS</b> .....	17
<b>VI. MATERIALES Y MÉTODOS</b> .....	18
VI.1. Diseño del estudio .....	18
VI.2. Muestra .....	18
VI.2.1. Unidad de estudio .....	18
VI.3. Variables .....	18
VI.3.1. Variable independiente.....	18
VI.3.2. Variables dependientes.....	19
VI.3.3. Covariable.....	20
VI.4. Técnica y procedimientos .....	22
VI.5. Plan de análisis .....	25
VI.6. Consideraciones éticas .....	25
<b>VII. RESULTADOS</b> .....	26
<b>VIII. DISCUSIÓN</b> .....	36
<b>IX. RECOMENDACIONES</b> .....	42
<b>X. CONCLUSIONES</b> .....	43
<b>XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	44
<b>ANEXOS</b> .....	48

## I. INTRODUCCIÓN

Un aspecto clave del tratamiento ortodóntico es el anclaje, el cual describe la resistencia de un diente o un grupo anatómico que se opone al movimiento cuando estos son usados para aplicar una fuerza y mover otros dientes. La eficiencia del anclaje se ve incrementada cuando se cuenta con un anclaje estacionario, como son los mini-implantes.<sup>1</sup>

Los mini-implantes, también llamados dispositivos de anclaje esquelético, han cobrado mucha importancia en las últimas décadas y se han incorporado en varias situaciones clínicas; sin embargo, existen diversos factores que afectan su estabilidad los cuales pueden estar relacionados al mini-implante, al operador o al huésped.<sup>2</sup>

Muchos trabajos, como por ejemplo el realizado por Stahl et al., han sugerido que las fuerzas excesivas en el hueso circundante a estos dispositivos pueden causar necrosis, comprometer su estabilidad e incluso fracturas del dispositivo. Por lo tanto, conocer los niveles fisiológicos de tensión y deformación de los mini-implantes nos dan indicios de la estabilidad e integridad de estos, existiendo poca información disponible en la literatura.<sup>1,2,3</sup>

Frente a este vacío en la literatura, el propósito del presente estudio fue evaluar el comportamiento biomecánico de mini-implantes de diferente diseño mediante el análisis de elementos finitos.

## II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

### II.1. Planteamiento del problema

Los mini-implantes son dispositivos que se utilizan como un elemento de anclaje temporal durante el tratamiento ortodóntico. Estos han ganado popularidad en los últimos años por ser versátiles, poco invasivos quirúrgicamente, de fácil inserción y remoción. Actualmente estos tienen una tasa de éxito del 81 a 100%, sin embargo algunas investigaciones reportan un porcentaje de fracasos entre 10 y 30%.<sup>4,5,6</sup>

A pesar de que se conocen ciertas restricciones en el uso de mini-implantes con respecto a su diámetro y longitud, conocer el comportamiento biomecánico de los mini-implantes de diferente diseño es importante para determinar su tasa de éxito.<sup>5,7</sup>

Los factores asociados con el fracaso de los mini-implantes incluyen el diámetro y longitud del mini-implante, edad del paciente, ángulo de inserción, espesor del hueso cortical, características de los tejidos blandos, zona anatómica de inserción, torque de inserción, nivel de fuerza aplicada, inflamación de los tejidos peri-implantarios y línea de aplicación de fuerzas. Debido a que muchos fracasos de los mini-implantes ocurren en las primeras etapas del procedimiento, la estabilidad primaria es crítica y está relacionada a la calidad de hueso, preparación del lugar de implantación, ángulo de inserción, diseño del mini-implante y de cómo estos afectan el estrés del hueso alveolar adyacente a la zona de colocación.<sup>8</sup>

La evaluación mediante el análisis de elementos finitos, permite determinar la distribución y trayectoria de los esfuerzos así como su magnitud, tanto internamente

como en el hueso circundante cuando se aplica una carga. Esto permite establecer el tipo y magnitud de la tensión y deformación, de tal forma que se pueda explicar cómo se ve afectado el comportamiento biológico y de esta manera entender los resultados clínicos obtenidos, siendo una alternativa útil para evaluar el comportamiento biomecánico de los mini-implantes.<sup>9</sup>

En tal sentido, este estudio propuso responder la siguiente pregunta: ¿Cuál es el comportamiento biomecánico de mini-implantes de diferentes diseños evaluados mediante el análisis de elementos finitos?.

## II.2. Justificación

Los mini-implantes se introdujeron en las últimas dos décadas como un nuevo elemento de anclaje para los movimientos ortodónticos, aumentando el espectro de posibilidades para muchos tipos de tratamientos por presentar numerosas ventajas clínicas. Estos son utilizados por ortodoncistas en todo el mundo para corregir problemas de maloclusión dentaria y esquelética.<sup>10</sup>

Por lo tanto, es conveniente evaluar el diseño, longitud, diámetro y ángulo de inserción de los mini-implantes, pues estos describen e influyen en la estabilidad primaria luego de su inserción, brindando indicios de la tasa de éxito que tendrán los mismos, siendo de gran aporte científico ya que aún no se tiene evidencia suficiente que valide su uso clínico.

La presente investigación tiene importancia teórica puesto que el análisis del comportamiento biomecánico de los mini-implantes ayuda a conocer las consideraciones de su utilización, colaborando además al surgimiento de investigaciones y generación de nuevos conocimientos.

Asimismo, tiene importancia para la práctica clínica contribuyendo a mejorar la toma de decisiones al momento de la selección de los mini-implantes, lo que traerá como consecuencia tratamientos ortodónticos más eficaces.

### III. MARCO TEÓRICO

El tratamiento ortodóntico involucra la aplicación de fuerzas para conseguir un movimiento dentario, el cual genera una fuerza de reacción que generalmente no es deseable y es difícil de neutralizar. Para ello, la zona que no se desea movilizar debe de tener una mayor área de superficie radicular o estar fijada de tal manera que se comporte como una zona de anclaje.<sup>1</sup>

Obtener un adecuado anclaje durante los tratamientos ortodónticos es un reto, principalmente porque muchos de los métodos desarrollados requieren de la cooperación del paciente. Sin embargo, un avance en el tratamiento ortodóntico ha sido la introducción del anclaje esquelético con mini-implantes (MI), permitiendo conseguir una compensación a las fuerzas de reacción anulando los movimientos secundarios durante el tratamiento ortodóntico.<sup>11</sup>

Los MI son dispositivos fabricados en su mayoría de una aleación de titanio Grado V ( $Ti_6Al_4V$ , una mezcla de titanio, 6 moléculas de aluminio, y 4 moléculas de vanadio; ASTM F136). Dentro de la gran variedad de MI que se han desarrollado se encuentran los MI cónicos, los cuales presentan un ápice piramidal para eliminar la necesidad de una fresa inicial que permite su inserción directa en el hueso. Además, los MI presentan diferentes diseños variando su longitud, diámetro interno, diseño de la rosca, espacio entre las roscas o *pitch*, entre otros. La decisión para la selección del MI no sólo dependerá del lugar de colocación (anatomía de la zona) sino que estará influenciado por otros factores como la mecánica para la cual será empleado, posición de las raíces próximas entre otros.<sup>12</sup>

La incorporación de los MI en la planificación del tratamiento ortodóntico ha permitido realizar mecánicas con un control de anclaje predecible y ha aumentado la capacidad de corregir

discrepancias dentales graves, y esqueléticas leves o moderadas. Varios sistemas de MI están disponibles en el mercado para su uso clínico, y en la actualidad están siendo publicados abundantes informes y estudios tratando los diferentes aspectos de sus aplicaciones (biología, procedimientos quirúrgicos, sitios de colocación, complicaciones, tasa de éxito, etc.).<sup>13</sup>

Chang y Tseng refieren que la tasa de fracaso de los MI reportada en el metaanálisis realizado por Papadopoulos en el 2011 fue de 12.3% (por lo tanto una tasa de éxito de 87.7%), que a pesar de ser baja es clínicamente aceptable, por esta razón su uso en la práctica clínica es generalizado. Y recientemente en el 2018, Alharbi et al. realizaron una revisión sistemática y un metaanálisis donde se estimaron que la tasa de fracaso de los MI en ortodoncia era de 13.5%. Esta tasa de éxito se ha mantenido y ha mejorado con respecto a los primeros MI diseñados, pero aún es insatisfactoria si se compara a la que presentan los implantes dentales (>90%).<sup>11,14</sup>

Diversos estudios clínicos han reportado que la alta tasa de fracaso de los MI se puede relacionar a factores causantes de inflamación, infección, sitios de implantación no queratinizados y MI de tamaño pequeño.<sup>10</sup>

Sin embargo, el criterio usado para determinar el éxito de la implantación no está relacionado a los signos de inflamación, sino a los factores de riesgo asociados al fracaso del MI. Estudios previos sugieren que se deberían evaluar los factores biomecánicos que afecten su estabilidad primaria.<sup>10,11,15,16</sup>

La estabilidad de los MI se puede evaluar mediante experimentos mecánicos, histomorfométricos y simulaciones con elementos finitos, permitiendo analizar la influencia del diseño de los MI, calidad ósea, condiciones de la implantación y efectos de la carga en la

estabilidad del MI inmediatamente después de la inserción en el hueso, también denominada estabilidad primaria.<sup>10</sup>

La estabilidad primaria depende de factores relacionados al paciente (calidad y cantidad ósea del lugar de implantación), al procedimiento quirúrgico (ángulo y torque de inserción, además de los niveles de fuerza) y a las propiedades del diseño del MI (diámetro, longitud, forma, profundidad y angulación de la rosca, espacio entre las roscas y el material).<sup>17,18,19</sup>

Estudios clínicos e in vitro han evaluado y comparado diversos diseños de los MI, pero los resultados no son concluyentes ni llegan a algún acuerdo, lo cual hace que predecir la estabilidad de los MI sea difícil.<sup>16</sup>

El análisis de elementos finitos (AEF) es un método de análisis numérico empleado en ingeniería mecánica, en el cual la estructura a ser estudiada es determinada por un número determinado de elementos. El comportamiento mecánico de cada elemento es descrito por diferentes ecuaciones resueltas por un software computacional. En la actualidad, algunos investigadores utilizan el AEF para evaluar los efectos de mini-implantes con diversos diseños y variables.<sup>1,15,21</sup>

Los estudios con AEF permiten predecir el efecto de la tensión en el mini-implante y en la estructura ósea circundante, siendo una forma de obtener una solución numérica a un problema específico, este implica dividir una estructura en piezas pequeñas para describir el comportamiento de cada elemento en una forma simplificada para luego reconectarlas mediante puntos nodales o nodos. Usando funciones asociativas como la tensión, deformación y el desplazamiento, el comportamiento mecánico de estos elementos puede ser estudiado.<sup>22</sup>

Asimismo, el AEF permite identificar puntos críticos y calcular deflexiones y vibraciones, entre otros fenómenos que facilitan la evaluación de los efectos biomecánicos en la interfase entre el hueso y el MI.<sup>9,23</sup>

Los mecanismos de movilización del MI evaluados mediante el AEF presentan una gran correlación con la respuesta estructural del tejido óseo al MI y al área de tensión-deformación desarrollado por el MI y el hueso circundante.<sup>8,15,20</sup>

Estudios como el realizado por Cobo et al., en el 2013, compararon 4 espesores diferentes de corticales alveolares (2.5, 2.0, 1.5 y 1.0mm) utilizando MI de 10mm de longitud x 2.5mm de diámetro mediante el AEF en el cual se aplicaron fuerzas de 250 gr en dos direcciones: perpendicular y paralela a la superficie ósea, para cuantificar la tensión y el desplazamiento alrededor de los MI. Los resultados revelaron que su comportamiento era similar, cuando el espesor de la cortical ósea era reducido no producía un incremento en la tensión, esta permanecía constante a los 4 espesores diferentes. Cuando la cortical ósea era reducida el desplazamiento se incrementó en dirección del vector de fuerza del MI, aumentando significativamente cuando la cortical ósea se reducía.<sup>25</sup>

Otros estudios han analizado mediante el AEF los efectos de variantes en el diseño e inserción de los MI.

Zhang et al., en el 2006, establecieron un modelo de AEF para analizar la influencia del ángulo de inserción en las características biomecánicas de la interfase entre los MI y el hueso alveolar, encontrando que los mini-implantes pueden ser cargados con seguridad si se usan fuerzas de

200 gr en sentido mesiodistal y que el aumento del ángulo de inserción puede mejorar eficazmente la capacidad de soportar una fuerza ortodóntica mesiodistal.<sup>26</sup>

Stahl et al., en el 2009, evaluaron varios parámetros estructurales del MI: diferente tipo, tamaño y dirección de carga utilizando el AEF. Los autores simularon espesores corticales de 1 y 2 mm, y variaron la dirección de carga de 0° a 45° en una dirección bucal para una carga de 5 N. Los autores concluyeron que la deflexión (deformación vertical) es influenciada principalmente por el espesor de la cortical ósea y también por el módulo de Young del hueso esponjoso. Además, cuando el espesor de la cortical ósea es mayor, la tensión y deformación del hueso esponjoso disminuye.<sup>1</sup>

Motoyoshi et al., en el 2009, evaluaron el espesor de la cortical ósea (ECO) en sitios de colocación de MI de 65 pacientes de ortodoncia y se encontró que era directamente proporcional a la tasa de éxito del MI. La tasa de éxito del MI fue significativamente mayor en los sitios con  $ECO \geq 1.0$  mm. Para examinar los efectos biomecánicos del ECO, realizaron un AEF para ECO de 0.5 a 1.5 mm, a intervalos de 0.25 mm. Se construyeron modelos óseos corticales sin hueso esponjoso para examinar la influencia biomecánica sobre el hueso cortical después de la resorción del hueso esponjoso. El ECO influyó en la tensión generada en el hueso esponjoso, pero no influyó directamente en la tensión generada hueso cortical. Para los  $ECO < 1$  mm, los modelos con hueso esponjoso mostraron tensión de von Mises superiores a 6 MPa, y los modelos óseos corticales sin hueso esponjoso mostraron valores superiores a 28 MPa. Los mayores valores de ECO se asociaron con mayores tasas de éxito de los MI, por lo tanto, este estudio morfométrico y de simulación numérica verifican que un umbral clínico de ECO de 1mm mejora la tasa de éxito de los MI.<sup>21</sup>

En el mismo año, Motoyoshi et al., realizaron otro análisis mediante el AEF para evaluar la estabilidad y la distribución del estrés alrededor de los MI ortodónticos en diferentes direcciones de fuerza para identificar los factores de fracaso. Construyeron modelos tridimensionales para MI convencionales y sin rosca cervical, con un espesor de hueso cortical de 1 ó 3 mm. Los autores calcularon las tensiones de compresión en el hueso y la distribución de esfuerzos de acuerdo con la dirección de fuerza. En el modelo convencional de MI se observó dependencia direccional (es decir, anisotropía mecánica), el esfuerzo de compresión varió de -31 a -55 MPa dependiendo de la dirección de fuerza. En el modelo sin rosca cervical, la anisotropía mecánica desapareció y se redujo el estrés. Encontraron también que el espesor del hueso cortical no tuvo influencia en ninguno de los dos modelos. Concluyeron que uno de los factores de riesgo para el fracaso del MI puede estar relacionado con la anisotropía mecánica. Proponiendo que en situaciones clínicas se evite la sobrecarga de fuerzas de tracción cuando se usen mini-implantes convencionales, los MI sin rosca cervical pueden reducir la anisotropía mecánica facilitando la colocación exitosa. Y sugirieron que insertar un MI convencional más allá de la rosca podría ser útil para estabilizar un MI.<sup>22</sup>

Suzuki et al., en el 2011, investigaron los cambios en la distribución de la tensión en el hueso adyacente y en el MI producidos por la inclinación y forma de estos, y por la dirección de la fuerza aplicada usando el AEF. Los autores encontraron que los MI de su estudio presentaban suficiente fuerza de resistencia para muchas cargas ortodónticas.<sup>27</sup>

Chatzigianni et al., en el 2011, compararon la información derivada de un análisis mediante el AEF con información experimental de la carga de los MI. Los autores insertaron los MI con ángulos de inserción perpendiculares a la superficie ósea y 45°, a la dirección de aplicación de

fuerzas demostrando que existía una buena correlación entre los resultados numéricos y experimentales.<sup>28</sup>

Handa et al., en el 2011, evaluaron el impacto de la distancia entre las espiras de los MI en la tensión máxima efectiva en el hueso mandibular mediante el AEF, encontrando que el mayor patrón de distribución de la tensión se encontraba en el punto de entrada del MI al hueso y se concentraba cerca del cuello del MI, lejos de la dirección de la fuerza aplicada asociando mayor tensión al aumento del espacio entre espiras del MI.<sup>29</sup>

Choi et al., en el 2011, evaluaron el alcance y los aspectos de la tensión en el hueso cortical después de la aplicación de una fuerza lateral con dos componentes de un MI ortodóntico, mediante el uso de análisis tridimensional de elementos finitos, hallando que cuando la parte de la cabeza del MI se ajusta por fricción (posicionado en el lugar) en la parte insertada, la tensión se distribuye uniformemente sobre la superficie en la que se inserta la parte de cabeza. La medida de la tensión mínima sugirió que la longitud de la parte de cabeza era proporcional a la cantidad de tensión en el hueso cortical; esta presentó valores entre 10.84 y 15.33 MPa. Sugiriendo que el nivel de tensión en el hueso cortical alrededor del MI no tiene una influencia perjudicial sobre la remodelación ósea fisiológica.<sup>6</sup>

Liu et al., en el 2012, investigaron los roles de la calidad del hueso, las condiciones de carga, efectos del MI, y profundidad de implantación sobre la biomecánica de un sistema con MI mediante el uso del AEF, hallando que tanto la tensión y el desplazamiento aumentaron con la disminución del grosor de la cortical, mientras que la densidad del hueso esponjoso jugó un papel menor en la respuesta mecánica. Estos 2 indicadores fueron linealmente proporcionales a la magnitud de la fuerza y produjeron los valores más altos cuando la fuerza era perpendicular

al eje largo del MI. Los MI de diámetro más ancho proporciona ventajas mecánicas superiores, la longitud expuesta del MI era el verdadero factor que afectaba el rendimiento mecánico, el diámetro del MI fue el factor dominante para las respuestas mecánicas y tanto la tensión del hueso y el desplazamiento del MI disminuyeron con el aumento de diámetro del MI y el espesor de la cortical, y la disminución de la longitud del MI, magnitud de la fuerza y la dirección de carga oblicua a la que eran expuestos.<sup>10</sup>

Chang et al., en el 2012, investigaron la influencia de varios factores del diseño de 4 tipos de MI, incluyendo la profundidad de la rosca, grado y longitud de la forma cónica, torque de inserción, resistencia a la extracción, rigidez y el desplazamiento del MI antes del fracaso; mediante el uso del AEF, hallando que la modificación del diseño de los mini-implantes pueden afectar sustancialmente las propiedades mecánicas de los mismos.<sup>5</sup>

Singh et al., en el 2012, analizaron los patrones de distribución de la tensión y del desplazamiento que se desarrollan en un MI ortodóntico y sus estructuras óseas adyacentes bajo carga horizontal y de torsión, mediante un enfoque numérico. Observando que las diferencias entre los valores de la tensión y el desplazamiento que se obtuvieron para los 2 tipos de MI eran demasiado pequeños para ser clínicamente significativos, además, la optimización del MI compuesto de la aleación de titanio podría lograrse mediante el aumento de la mayor parte de material en la región del cuello.<sup>12</sup>

Duaibis et al., en el 2012, evaluaron diversos tipos de tensión en el hueso cortical entorno al MI utilizando el AEF, las variables del modelo incluían factores de diseño y factores relacionados al hueso. Todos los MI fueron cargados en la dirección medial con una fuerza lineal de 2 N y se analizaron los valores de von Mises. Los resultados del estudio demostraron que algunos

factores afectaron las tensiones en el hueso (diámetro del implante, la longitud de la cabeza del implante, los diámetros de rosca, y módulo de elasticidad del hueso esponjoso), mientras que otros factores no (forma de rosca, espacio de rosca, y el espesor del hueso cortical). El diámetro, longitud de la cabeza, y tamaño de la rosca así como el módulo de elasticidad del hueso esponjoso afectaron a las tensiones en el hueso cortical que rodea el MI y por lo tanto pueden afectar a su estabilidad.<sup>16</sup>

Lin et al., en el 2013; determinaron los efectos biomecánicos de exponer parte de la longitud del MI, variar el ángulo de inserción, y de la dirección de fuerza ortodóntica observando que las longitudes de exposición mayores resultan en una mayor tensión en el hueso adyacente al MI, pues el porcentaje de contribución del ángulo de inserción (6.03%) fue estadísticamente significativo pero menor que el de la longitud de exposición (82.35%), concluyendo que la dirección de la fuerza ortodóntica no tiene efecto significativo en la tensión del hueso cortical.<sup>30</sup>

Kuroda et al., en el 2014, investigaron el motivo de las altas tasas de falla de los MI, analizaron la distribución del estrés de los MI en el hueso cortical y trabecular y los niveles de estrés de von Mises cuando se aplicó una fuerza perpendicular 2N a la cabeza de los MI de 6, 8, 10 y 12 mm de longitud, encontrando que los niveles de estrés en el hueso cortical aumentaron en proporción a la longitud de los MI fuera del hueso. Concluyendo que los resultados de este AEF indican que para estabilizar el MI se debe controlar la longitud del MI fuera del hueso.<sup>30</sup>

Albogha et al., en el 2015, identificaron los factores que aumentan la tensión principal máxima (TPMax) y, por lo tanto, predisponen al fracaso de los MI. Usando el método FE, se calculó el TPMax alrededor de 28 MI que se colocaron en pacientes, 6 de los cuales fracasaron durante los primeros 5 meses y luego 16 factores de riesgo potenciales relacionados con los pacientes

o con la posición del MI se midieron en imágenes tomográficas computarizadas o se calcularon con el AEF. Encontraron 3 factores con relaciones significativas no lineales con el TPM<sub>Max</sub>: la calidad de la cortical ósea, angulación vertical del MI y proximidad del MI al diente en la dirección de la fuerza. Concluyendo que el fracaso de un MI es un problema multifactorial.<sup>31</sup>

Alrbata et al., en el 2015, mediante el uso del AEF evaluaron la fuerza óptima que se debía aplicar a los MI para cumplir con las demanda biomecánicas del tratamiento ortodóntico sin disminuir la estabilidad del mismo. Aplicaron diversas magnitudes desde 0.5 a 4.0 N en sentido horizontal y por separado a la altura de la cabeza del MI, obteniendo que la fuerza óptima con la que se puede cargar sin peligro el MI no debería exceder valores alrededor de 3.75 - 4.5 N.<sup>32</sup>

Perillo et al., en el 2015, evaluaron la influencia que tenían el ángulo de inserción y la dirección de la fuerza en la estabilidad del MI. El estudio con AEF usó MI insertados en un hueso de 1mm de cortical y 10mm de hueso trabecular con ángulos de 30°, 60°, 90°, 120° y 150° al hueso alveolar, aplicando una fuerza de 2N a la cabeza de los MI en dos direcciones 0° y 30°. El estudio mostró que los MI insertados a 90° proporcionaron un mejor anclaje en ambas direcciones. La menor tensión de von Mises en el hueso trabecular fue de 5.6 MPa a 90° en ambas direcciones de la fuerza y en hueso cortical fue de 31.2 MPa a 90° en ambas direcciones de la fuerza, por lo cual concluyeron que la inserción en un ángulo menor o mayor de 90° podría disminuir la estabilidad del anclaje con MI.<sup>24</sup>

Lu et al., en el 2015, compararon mediante AEF la tensión en el hueso alveolar circundante al MI luego de la aplicación de una fuerza simple (FS) de 200gr o una fuerza compuesta (FC) de 200gr y 6N.mm de torque. Para lo cual, emplearon MI de 1.2, 1.6 y 2.0mm de diámetro y longitudes de 6, 8, 10 y 12mm para cada tipo de fuerza, y se determinó el equivalente máximo

de la tensión (EQS Max) en relación al tipo de fuerza, diámetro y longitud. Encontrándose que para un control tridimensional de los dientes mediante el uso de los MI se debe optar por los de un diámetro mayor a 1.2mm.<sup>33</sup>

Arantes et al., en el 2015, valoraron mediante modelos tridimensionales la tensión y deformación generadas por dos tipos de fuerzas (tracción 200 gr y torsión 20 N.cm) en dos tipos comerciales de MI ortodónticos insertados con dos angulaciones diferentes (45° y 90°, respecto al hueso cortical), hallando que mientras mayor es la cantidad de espiras y mayor sea el ángulo de inserción resultará en una menor resistencia a la deformación y se induce un mayor nivel de tensión en el MI y cortical hueso cuando se somete a fuerzas, especialmente cuando se inserta en un ángulo de 45° con el hueso cortical.<sup>34</sup>

## **IV. OBJETIVOS**

### **IV.1. Objetivo general**

El presente estudio tiene por objetivo comparar el comportamiento biomecánico de mini-implantes de diferente diseño mediante el análisis de elementos finitos.

### **IV.2. Objetivos específicos**

1. Evaluar la tensión generada en 5 mini-implantes de diferente diseño y longitud insertados a  $90^\circ$ ,  $70^\circ$  y  $50^\circ$  en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.
2. Evaluar la deformación generada en 5 mini-implantes de diferente diseño y longitud insertados a  $90^\circ$ ,  $70^\circ$  y  $50^\circ$  en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.
3. Evaluar el desplazamiento generado en 5 mini-implantes de diferente diseño y longitud insertados a  $90^\circ$ ,  $70^\circ$  y  $50^\circ$  en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.

## **V. HIPÓTESIS**

Los valores de tensión, deformación y desplazamiento generados en la estructura de los mini-implantes evaluados en el presente estudio será mayor cuando el diseño de los mini-implantes presente menor longitud, diámetro y ángulo de inserción respecto a la cortical ósea.

## **VI. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **VI.1. Diseño del estudio**

La presente investigación fue *in silico*, experimental, descriptivo y comparativo.

### **VI.2. Muestra**

#### **VI.2.1. Unidad de estudio**

Modelos matemáticos tridimensionales conformados por un modelo en tres dimensiones del mini-implante insertado en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.

### **VI.3. Variables**

#### **VI.3.1. Variable independiente**

##### **Mini-implante**

- Definición conceptual: Dispositivos de anclaje esquelético temporal.
- Definición operacional: Elemento insertado en el modelo óseo.
- Dimensiones: DEWIMED, AARHUS
- Indicadores: Modelo matemático
- Tipo: Cualitativa
- Escala de medición: Nominal
- Valores y categorías:

DEWIMED 6, 7, y 8mm de longitud x 1.6mm de diámetro.

AARHUS 6 y 8mm de longitud x 1.5mm de diámetro.

### **VI.3.2. Variables dependientes**

#### **Tensión**

- Definición conceptual: Fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre la superficie de un cuerpo.
- Definición operacional: Fuerza por unidad de área máxima registrada durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.
- Dimensiones: Magnitud física
- Indicadores: Modelo matemático
- Tipo: Cuantitativa
- Escala de medición: Razón
- Valores y categorías:  
Megapascal (MPa)

#### **Deformación**

- Definición conceptual: Cambio de forma que sufre un objeto cuando es sometido a una fuerza que afecta su estructura física.
- Definición operacional: Cambio de forma registrado en el punto máximo de tensión durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.
- Dimensiones: Magnitud física
- Indicadores: Modelo matemático
- Tipo: Cuantitativa
- Escala de medición: Razón
- Valores y categorías:  
Magnitud adimensional (mm/mm)

### **Desplazamiento**

- Definición conceptual: Distancia que hay entre la posición final y la inicial, cambio de posición de un cuerpo respecto a un sistema de referencia fijo.
- Definición operacional: Distancia que hay entre la posición final y la inicial registrada durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.
- Dimensiones: Magnitud física
- Indicadores: Modelo matemático
- Tipo: Cuantitativa
- Escala de medición: Razón
- Valores y categorías:  
Milímetros (mm)

### **VI.3.3. Covariable**

#### **Angulación**

- Definición conceptual: Desviación de una cosa de su posición vertical u horizontal.
- Definición operacional: Inclinación del mini-implante respecto al hueso cortical.
- Dimensiones: 50°, 70° y 90°
- Indicadores: Modelo matemático
- Tipo: Cualitativa
- Escala de medición: Nominal
- Valores y categorías:  
Grados (°)

### Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES Y CATEGORÍAS
<b>MINI-IMPLANTE</b> Variable independiente	Dispositivos de anclaje esquelético temporal.	Dispositivo de anclaje óseo insertado en el modelo óseo.	DEWIMED	Modelo matemático	Cualitativa	Nominal	6 x 1.6 mm 7 x 1.6 mm 8 x 1.6 mm
			AARHUS	Modelo matemático	Cualitativa	Nominal	6 x 1.5 mm 8 x 1.5 mm
<b>TENSIÓN</b> Variable dependiente	Fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre la superficie de un cuerpo.	Fuerza por unidad de área máxima registrada durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.	Magnitud física	Modelo matemático	Cuantitativa	Razón	Megapascal (MPa)

<p><b>DEFORMACIÓN</b></p> <p>Variable dependiente</p>	<p>Cambio de tamaño o forma que sufre un objeto cuando es sometido a una fuerza que afecta su estructura física.</p>	<p>Cambio de forma registrado en el punto máximo de tensión durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.</p>	<p>Magnitud física</p>	<p>Modelo matemático</p>	<p>Cuantitativa</p>	<p>Razón</p>	<p>Magnitud adimensional (mm/mm)</p>
<p><b>DESPLAZAMIENTO</b></p> <p>Variable dependiente</p>	<p>Distancia que hay entre la posición final y la inicial, cambio de posición de un cuerpo respecto a un sistema de referencia fijo</p>	<p>Distancia que hay entre la posición final y la inicial registrada durante la simulación en la estructura del mini-implante modelado en 3D.</p>	<p>Magnitud física</p>	<p>Modelo matemático</p>	<p>Cuantitativa</p>	<p>Razón</p>	<p>Milímetros (mm)</p>
<p><b>ANGULACIÓN</b></p> <p>Covariable</p>	<p>Desviación de una cosa de su posición vertical u horizontal.</p>	<p>Inclinación del mini-implante respecto al hueso cortical.</p>	<p>50°, 70° y 90°</p>	<p>Modelo matemático</p>	<p>Cuantitativa</p>	<p>Nominal</p>	<p>Grados (°)</p>

## **VI.4. Técnica y procedimientos**

### **TÉCNICA**

Método de simulación numérica.

### **PROCEDIMIENTOS**

#### **Permisos**

Se solicitó la revisión del protocolo de investigación por parte de la Unidad de Investigación de Ciencia y Tecnología (UCIT) de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y se esperó su autorización para la ejecución. (Anexo 1)

#### **Reproducción de los mini-implantes en 2D**

Se adquirieron los mini-implantes y sus respectivos planos directamente en casas comerciales oficiales que distribuyen el producto en el país.

Los mini-implantes fueron de diferentes diseños y en dos sistemas diferentes: M.O.S.A.S. del Sistema DEWIMED O.S.A.S.<sup>®</sup> - Orthodontic Skeletal Anchorage Screw (DEWIMED, Tuttlingen, Alemania) y THROUGH HOLE SCREW del Sistema AARHUS<sup>®</sup> (MEDICON EG, Tuttlingen, Alemania); los cuales presentan diseños diferentes con variación en las medidas de longitud, diámetro y cuello.

<b>Sistema de anclaje esquelético</b>	<b>Nombre del mini-implante</b>
Sistema DEWIMED O.S.A.S.	M.O.S.A.S.
Sistema AARHUS	THROUGH HOLE SCREW

A cada uno de los 5 mini-implantes usados en la presente investigación se le asignó un nombre de acuerdo al sistema al que pertenecían para su codificación y fácil identificación, los mini-implantes M.O.S.A.S. se denominaron DEWIMED y los mini-implantes THROUGH HOLE SCREW se denominaron AARHUS.

Tipo de mini-implante	Dimensiones del mini-implante		
	Longitud	Diámetro	Cuello
DEWIMED	6, 7 y 8mm	1.6mm	2.0mm
AARHUS	6 y 7mm	1.5mm	1.5mm

Se le brindó la información recolectada al Ing. mecánico que participó en el estudio, quien procedió a diseñar la geometría de los mismos con las dimensiones y medidas originales respecto a los planos de los mini-implantes proporcionados mediante el software AutoCAD® Mechanical 2017 (Autodesk Inc., San Rafael - California, Estados Unidos). **(Anexo 2) (Anexo 3)**

### **Generación del modelo óseo**

Para generar el modelo óseo se diseñó un bloque cilíndrico de dimensiones arbitrarias (4mm de diámetro) lo suficientemente grande para poder evaluar el tensión, deformación y desplazamiento en el mini-implante. Este modelo constó 2 partes: un bloque representando el hueso cortical maxilar con una altura de 1.5mm y otro bloque de hueso esponjoso con una altura de 9.5mm.

### **Generación del modelo de elementos finitos**

Basados en las reconstrucciones de los mini-implantes se recreó la geometría de cada uno de ellos en un modelo 3D, mediante el Software Solidworks® 2014 SP3.0 (Dassault Systèmes, S.A., Suresnes, Francia).

### **Combinación**

Una parte crítica de la reconstrucción de los elementos finitos fue la combinación del mini-implante y modelo óseo, y del hueso cortical respecto al hueso esponjoso, representando una ventaja el uso de la combinación hexaédrica de seis nodos pues

permitió realizar una interfase más fina y pequeña, esta combinación se realizó con el software Autodesk Simulation Mechanical® 2017 (Autodesk Inc., San Rafael - California, Estados Unidos).

El número de elementos hexaédricos utilizados para engranar cada modelo fue desde 72 000 a 74 000 y el número de nodos fue de alrededor de 30 000. Se especificaron las propiedades de los mini-implantes, así como de los elementos óseos (corticales y esponjosos), los cuales se supusieron homogéneos, isotrópicos y linealmente elásticos.

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (Mpa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson's (v)</b>
<b>Titanio</b>	110.000	0.35
<b>Hueso cortical</b>	15.000	0.3
<b>Hueso esponjoso</b>	1.500	0.3

El número de modelos matemáticos total fue de 15 debido a la variación del diseño y diámetro del mini-implante y el sentido de inserción (50°, 70° o 90°) al que fueron evaluados durante las simulaciones.

### **Simulación**

Se procedió a aplicar las restricciones y las cargas biológicas a la unidad de estudio. La carga de fuerza aplicada a los modelos experimentales fue en sentido postero-anterior, que es el generado en el mini-implante cuando es empleado durante la máxima retracción en el maxilar superior, con un valor de 2N (200 gr. aproximadamente).

Se determinó cuantitativamente los valores de tensión según el criterio de Von Mises, la deformación se cuantificó en una magnitud adimensional mm/mm y el desplazamiento se cuantificó en milímetros. Luego se identificaron los valores máximos y se visualizó cualitativamente la zona de mayor valor señalada con un color rojo. Los valores máximos obtenidos se registraron en una ficha *ad-hoc*.  
**(Anexo 4)**

### **VI.5. Plan de análisis**

El análisis del presente trabajo de investigación fue descriptivo y comparativo. No se realizaron pruebas estadísticas por tratarse de un estudio *in silico*.

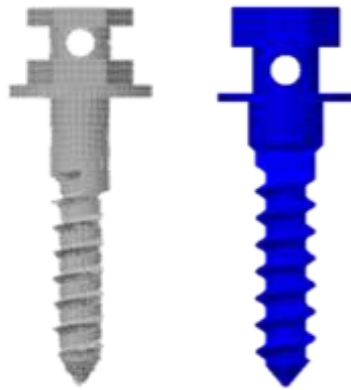
### **VI.6. Consideraciones éticas**

El proyecto de investigación se inscribió en la Dirección Universitaria de Investigación con el código SIDISI 100452 y por tratarse de un estudio *in silico* se solicitó la exoneración por parte del Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH). (**Anexo 5**)

La investigación se ejecutó luego de que se emitiría la confirmación de que según el Manual de Procedimientos no se requería la evaluación del CIE. (**Anexo 6**)

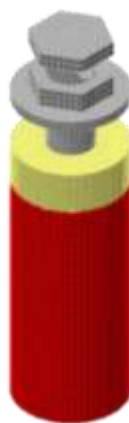
## VII. RESULTADOS

El presente estudio *in silico* evaluó la tensión, deformación y desplazamiento generados en 5 mini-implantes de diferente diseño. Los mini-implantes empleados pertenecían a dos sistemas diferentes: DEWIMED y AARHUS por lo cual presentaron diferente diseño, además de diversas longitudes (6, 7 y 8 mm) y diámetros (1.5 y 1.6mm).



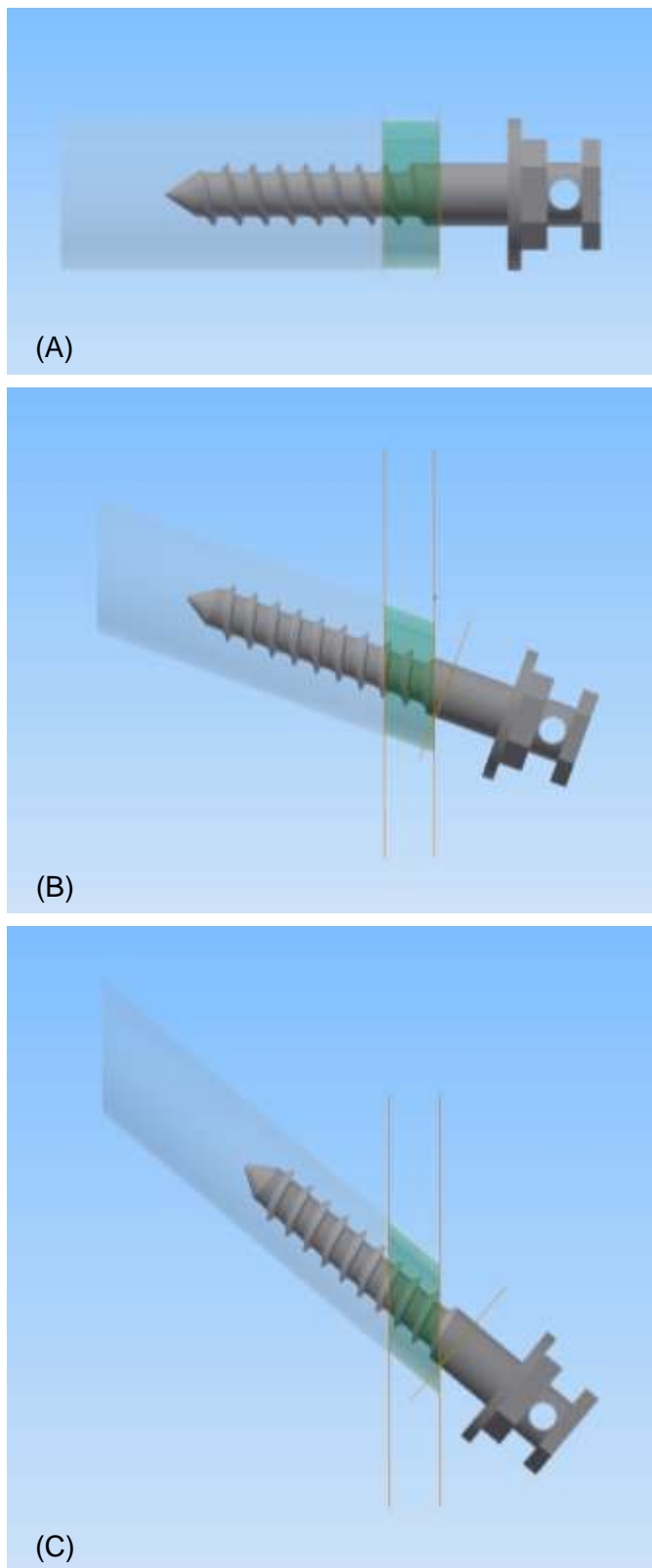
**Figura 1.** Mini-implantes de diferente diseño, longitud y diámetro: DEWIMED y AARHUS.

El modelo geométrico implementado para la aplicación del modelo matemático de un mini-implante ortodóntico sometido a carga durante un tratamiento de ortodoncia constó del modelo óseo cilíndrico de dimensiones arbitrarias en el cual se insertaron los diferentes mini-implantes para luego ser sometidos a carga. Se utilizaron 15 modelos que constaban de un modelo óseo (bloque óseo cilíndrico) conformado por hueso cortical y hueso esponjoso, en el cual se insertó el mini-implante respectivo.



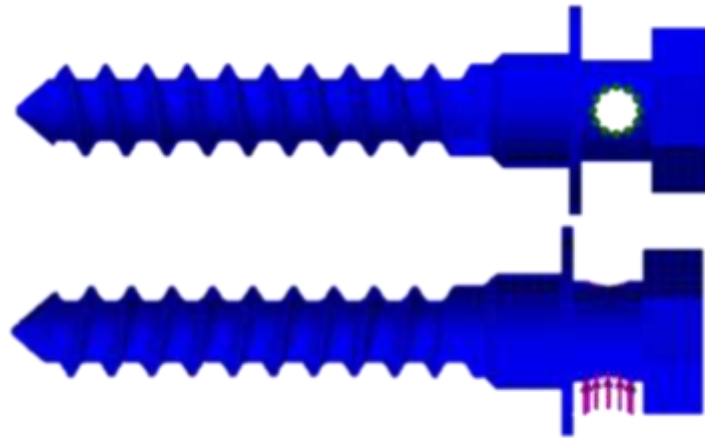
**Figura 2.** Mini-implante insertado en el modelo óseo.

Cada uno de los 5 mini-implantes fueron insertados a tres diferentes angulaciones: 90°, 70° y 50° respecto a la superficie del hueso cortical.



**Figura 3.** Mini-implantes insertados a (A) 90°, (B) 70° y (C) 50°.

Posteriormente, se aplicó una carga perpendicular al mini-implante en sentido postero-anterior para simular una fuerza de retracción sobre el mini-implante con una magnitud de 2N.



**Figura 4.** Modelo de mini-implante y hueso con una fuerza postero-anterior de 2N (vista posterior y superior).

Mediante las herramientas de exploración del programa se registró cualitativamente y cuantitativamente las zonas que presentaban los valores máximos para cada variable estudiada. (Anexo 7)

### Tensión

En las Imágenes 5 – 9, se aprecia el efecto de tensión que tiene la carga sobre el mini-implante cuando se aplica una carga de 2N al modelo matemático. Se observa que la mayor zona de concentración de esfuerzos (color rojo) se localiza en la zona cercana al hueso cortical y del lado contrario al sentido de la fuerza.



**Figura 5.** Tensión del mini-implante DEWIMED 6 x 1.6 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.



**Figura 6.**

Tensión

del mini-

implante DEWIMED 7 x 1.6 mm

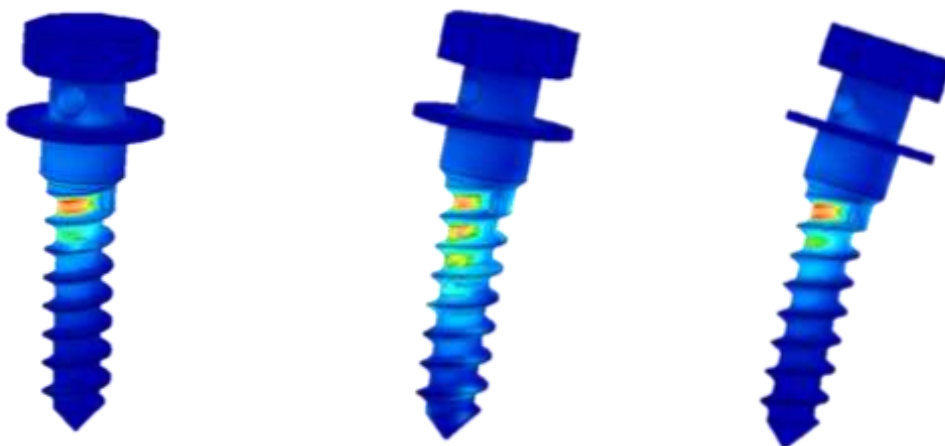
insertado a

50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de

2N.



**Figura 7.** Tensión del mini-implante DEWIMED 8 x 1.6 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.



**Figura 8.** Tensión del mini-implante AARHUS 6 x 1.5 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un



modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.

**Figura 9.** Tensión del mini-implante AARHUS 8 x 1.5 mm insertado a 50°, 70° y 90° en un modelo óseo con cortical de 1.5mm bajo una fuerza unidireccional de 2N.

En todos los modelos matemáticos simulados, la distribución de la tensión en el mini-implante se ubicó en las espiras superiores a nivel del hueso cortical y del lado contrario al sentido de la aplicación de fuerza.

En la Tabla N° 1 se muestran los valores de tensión generados en los mini-implantes durante las simulaciones ubicados a una inclinación de 90°, 70° y 50° que fueron sometidos a una fuerza antero-posterior de 2 N. Se puede observar que los mini-implantes del sistema DEWIMED de 6, 7, y 8 mm presentan los mayores valores de tensión cuando están insertados a 50°, siendo 54.02, 50.82 y 51.84 MPa respectivamente. Un comportamiento similar se presentó en los mini-implantes de 6 y 8 mm del sistema AARHUS insertados a 50°, cuyos mayores valores fueron

47.39 y 47.38 MPa respectivamente. A 70° el mayor valor de tensión fue del mini-implante DEWIMED de 7 mm, y a 90° lo obtuvo el mini-implante AARHUS de 8 mm.

### **Deformación**

El mayor valor de la deformación se ubicó en las espiras cercanas a la cortical ósea, de forma similar a la tensión. En la Tabla N° 2 se muestran los valores de deformación generados en los mini-implantes durante las simulaciones ubicados a una inclinación de 90°, 70° y 50° que fueron sometidos a una fuerza postero-anterior de 2N, se puede observar que los mayores valores de deformación se presentaron en los mini-implantes DEWIMED de 6, 7 y 8mm a una inserción de 50°, siendo estos valores de deformación  $62.0 \times 10^{-5}$ ,  $62.4 \times 10^{-5}$  y  $63.6 \times 10^{-5}$  mm/mm respectivamente. Dentro del sistema AARHUS los mayores valores se presentaron en los mini-implantes de 6 y 8 mm insertados a 50°, siendo éstos valores de deformación:  $58.2 \times 10^{-5}$  y  $58.2 \times 10^{-5}$  mm/mm, de respectivamente. A 70° el mayor valor de deformación lo obtuvo el mini-implante DEWIMED de 7mm ( $52.3 \times 10^{-5}$  mm/mm), y a 90° lo obtuvo el mini-implante AARHUS de 8mm ( $45.1 \times 10^{-5}$  mm/mm).

### **Desplazamiento**

El mayor valor del desplazamiento se ubicó a nivel de la cabeza del mini-implante. En la Tabla N° 3 se muestran los valores de desplazamiento generados en los mini-implantes durante las simulaciones ubicados a una inclinación de 90°, 70° y 50° que fueron sometidos a una fuerza antero-posterior de 2N, los mayores valores de desplazamiento se obtuvieron a 50° en ambos sistemas DEWIMED 6, 7 y 8 mm (0.0066, 0.0062 y 0.0063 mm, respectivamente) y AARHUS 6 y 8mm (0.0134 y 0.0082 mm). A 70° el mayor valor de desplazamiento lo presentó el mini-implante AARHUS 6mm (0.0072 mm) y a 90° el mayor valor de desplazamiento fue del mini-implante AARHUS 8mm (0.0061 mm).

Los mini-implantes con diámetro mayor 1.6mm son del sistema DEWIMED, a un ángulo de inserción de 90° el mini-implante DEWIMED de 6mm de longitud presentó mayores valores de tensión y deformación fue respecto al mini-implante DEWIMED de 8mm de longitud, sin embargo ambos tuvieron similar desplazamiento. A una inserción de 70°, el mini-implante DEWIMED de 6mm de longitud presentó mayor tensión, deformación y desplazamiento que el mini-implante DEWIMED de 8mm de longitud. Y a 50°, el mini-implante DEWIMED de 6mm de longitud presentó mayor tensión y desplazamiento, pero una menor deformación que el mini-implante DEWIMED de 8mm de longitud.

Los resultados de los mini-implantes con diámetro menor 1.5mm son del sistema AARHUS se presentan a continuación; el mini-implante AARHUS de 8mm de longitud tiene mayores valores de tensión, deformación y desplazamiento respecto al mini-implante AARHUS de 6mm de longitud cuando esta insertado a 90°. A 70°, el mini-implante AARHUS de 8mm de longitud tiene mayor tensión, pero menor deformación y desplazamiento. Y a 50°, ambos mini-implantes AARHUS de 6 y 8 mm de longitud presentan valores similares de tensión y deformación, pero el desplazamiento es mayor en el AARHUS de 6mm de longitud.

Los valores de los mini-implantes de la misma longitud de sistemas diferentes (con diámetros diferentes) se observó que los mini-implantes de 6mm de longitud a una inserción de 50° el mayor valor de tensión y deformación lo presentó el mini-implante DEWIMED (diámetro 1.6mm) respecto al mini-implante AARHUS (diámetro 1.5mm), pero un menor desplazamiento. A 70° y 90° se invierte la situación y es el mini-implante AARHUS (diámetro 1.5mm) el que presenta mayores valores de tensión, deformación y desplazamiento. Para los mini-implantes de 8mm de longitud, a una inserción 50° el mini-implante DEWIMED (diámetro 1.6mm) registró los mayores valores de tensión y deformación respecto al mini-implante AARHUS (diámetro 1.5mm), pero el desplazamiento fue mayor para este último. A 70° y 90°, los mayores valores de tensión, deformación y desplazamiento los obtuvo el mini-implante AARHUS (diámetro 1.5mm).

A continuación en los Gráficos N°1, 2 y 3 se muestran la comparación de los valores de tensión, deformación y desplazamiento obtenidos por los cada uno de los 5 mini-implantes evaluados a tres angulaciones diferentes (90°, 70° y 50°).

**Tabla N°1.** Valores de tensión generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño

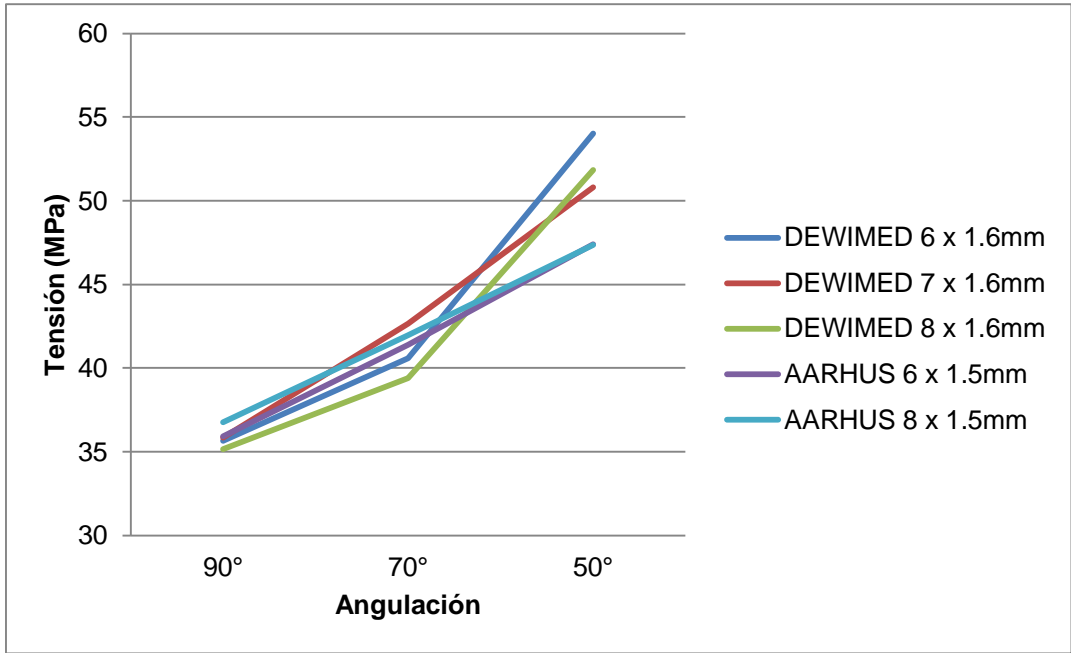
		DEWIMED 6 x 1.6mm	DEWIMED 7 x 1.6mm	DEWIMED 8 x 1.6mm	AARHUS 6 x 1.5mm	AARHUS 8 x 1.5mm
Tensión (MPa)	90°	35.65	35.85	35.14	35.93	36.75
	70°	40.57	42.67	39.41	41.40	41.95
	50°	54.02	50.82	51.84	47.39	47.38

**Tabla N°2.** Valores de deformación generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño

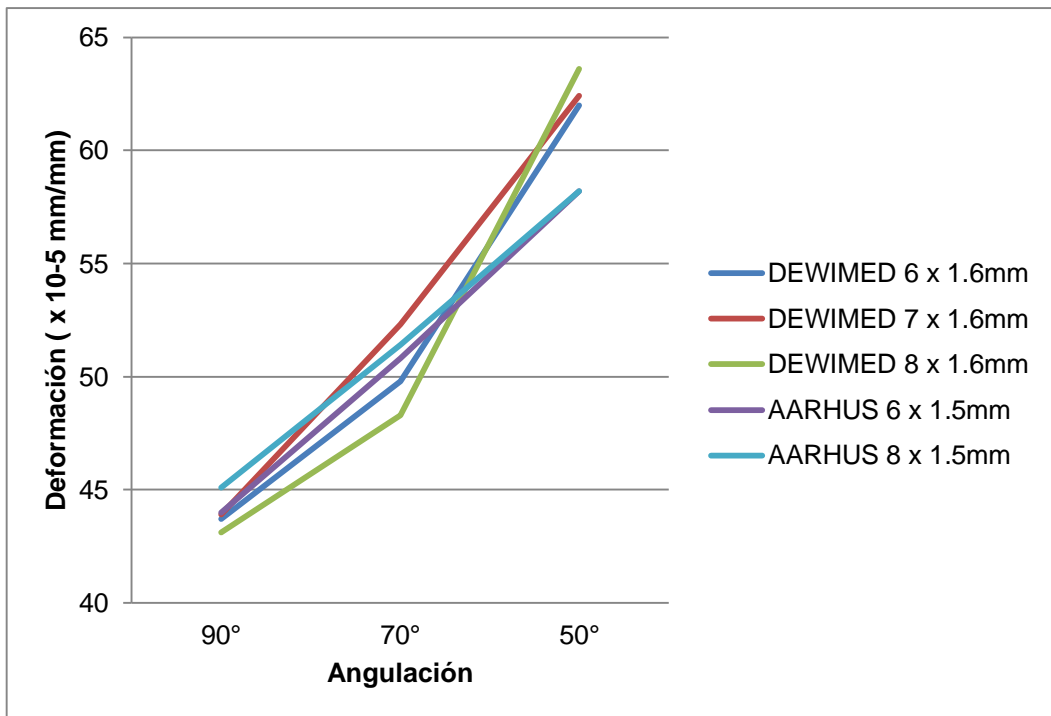
		DEWIMED 6 x 1.6mm	DEWIMED 7 x 1.6mm	DEWIMED 8 x 1.6mm	AARHUS 6 x 1.5mm	AARHUS 8 x 1.5mm
Deformación (mm/mm)	90°	43.7 x 10 <sup>-5</sup>	43.9 x 10 <sup>-5</sup>	43.1 x 10 <sup>-5</sup>	44.0 x 10 <sup>-5</sup>	45.1 x 10 <sup>-5</sup>
	70°	49.8 x 10 <sup>-5</sup>	52.3 x 10 <sup>-5</sup>	48.3 x 10 <sup>-5</sup>	50.8 x 10 <sup>-5</sup>	51.4 x 10 <sup>-5</sup>
	50°	62.0 x 10 <sup>-5</sup>	62.4 x 10 <sup>-5</sup>	63.6 x 10 <sup>-5</sup>	58.2 x 10 <sup>-5</sup>	58.2 x 10 <sup>-5</sup>

**Tabla N°3.** Valores de desplazamiento generados en los 5 mini-implantes de diferente diseño

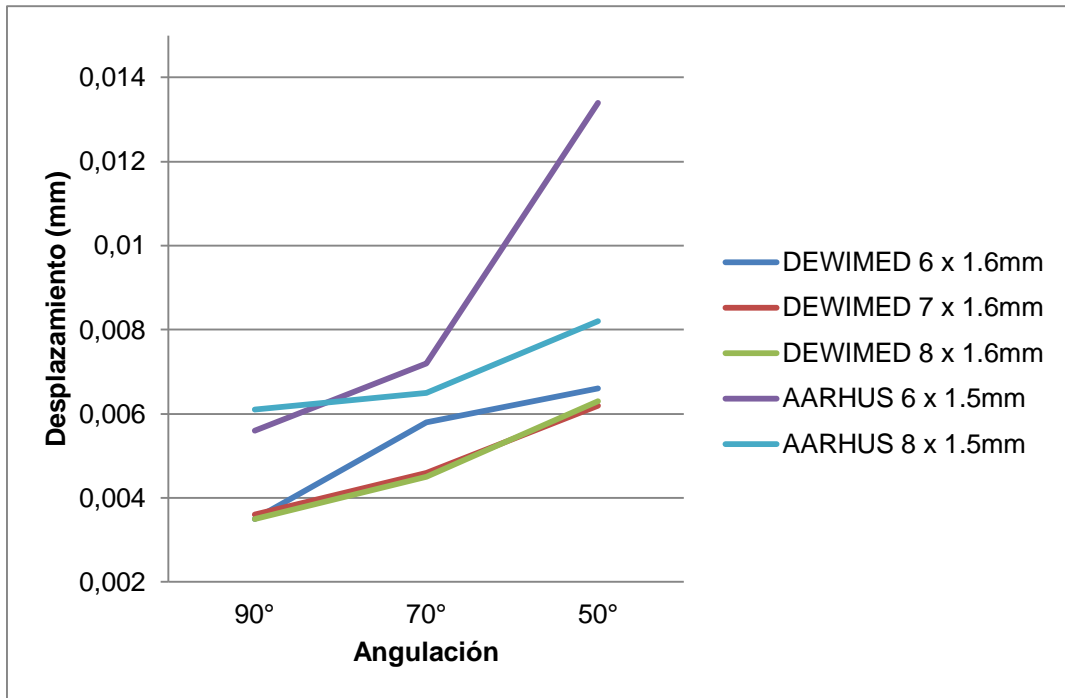
		DEWIMED 6 x 1.6mm	DEWIMED 7 x 1.6mm	DEWIMED 8 x 1.6mm	AARHUS 6 x 1.5mm	AARHUS 8 x 1.5mm
Desplazamiento (mm)	90°	0.0035	0.0036	0.0035	0.0056	0.0061
	70°	0.0058	0.0046	0.0045	0.0072	0.0065
	50°	0.0066	0.0062	0.0063	0.0134	0.0082



**Gráfico N°1.** Tensión generada en 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.



**Gráfico N°2.** Deformación generada en 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.



**Gráfico N°3.** Desplazamiento generado en 5 mini-implantes de diferente diseño insertados a 90°, 70° y 50°.

## VIII. DISCUSIÓN

El propósito del presente estudio fue comparar el comportamiento biomecánico de 5 mini-implantes (MI) de diferente diseño, disponibles en el mercado en dos sistemas AARHUS y DEWIMED, mediante el análisis de elementos finitos. Para la evaluación de la tensión, deformación y desplazamiento generados en los mini-implantes investigados se realizaron simulaciones con el análisis de elementos finitos (AEF), la muestra constó de 15 modelos matemáticos conformados por un modelo óseo y los mini-implantes con diseño, longitud y diámetro diferente, insertados a 90°, 70° y 50° con respecto a la cortical ósea.

El AEF es considerado como una herramienta poderosa para la investigación biomecánica, pero los resultados numéricos producidos por este método requieren una interpretación apropiada, pues las suposiciones incorporadas en el modelado de elementos finitos se basan en condiciones clínicas adaptadas que no llegan a ser equivalentes, pero que permite una evaluación manejable y flexible donde los parámetros de investigación se pueden controlar de forma muy precisa.

Debido a la naturaleza numérica, el uso de esta metodología de investigación permite evaluar el comportamiento biomecánico de los MI ortodónticos, la simulación de situaciones clínicas importantes con el AEF ha aumentado en los últimos años, pues, realizar la medición de esos valores con precisión *in vivo* es imposible. Y del mismo modo, se evita colocar en riesgo a los pacientes.

Los resultados obtenidos en el presente estudio se pueden analizar en relación a las tres variables evaluadas, tensión, deformación y desplazamiento, tal y como se presenta a continuación:

### **Tensión**

Los resultados demostraron que la distribución de la mayor tensión en los mini-implantes evaluados se ubicó en las espiras superiores alrededor del hueso cortical. Esta observación coincide con lo encontrado por Lin et al., quienes observaron que el estrés generado a nivel de la cortical ósea es mayor que en el hueso alveolar. Otros autores como Motoyoshi et al., Sivanmurthy et al. y Cobo et al.; de igual manera concluyeron que la cortical ósea es la zona donde se genera mayor estrés.<sup>4,21,22,23,25</sup>

Del mismo modo, Kuroda et al. corroboraron también que el mayor estrés se concentra a nivel de la cortical y que su valor desciende con el aumento de la longitud del MI. Y además, Choi et al. hallaron que la distribución del estrés está influenciada por el tamaño y forma del MI, así como por factores relacionados al hueso.<sup>6,30</sup>

Por otro lado, Chang et al., luego de analizar los efectos de la variación de la profundidad, angulación y longitud de las espiras; obtuvieron un resultado similar a nuestro estudio, reportando que la mayor cantidad de estrés se generaba en las espiras superiores, donde se ubica el hueso cortical y que se debía tener mayor cuidado cuando el diámetro interno era reducido a este nivel.<sup>5</sup>

En nuestro estudio, esta zona de estrés máximo, se ubica del lado contrario al sentido de la aplicación de fuerza, pudiéndose atribuir este hallazgo, al efecto de palanca generado en el mini-implante. Ambos sistemas de mini-implantes presentaron la mayor tensión cuando tenían una inserción con inclinación de 50° respecto a 70° y 90°, en las diferentes longitudes. Pero a 90° el que mayor tensión presentó fue el MI de mayor longitud del sistema AARHUS (8mm), al igual que el trabajo de Lin et al., que indicaron también que el estrés de Von Mises en el hueso cortical se vio afectado principalmente por la longitud de exposición del mini-implante (82,35%) cuando la fuerza de 2N se aplicaba en MI de 8, 10 y 12mm de longitud.<sup>4</sup>

Choi et al. en su estudio mencionan a Frost y Sugiura, quienes encontraron que el límite biológico para la deformación del hueso cortical luego de la inserción de un tornillo de fijación de mini-placas es 4 000  $\mu$ strain. Para estos autores los valores deberían encontrarse entre 50 y 4 000  $\mu$ strain, que corresponde a 0.6 – 48 MPa. De acuerdo a nuestro estudio los valores de tensión obtenidos en el mini-implante fueron iguales en el hueso cortical por lo cual se comparó con estos valores. Los MI insertados a 70° y 90° no superaron el rango fisiológico de tensión (0.6 – 48 MPa), demostrándose de esta manera, ser seguros para el uso clínico.<sup>6</sup>

En nuestro estudio los MI del sistema DEWIMED insertados a 50° sobrepasan este límite (51.84 – 54.02 Mpa) debido a la mayor inclinación de inserción y diseño del MI. Sin embargo, Chatzigianni et al. en un estudio experimental y numérico, de igual forma demostraron que los valores de tensión y deformación no sobrepasan los límites biológicos.<sup>28</sup>

Las inclinaciones del MI en relación a la superficie ósea determina una variación en el área de estrés, considerando que las fuerzas excesivas generadas alrededor de los MI inclinados resultan

en micro fracturas en el hueso que terminan resultando en movilidad y posterior fracaso del MI.<sup>15</sup>

### **Deformación**

Con respecto a la deformación generada en el mini-implante, los valores más altos de deformación fueron a una inclinación de 50° para ambos sistemas de mini-implantes (DEWIMED y AARHUS). Esto se podría deber a la distancia entre el punto de aplicación de fuerza hasta el hueso cortical, lo que ocasiona que el mini-implante se comporte como una palanca con respecto a la cortical con mayor reacción de deformación en el mini-implante si la distancia entre estos puntos es mayor.

Tal y como mencionan Singh et al., quienes observaron que la cantidad de deformación se relaciona a la diferencia de módulos de elasticidad que tiene el titanio respecto al hueso, ubicándose en mayor cantidad en las zonas de menor diámetro.<sup>12</sup>

Por otro lado, Sthal et al. indican que la deformación del mini-implante se ve influenciada principalmente por el espesor de la cortical.<sup>1</sup>

Tal y como Lin et al. demostraron, el material, longitud de exposición de la cabeza y el diámetro del MI son los factores que más afectan la generación de estrés en la cortical.<sup>9,12</sup>

Sin embargo, para nuestro estudio los valores de deformación y desplazamiento del MI no son altos, lo cual coincide con lo presentado por Kuroda et al. en su estudio, donde demostraron que bajo las condiciones de las simulaciones, el desplazamiento y deformación no se relacionan a la destrucción ósea, por lo tanto no afectan a la estabilidad del MI.<sup>30</sup>

### **Desplazamiento**

En cuanto a la deformación del mini-implante, este se ubicó en la cabeza del mini-implante por ubicarse fuera del hueso y sin nada que restrinja su movimiento. Cuando el mini-implante estaba insertado a 50° presentó los mayores valores en ambos sistemas y para todas la longitudes. Además, debido a la fuerza horizontal en los mini-implantes con ángulos de inserción bajos se genera un vector de extrusión.

Los resultados del presente estudio de la misma manera permiten analizar otros factores que afectan el comportamiento biomecánico de los mini-implantes, los cuales pueden ser respecto al diseño (cuello, espiras, *pitch*, longitud o diámetros del mini-implante) y el ángulo de inserción.

El diseño de las cabezas que presentan los MI del estudio presentan una altura similar (2.1mm DEWIMED y 2.2mm AARHUS), con un orificio circular de 0,8mm de diámetro para ambos.

Los mini-implantes del presente estudio comparten valores en la parte activa del ángulo de la espira (8°), similar profundidad de espira (0.25mm DEWIMED y 0.26mm AARHUS) y el *pitch* del MI DEWIMED es de 0.69mm y en el MI AARHUS mide 0,7mm.

Handa et al. mencionan que la tensión aumenta con el incremento del *pitch* o espacio entre las espiras del MI, pero al igual que nuestro estudio esto no influencia significativamente. No obstante, señala que los factores del diseño como la profundidad, la forma y orientación de las espiras tienen un mayor porcentaje de contribución en la generación de la tensión.<sup>9,29</sup>

El cuello o perfil transmucoso presenta la mayor diferencia estructural, en el MI DEWIMED es continuo y mide 2.0mm, a diferencia del MI AARHUS mide 1.11mm y además presenta un escalón de 0,39mm; midiendo un total de 1.5mm, sin embargo se insertaron ambos MI de tal manera que la distancia desde el orificio de la cabeza hasta el hueso cortical sea la misma en ambos sistemas, para que la longitud extra-ósea del MI DEWIMED no incremente los valores de tensión en el MI, tal y como lo mencionan Lin et al.<sup>10</sup>

A cerca de la longitud del mini-implante, cuando se compararon los resultados de los mini-implantes del mismo sistema con diámetros iguales pero de diferente longitud, para el sistema DEWIMED obtuvimos que a 50°, el MI de menor longitud (6mm) presento mayor tensión y desplazamiento, pero una menor deformación que el de mayor longitud (8mm). Para el sistema AARHUS a 50°, sin importar la longitud los valores de tensión y deformación son similares, pero el desplazamiento es mayor en el de menor longitud (6mm). Estos resultados permitieron corroborar que el principal efecto de la longitud es la cantidad de contacto que hay entre el MI y el hueso sin influencia significativa en el comportamiento biomecánico.<sup>9</sup>

En cuanto al diámetro del mini-implante, el diámetro interno del sistema DEWIMED mide 1.16mm y el del AARHUS 1.03mm; el diámetro externo mide 1.6mm y 1.5mm,

respectivamente. En el presente estudio se pudo comparar los valores de los mini-implantes de la misma longitud pero con diámetros diferentes; encontramos que cuando los MI estaban insertados a 70° y 90°, los mayores valores de tensión, deformación y desplazamiento los obtuvo el MI de menor diámetro (AAHRUS). Estos resultados coinciden con lo encontrado por Liu et al., quienes sugirieron que para reducir el riesgo biomecánico del mini-implante, el sitio y la orientación deberían permitir minimizar el efecto de doblez, reduciendo el componente perpendicular de la fuerza respecto al eje axial del mini-implante y que un mini-implante más ancho es beneficioso pero que uno más largo puede ser perjudicial.<sup>10</sup>

Algunos autores indican que la disminución del diámetro del MI está asociado con la disminución de la tasa de éxito, mientras que la longitud no tiene un efecto estadísticamente significativo en el fracaso del MI.<sup>7</sup>

Es así que, Lu et al. mencionan que mientras se usen MI de diámetro entre 1.6 – 2.0mm no habrán efectos significativos en la estabilidad del MI.<sup>33</sup>

Sin embargo, se debe considerar que si el diámetro del MI aumenta, el estrés en el hueso disminuye pero que el riesgo de contactar con las raíces proximales sería mayor, así como limitaría el rango de movimiento de los dientes cercanos al MI.<sup>9</sup>

Del mismo modo, algunos investigadores que han evaluado las características mecánicas de los mini-implantes indican que los resultados muestran un comportamiento biomecánico que se debe principalmente a las diferentes manufacturas lo cual no permite compararlas en su totalidad.<sup>5</sup>

Mientras que para Duaibis et al. los factores más importantes para la estabilidad son el diámetro y longitud de la cabeza extra-ósea. Por lo cual recomiendan el uso de MI con diámetros largos y cabezas cortas en medida de lo posible.<sup>16</sup>

La angulación de inserción del mini-implante está relacionada con la variación del ángulo de la fuerza, el cual tiene un efecto en el comportamiento biomecánico del mini-implante, sin embargo este es menor. Tal y como lo reportaron Sthal et al. los resultados varían menos del 10%, especialmente en aquellos casos en del mini-implante los que el ángulo varía entre 0° a 20°. Concluyendo que una inclinación ligera propia de la situación oral de cada paciente no tiene un efecto negativo en la reacción biomecánica del anclaje esquelético.<sup>1</sup>

Lin et al., en su estudio plantean que la cantidad de tensión generada es directamente proporcional a la angulación de inserción que tienen los mini-implantes respecto al hueso

cortical y la influencia relativa del ángulo de inserción del mini-implante (6.03%) también fue estadísticamente significativo.<sup>4</sup>

Arantes et al. demostraron que independientemente de la dirección en la que se aplica una fuerza, los MI insertados con una inclinación de 45° presentaran mayor deformación en la cortical y mayor estrés en el MI. Así como, Perillo et al., Zhang et al., y Suzuki et al., quienes también coinciden que a mayor angulación del MI, el estrés generado aumenta.<sup>24,26,27,34</sup>

Nuestros resultados son importantes ya que clínicamente no siempre se pueden colocar los mini-implantes a una angulación de 90°, y es necesario conocer las diferencias del comportamiento biomecánico para estas situaciones. Por otro lado, tal y como mencionan Lin et al., el desarrollo de una zona de estrés en el hueso alveolar alrededor del mini-implante es relacionado con el fracaso del mini-implante y reconocer la biomecánica sería un aspecto crucial para el éxito del tratamiento ortodóntico, pues la aplicación de una fuerza inadecuada genera una zona de estrés excesiva en el tejido que lo soporta indicando un pronóstico desfavorable. Los resultados de este estudio ampliarán la comprensión de los clínicos que utilizan este tipo de mini-implantes. Debido a su naturaleza mecánica es importante entender su comportamiento biomecánico durante el uso.<sup>4,6,10</sup>

Dentro de las limitaciones del estudio, tenemos que la geometría del modelo óseo fue simplificada, y que además no se simuló el tejido blando. Otra modificación que se realizó fue que para la convergencia numérica, se supuso que el comportamiento mecánico de los materiales era elástico lineal (homogéneo e isotrópico), y el valor de cada material se fue referido por estudios anteriores. Por otro lado, a pesar de que la geometría del hueso usada en nuestro estudio es genérica, estudios previos demuestran que el patrón de distribución de estrés es el mismo. Y que la interfase entre el MI y el hueso que fue de nodo a nodo nos permitió simular una situación de no osteointegración.<sup>8</sup>

La aplicación clínica de nuestros resultados permite que la selección de los MI empleados en el presente estudio para su uso sea eficiente. Cuando se desee colocar un MI en el maxilar superior se puede optar por un MI de 6 hasta 8mm, y de cuello corto si el biotipo periodontal lo permite. Y conocer que la angulación entre 90° y 50° permite que la estabilidad primaria (retención mecánica) no se vea afectada si aplicamos fuerzas adecuadas de 2N inmediatamente luego de la inserción de los MI.

## **IX. RECOMENDACIONES**

Se sugiere que en futuras investigaciones, se evalúe la aplicación de otros vectores de fuerza aplicados a los mini-implantes, asimismo la realización de un estudio experimental que permita corroborar los resultados obtenidos con las simulaciones de la presente investigación.

## X. CONCLUSIONES

1. Los valores de tensión, deformación y desplazamiento generados en la estructura del mini-implante incrementaron cuando los mini-implantes presentaron menor longitud, diámetro y el ángulo de inserción disminuía respecto a la cortical ósea.
2. La longitud de los mini-implantes no influye en la tensión, deformación y desplazamiento generados en su estructura bajo las condiciones de simulación del presente estudio.
3. Los mini-implantes del sistema AARHUS (con menor diámetro) presentaron mayores valores de desplazamiento en su estructura a todas las angulaciones de inserción con respecto a la cortical ósea evaluadas.
4. Los mini-implantes del sistema DEWIMED obtuvieron los mayores valores de tensión y deformación, siendo el mini-implante DEWIMED de 6 mm de longitud y 1.6 mm de diámetro el que generó mayor tensión (54.02 MPa) y el mini-implante DEWIMED 8 mm de longitud y 1.6 mm de diámetro el que generó mayor valor de deformación ( $43.1 \times 10^{-5}$  mm/mm) en la estructura del mini-implante, cuando fueron insertados con una angulación de  $50^\circ$ .
5. Los mini-implantes del sistema AARHUS presentaron los mayores valores de desplazamiento, siendo el mini-implante AARHUS de 6 mm de longitud y 1.5mm de diámetro el que generó mayor valor de desplazamiento (0.0134mm) en la estructura del mini-implante, cuando fue insertado con una angulación de  $50^\circ$ .
6. Por último, podemos inferir que a menor angulación de inserción y mayor diámetro (DEWIMED 1.6mm) se presenta un mayor valor de tensión y deformación. Y a menor diámetro (AARHUS 1.5mm), presentan mayor valor de desplazamiento, siendo esto de gran utilidad en su aplicabilidad clínica.

## **XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop.* 2009;70(2):115-27.
2. Reynders RA, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):596-614.
3. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):564-73.
4. Lin T, Tsai F, Chen C, Lin L. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(2):182-9.
5. Chang J, Chen Y, Tung Y, Chiang Y, Lai E, Chen W et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(3):279- 88.
6. Choi B, Lee D, Mo S, Kim S, Park K, Chung K et al. Three-dimensional finite element analysis for determining the stress distribution after loading the bone surface with two-component mini-implants of varying length. *Korean J Orthod.* 2011;41(6):423-30.
7. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):284-91.
8. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(4):468-76.
9. Albogha, MH y Takahashi I. Generic finite element models of orthodontic mini-implants: Are they reliable?. *J Biomech.*2015;3751-56 .

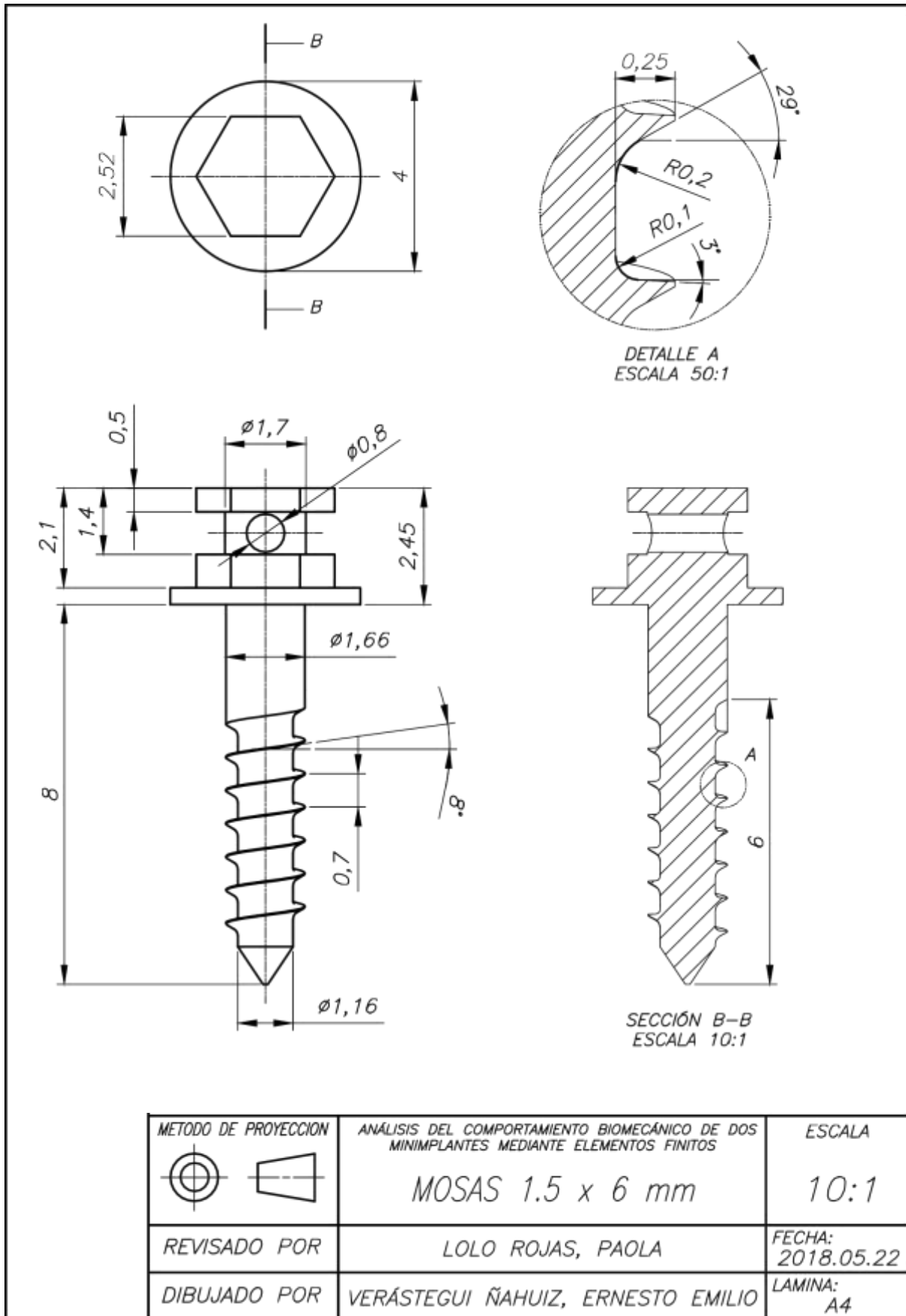
10. Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech.* 2010;43(11):2174-81.
11. Chang HP, Tseng YC. Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci.* 2014;30(3):111-5.
12. Singh S, Mogra S, Shetty V, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(3):327-36.
13. Muhamad A y Nezar W. Miniscrews: Clinical Application of Orthodontic. *RRJDS.* 2014;2(3):32-43.
14. Alharbi F, Almuzian M, Bearn D. Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod.* 2018;1-12.
15. Coelho de Aguiar R, Luis Corso L, Leites Larentis N, Marczak RJ, Fontanella V. Estresse ao Osso em Torno de Implantes Ortodônticos na Região de Molares Inferiores: uma Avaliação por Elementos Finitos. *Stomatos.* 2012;18(34):40-51.
16. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants. *Angle Orthod.* 2012;82(5):875-80.
17. Motaghi Dastenaee F, Moghimi Zand M y Noorollahian S. Thread Pitch Variant in Orthodontic Mini-screws: A 3-D Finite Element Analysis. *JCAMECH.* 2015;46(2):257- 65.
18. Cunha, Amanda Carneiro da et al. Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;147:45-51.
19. Yoo S, Park Y, Hwang C, Kim J, Choi E, Cha J. A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *Eur J Orthod.* 2013;36(5):557-62.

20. Yu JH, Lin YH, Chang WJ, Chang YZ y Lin CL. Mechanical Effects of Micro-thread Orthodontic Mini-screw Design on Artificial Cortical Bone. *J Med Bioeng.* 2012;34(1): 49-55.
21. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(9):972-77.
22. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(1):13-8.
23. Sivamurthy G, Sundari S. Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion-a three-dimensional finite element study. *Prog Orthod.* 2016;17:4.
24. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod.* 2015;37(1):56-9.
25. Cobo Plana J, De Carlos Villafranca F, Macías Escalada E, Álvarez Suárez A. Influence of the thickness of cortical bone on the stability of orthodontic miniscrews. *J Dentofacial Anom Orthod.* 2013;16(4):403.
26. Zhang Y, Zhang D, Feng C, Peng P, Hu H, Kawakami T, Takagi T, Nagai N. A Three-dimensional Finite Element Analysis for the Biomechanical Characteristics of Orthodontic Anchorage Micro-implant. *J Hard Tissue Biol.* 2006; 15(2):69-72.
27. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(6):273-80.
28. Chatziagianni A, Keilig L, Duschner H, Götz H, Eliades T, Bourauel C. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. *Eur J Orthod.* 2011;33(5):468-75.

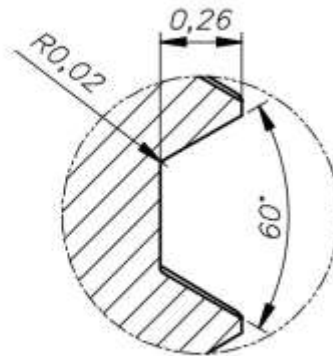
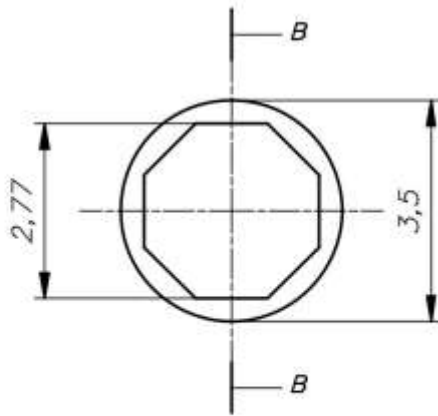
29. Handa, A; Hegde, N; Reddy, VP.; Chandrashekhar, BS.; Arun, AV.; Mahendra, S. Effect of the thread pitch of orthodontic mini-implant on bone stress-a 3D finite element analysis. *E-J Dent.* 2011;1(4):91-6.
30. Kuroda S, Nishii Y, Okano S, Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: a finite element study analysis. *J Orthod.*2014;41:275-284.
31. Albogha et al. lbogha M, Kitahara T, Todo M, Hyakutake H, Takahashi I. Predisposing Factors for Orthodontic Mini-Implant Failure Defined by Bone Strains in Patient-Specific Finite Element Models. *Ann Biomed Eng.* 2015;44(10):2948-2956.
32. Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod.* 2016;86(2):221-6.
33. Lu YJ, Chang SH, Ye JT, Ye YS, Yu YS. Finite Element Analysis of Bone Stress around Micro-Implants of Different Diameters and Lengths with Application of a Single or Composite Torque Force. *PLoS One.* 2015;10(12):e0144744.
34. Arantes V, Corrêa C, Lunardi N, Boeck Neto R, Spin-Neto R, Boeck E. Insertion angle of orthodontic mini-implants and their biomechanical performance: finite element analysis. *Rev odontol UNESP.* 2015;44(5):273-279.

# **ANEXOS**

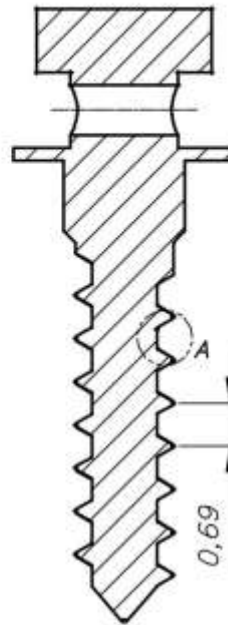
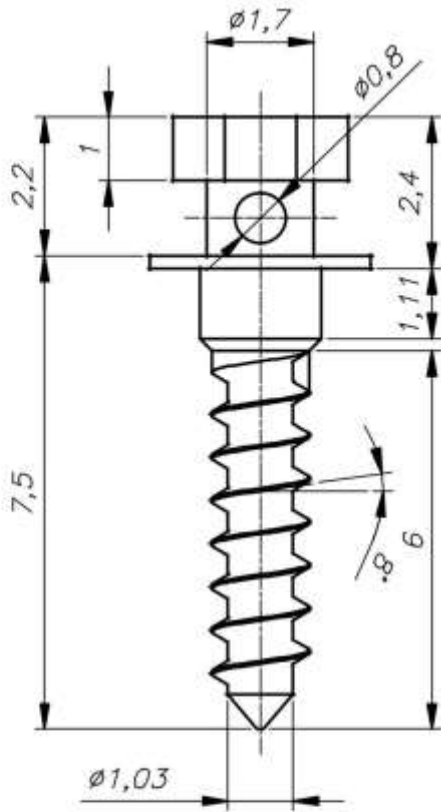
Anexo 2



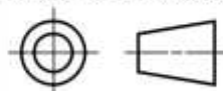
Anexo 3



DETALLE A  
ESCALA 50:1



SECCIÓN B-B  
ESCALA 10:1

<p>METODO DE PROYECCION</p> 	<p>A - COMPORTAMIENTO BIOMECANICO DE DOS MINIMPLANTES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS</p> <p>AARHUS 1.5x6mm</p>	<p>ESCALA</p> <p>10:1</p>
<p>REVISADO POR</p>	<p>LOLO ROJAS, PAOLA</p>	<p>FECHA:</p> <p>2018.05.22</p>
<p>DIBUJADO POR</p>	<p>VERÁSTEGUI ÑAHUIZ, ERNESTO EMILIO</p>	<p>LAMINA:</p> <p>A4</p>

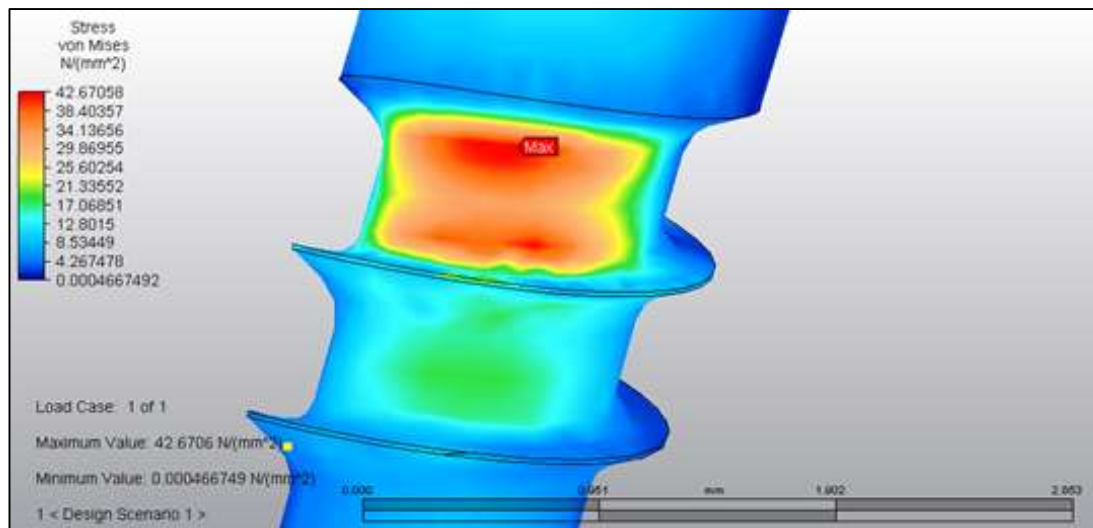
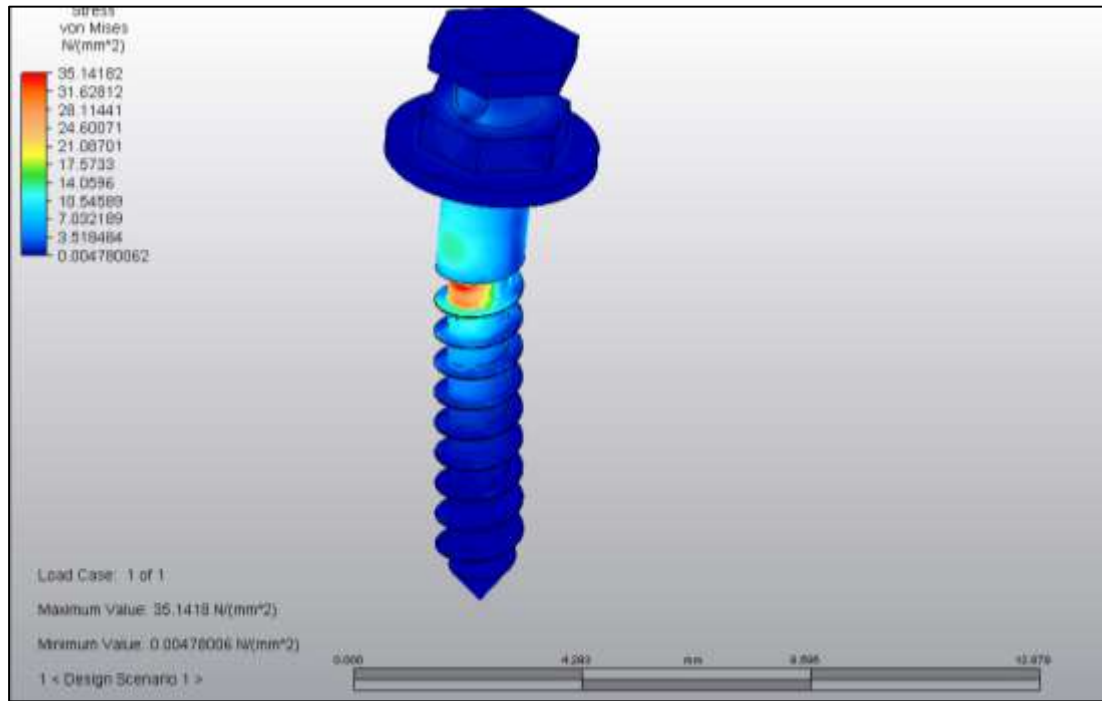
## Anexo 4

### Fichas de recolección de datos

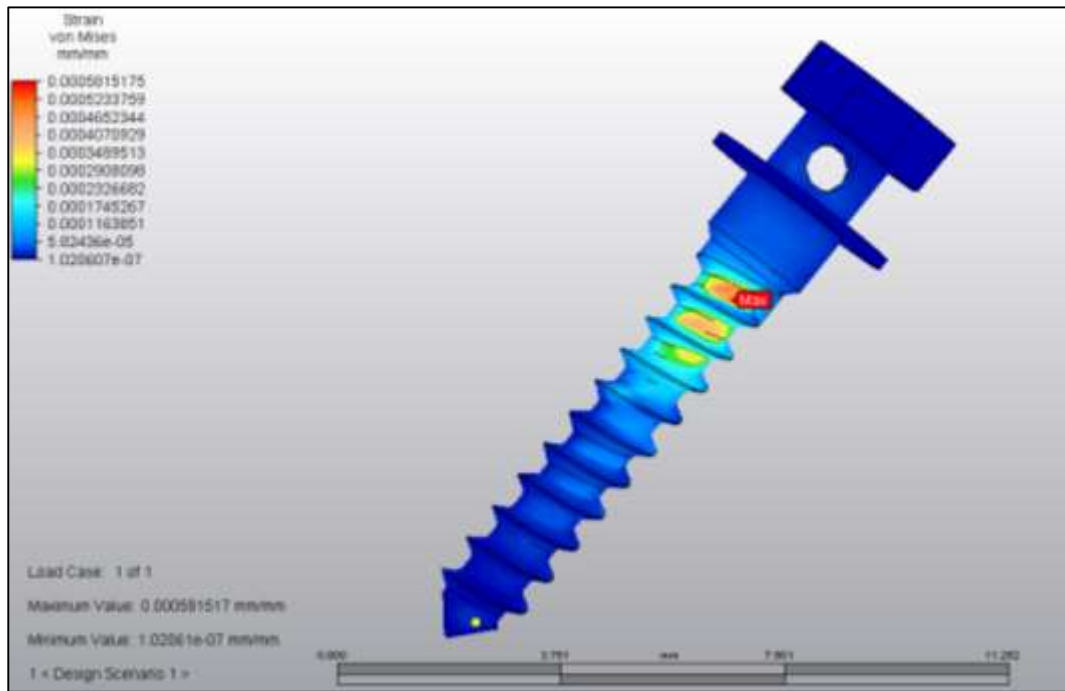
<b>REGISTRO DE VALORES DE LA SIMULACIÓN</b>				
<b>DEWIMED</b>		<b>6 x 1.6mm</b>	<b>7 x 1.6mm</b>	<b>8 x 1.6mm</b>
<b>90°</b>	<b>Tensión</b>			
	<b>Deformación</b>			
	<b>Desplazamiento</b>			
<b>70°</b>	<b>Tensión</b>			
	<b>Deformación</b>			
	<b>Desplazamiento</b>			
<b>50°</b>	<b>Tensión</b>			
	<b>Deformación</b>			
	<b>Desplazamiento</b>			

<b>REGISTRO DE VALORES DE LA SIMULACIÓN</b>			
<b>AARHUS</b>		<b>6 x 1.6mm</b>	<b>8 x 1.6mm</b>
<b>90°</b>	<b>Tensión</b>		
	<b>Deformación</b>		
	<b>Desplazamiento</b>		
<b>70°</b>	<b>Tensión</b>		
	<b>Deformación</b>		
	<b>Desplazamiento</b>		
<b>50°</b>	<b>Tensión</b>		
	<b>Deformación</b>		
	<b>Desplazamiento</b>		

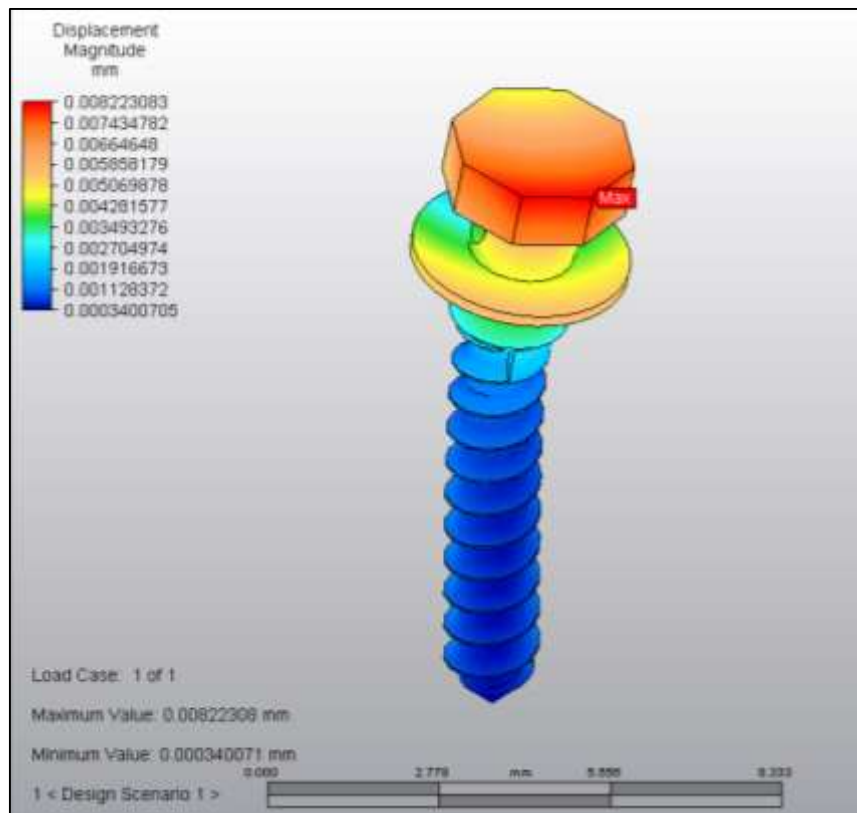
## Anexo 7



**Tensión.** Registro del punto de máximo valor de tensión en el mini-implante.



**Deformación.** Registro del punto máximo de deformación en el mini-implante.



**Desplazamiento.** Registro del punto de máximo valor de desplazamiento en el mini-implante.