

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR



EVALUACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS DE EL ESFUERZO Y MÓDULO DE DEFORMACIÓN EN HUESO MAXILAR PRODUCIDO POR UN MINI-IMPLANTE AUTO PERFORANTE SIN NICHOS PREVIOS

INVESTIGADORES

**VERÓNICA ADDONIZIO NARDONE
DIANA MILENA ROBAYO BLANCO
LAURA VILLAMARIN ÁVILA**

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ D.C 2014**

EVALUACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS DE EL ESFUERZO Y MÓDULO DE DEFORMACIÓN EN HUESO MAXILAR PRODUCIDO POR UN MINI-IMPLANTE AUTO PERFORANTE SIN NICHOS PREVIOS

INVESTIGADORES

VERÓNICA ADDONIZIO NARDONE
DIANA MILENA ROBAYO BLANCO
LAURA VILLAMARIN ÁVILA

ASESOR CIENTÍFICO

DRA. LILIANA JARA LÓPEZ
Especialista en Ortodoncia

ASESOR METODOLÓGICO:
DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.
Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

INGENIERO MECÁNICO

BREIGHNER CUESTA

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÁREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ, NOVIEMBRE 2014**

TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS	PÁGINA
1.1 Problema de investigación.....	10
1.2 Justificación.....	11
1.3 Propósito.....	13
1.4 Antecedentes.....	14
1.5 Marco teórico.....	16
1.6 Objetivos.....	31
1.6.1 Objetivo General	
1.6.2 Objetivos específicos	
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	
2.1 Tipo de estudio.....	32
2.2 Objeto de estudio.....	33
2.3 Criterios de selección.....	34
2.4 Unidad de observación.....	35
2.5 Variables.....	35
2.6 Procedimiento.....	36
3. RESULTADOS.....	40
4. DISCUSIÓN.....	53
5. CONCLUSIONES.....	55
6. REFERENCIAS.....	56

1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

1.1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El sistema de mini-implantes utilizado en la actualidad por muchos especialistas en el campo de la ortodoncia y otras ramas es motivo de interés para aquellos profesionales que día a día ejercen la práctica clínica.

Sin embargo para la colocación de estos elementos se requiere un conocimiento claro frente a las consideraciones anatómicas para la fijación y obtención de estabilidad primaria, teniendo en cuenta las características anatómicas del sitio, las regiones apropiadas para la fijación de los dispositivos, la calidad del hueso, las estructuras anatómicas de riesgo, diseño y tamaño del tornillo, el tipo de técnica utilizada, entre otro tipo de variables que influirán en el éxito o fracaso del mini-implante. (1)

A pesar de la versatilidad que presentan los mini-implantes, se han reportado porcentajes de fracaso del 10% al 30%, debido a la poca estabilidad que tiene el mini-implante inmediatamente después de su inserción. (2)

En cuanto a las fallas en la colocación de un mini-implante, Miyawaki y colaboradores encontraron factores relacionados como el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado. (3)

Cheng y Colaboradores en un estudio de 140 mini-implantes reportaron un éxito del 89% y atribuyeron como factores de riesgo para el fracaso los relacionados a baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada, así como infección bacteriana en el tejido peri implante.

¿Evaluar cuál es el esfuerzo y módulo de deformación producido en el hueso maxilar durante la inserción de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo mediante una simulación matemática por elementos finitos?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Modelamiento matemático

La modelización y simulación numérica del cuerpo humano es un área de investigación relativamente reciente que está experimentando un enorme auge en los últimos años. Su principal objetivo es conseguir un mejor conocimiento del comportamiento mecánico y fisiológico del cuerpo humano y diseñar herramientas

para su correcta simulación numérica en ordenador y así poder realizar predicciones y tomar decisiones.

Hoy en día los modelos matemáticos juegan un papel importante en la prevención, diagnóstico y terapia de muchas enfermedades.

Existen datos e imágenes en ortodoncia imposibles de analizar directamente y se necesita desarrollar nuevos modelos de cálculo que capturen los parámetros relevantes para el análisis o simulación. (3)

La mayoría de dificultades se evidencian en:

- Contacto con un cuerpo rígido (mordida o localización de fracturas)
- Contacto entre dos cuerpos elásticos (brackets con el alambre)
- Contacto entre tres cuerpos (mini-placas con dos partes del maxilar fracturado).

Estos problemas se formulan en términos de ecuaciones en derivadas parciales y se resuelven numéricamente mediante el método de elementos finitos para la aproximación de la variable espacial y el esquema de Newmark, basado en la teoría de elasticidad lineal para discretizar las derivadas en tiempo. (3)

Mediante estudios de modelamiento matemático es posible identificar factores de riesgo geométricos conociendo los límites elásticos de los materiales, evaluando las zonas de mayor esfuerzo y deformación en el hueso maxilar durante la inserción del mini-implante. (3)

La formulación matemática para evaluar la estabilidad primaria se basa en ecuaciones que traducen el comportamiento elástico del hueso y de los dispositivos, con distintas condiciones de contacto, con el fin de conseguir una adecuada fibro oseointegración y asegurar su posterior función. (3)

En la actualidad, la incorporación de simulaciones por elementos finitos en el mundo de la biomecánica ha supuesto una revolución en este campo. El método de elementos finitos es una herramienta útil y potente que permite el estudio de sistemas biológicos con costo reducido en comparación con el análisis experimental de especímenes reales. (3)

La investigación será de gran utilidad, ya que brindará información sobre el desempeño de los mini-implantes en el hueso maxilar y permitirá definir parámetros para obtener una adecuada estabilidad primaria conociendo previamente el grado de esfuerzo y deformación de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo.

1.3. PROPÓSITO

Según los resultados de esta investigación, se tiene un mayor conocimiento del grado de esfuerzo y módulo de deformación producido en la tuberosidad de hueso maxilar al insertar un mini-implante auto-perforante sin nicho previo. Esta

información es importante para definir parámetros y lograr una adecuada estabilidad primaria en hueso maxilar sin la realización de nicho previo.

1.4. ANTECEDENTES

En 1943 R. Courant, utilizó el método de Ritz que consiste en un análisis numérico que minimiza el cálculo variacional para obtener soluciones aproximadas a la tensión mecánica y deformación para cada elemento de estructuras complejas. (4)

En 1993 Cobo y colaboradores afirman que la simulación numérica en la mecánica de los maxilares comienza a principios de los años 90 y el número de trabajos se ha incrementado hasta hoy. Además en las publicaciones médicas especializadas, es interesante observar el número de presentaciones y publicaciones relacionadas con la simulación en ortodoncia y odontología. (5)

La utilización de mini-implantes en la Institución Universitaria Colegios de Colombia se ha incrementado en los últimos años teniendo en cuenta las características morfológicas y tecnológicas de los mini-implantes indispensables para la estabilidad primaria durante el tiempo del tratamiento. Sin embargo estas características no han sido suficientes para lograr la retención de los mini-implantes durante su utilización. (6)

En el 2005 Jara y Colaboradores realizaron el estudio de investigación acerca de la efectividad del uso de mini-implantes en maxilares humanos indicados como anclaje y con carga inmediata para movimientos intrusivos en ortodoncia, demostrando que estos elementos tienen gran efectividad como anclaje y que el tiempo que se requiere para lograr la intrusión depende de factores como la colaboración del paciente, frecuencia de activación, posibilidad de cuantificar las fuerzas aplicadas y de los movimientos independientes de dientes adyacentes, así mismo demostraron que la carga inmediata fue eficiente para la investigación y los mini-implantes no mostraron signos de oseointegración (6).

En cuanto a los fallos en la colocación de un mini-implante, Miyawaki y colaboradores en 2003, encontraron factores como el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado, afectando de esta forma la estabilidad primaria. (3)

Cheng y Colaboradores en 2006, en su estudio de 140 mini-implantes reportaron un éxito del 89% y atribuyeron como factores de riesgo para el fracaso los relacionados a baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada, así como infección bacteriana en el tejido peri implante. (7)

Park y colaboradores en 2006, Deguchi en el 2003 concluyeron que tanto en maxilar como en mandíbula, la colocación en la zona anterior tiene mayor éxito que en la zona posterior, debido a los efectos de las fuerzas masticatorias. (8-9)

En el 2010 Javed y colaboradores definen la estabilidad primaria como la ausencia de movilidad del implante en el lecho implantario inmediatamente posterior a su colocación, es uno de los factores más importantes para conseguir una adecuada fibro oseointegración y asegurar su posterior función. (10)

En el 2010 Jara y Colaboradores realizaron la comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos, reportando que el mejor diseño es aquel que presenta un menor número de roscas en su estructura, concluyendo que es un factor determinante en la retención aumentando el área de superficie de contacto. (11)

En el 2012 Jara y colaboradores realizaron un estudio entre dos tipos de mini-implantes, 1.7 y 2.0 mm de diámetro, comparando la máxima elongación que resiste la ligadura metálica a la fuerza de tracción. Se demostró que en ambos grupos no presenta pérdida de estabilidad primaria o desalojo del mini-implante, además, ambos diseños soportan fuerzas tensionales superiores a 7000 gramos, excediendo 22 veces más el parámetro normal de fuerzas ortodóncicas. (11-12)

1.5. MARCO TEORICO

1.5.1 ELEMENTOS FINITOS

Técnica de simulación numérica por ordenador que se utiliza para predecir el comportamiento biomecánico de estructuras. Se puede utilizar para analizar pequeñas o grandes escalas de deflexión bajo carga o desplazamiento aplicado. Este método se ha utilizado en ortodoncia ya que reproduce un escenario clínico completo con hueso diferenciando hueso cortical y hueso trabecular, dientes, fuerzas aplicadas simuladas y respuesta mecánica del mini-implante. (4)

Fue utilizado por primera vez en 1970 y dentro de la ciencia odontológica se ha aprovechado especialmente en el campo de la implantología dental, en crecimiento y desarrollo, análisis de tensiones sobre el ligamento periodontal, estudio de aparatos y materiales sin necesidad de realizar estudios en animales o modelos representativos. (13)

El Método de Elementos Finitos realiza una aproximación numérica de un problema mecánico, lo cual puede minimizar las pruebas de laboratorio pero no las sustituye. Los datos obtenidos por medio de elementos finitos deben ser evaluados con experimentos físicos posteriormente. (13-14)

Este método se basa en la división de un elemento continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos. Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no.

En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre:

- Dominio. Espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.
- Condiciones de contorno. Variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos, temperaturas, voltaje, focos de calor.
- Incógnitas. Variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, tensiones, temperaturas.

Se caracteriza por seguir los siguientes pasos:

1. Discretización del problema: Simplificación del problema mediante interrupción de un sistema continuo con infinitos grados de libertad a medida finita de las libertades.
2. Imágenes: Reconstrucción y edición de las imágenes en 3D

3. Mallado: Sistema de puntos (nodos) y los elementos que conforman una red se denomina malla. contener el material y propiedades estructurales (módulo elástico, el coeficiente de Poisson, y dió fuerza), que definen cómo la estructura va a reaccionar a ciertas condiciones de carga.
4. Condiciones de contorno: Ejecución en un software para evaluar tensiones, fuerzas y momentos de diferentes materiales durante la función.
5. Tipos de soluciones: Resultado de las tensiones producidas. (5)

El método de los elementos finitos supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre si los elementos. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. (15)

En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina grados

de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que nos determinan el estado y/o posición del nodo.

El sistema, debido a las condiciones de contorno: empotramiento, fuerza puntual y temperatura, evoluciona hasta un estado final. En este estado final, conocidos los valores de los grados de libertad de los nodos del sistema podemos determinar cualquier otra incógnita deseada: tensiones, deformaciones. También sería posible obtener la evolución temporal de cualquiera de los grados de libertad. (16)

Planteando la ecuación diferencial que rige el comportamiento del continuo para el elemento, se llega a fórmulas que relacionan el comportamiento en el interior del mismo con el valor que tomen los grados de libertad nodales. Este paso se realiza por medio de unas funciones llamadas de interpolación, ya que éstas 'interpolan' el valor de la variable nodal dentro del elemento. (16)

El problema se formula en forma matricial debido a la facilidad de manipulación de las matrices mediante ordenador. Conocidas las matrices que definen el comportamiento del elemento (en el caso estructural serán las llamadas matrices de rigidez, amortiguamiento y masa, aunque esta terminología ha sido aceptada en otros campos de conocimiento) se ensamblan y se forma un conjunto de ecuaciones algebraicas, lineales o no, que resolviéndolas nos proporcionan los valores de los grados de libertad en los nodos del sistema. (17)

En la práctica, la FEM general consiste en 3 etapas principales:

- Pre-procesamiento: Incluye CAD (asistido por ordenador diseño) de datos, mallado, y las condiciones de contorno.
- El tratamiento o la solución: Esta es la etapa en la que el software hace el trabajo de cálculo. A nivel interno, el software realiza formulaciones de matriz, inversión, la multiplicación y la solución.
- Post-procesamiento: Este paso incluye la visualización de resultados, comprobaciones, conclusiones y pensar en qué medidas que deben adoptarse para mejorar el diseño. (15)

Los resultados se evalúan tanto visual como numéricamente, a través de la ilustración demuestra la concentración y distribución de esfuerzo dentro de los límites determinados por la utilización de una serie continua de color para reflejar diferentes niveles de estrés. (4)

Hay básicamente tres niveles de diseño de modelos del cuerpo humano:

- Primer nivel: Geométrico, tiene como objetivo la descripción digital de la anatomía, casi siempre adquirida a través de las imágenes médicas como TAC y radiografías.
- Segundo nivel: Físico, pretende la modelización biomecánica de los diferentes tejidos, órganos, vasos sanguíneos, músculos o huesos.

- Tercer nivel: Fisiológico, modelización de las funciones de los más importantes sistemas biológicos como cardiovascular, respiratorio, digestivo, muscular, o algún metabolismo patológico es decir, evolución de un tumor, o de una inflamación. (5)

1.5.2 HUESO MAXILAR

El maxilar superior está situado craneal a la cavidad bucal, caudal a la cavidad orbitaria y distal a las fosas nasales. Su estructura es voluminosa y sin embargo ligera debido a la existencia de una cavidad, el seno maxilar, que ocupa los dos tercios del espesor del hueso. La configuración externa del maxilar superior es muy irregular. No obstante, se puede reconocer en él una forma cuadrilátera y distinguírle dos caras, una externa y otra interna, y cuatro bordes. (18-32)

El hueso maxilar es par y se fusiona en la línea media por la sutura intermaxilar y constituye el centro del macizo facial superior, forma parte de la cavidad bucal, del paladar óseo, de las fosas orbitarias, de las nasales pterigopalatina y de la fosa zigomática. Tomando como referencia la eminencia canina y la cresta zigomática alveolar, se delimitan las tres áreas implantológicas superiores:

- Zona anterior: Desde la sutura intermaxilar hasta la eminencia canina en la cara vestibular de esta zona encontramos una cortical fina, La cortical palatina es más gruesa en este área que en el resto del maxilar

- Zona media: Eminencia canina y la cresta zigomática-alveolar o infratemporal.
- Zona posterior: El tipo de hueso será predominantemente esponjoso distal a la cresta zigomática-alveolar molar. (19)

La resistencia a la deformación y rigidez del hueso maxilar es aportado por la fase inorgánica (Apatita ósea), mientras que la resistencia a la fractura lo aporta la fase orgánica (Colágeno tipo 1 y proteínas no colágenas). El mineral es duro y frágil, mientras que la proteína es mas blanda pero mas resistente a la tracción compresión y torsión. Sin embargo la unión de ambos, combina las propiedades óptimas aportando dureza y resistencia. El hueso compacto tiene una densidad del 5 al 30 % mientras que el trabecular llega del 30 al 90%. (20)

Determinar las propiedades biomecánicas del hueso permite predecir las fuerzas que este es capaz de resistir, las posibles consecuencias de las enfermedades, entender el envejecimiento y otras características. Estas propiedades del hueso van a depender de su contenido acuoso, de su densidad y contenido mineral. (20-33)

En el maxilar superior, los ejes de máxima rigidez generalmente están orientadas perpendicular al hueso alveolar. En zona de tuberosidad maxilar, la resistencia a la compresión es de 10.5 GPa, esto puede indicar una adaptación de resistencia al estrés debido a la flexión en esta región. (20)

Wolff en 1892 sostuvo que el hueso debe su forma, densidad y propiedades a un proceso evolutivo de manera que este se forma y transforma según las cargas a las cuales está sometido, hasta poder soportar dichas cargas de una forma óptima, afirmando que todo cambio producido en la forma y función del hueso, o únicamente en la propia función, viene seguido de ciertos cambios definitivos en la arquitectura interna y de una alteración similar en la conformación externa, en función de varias leyes matemáticas. (20)

Existen diferentes clasificaciones de la calidad ósea, entre ellas destacamos la clasificación de:

- Misch en 1990
 - D1 hueso compacto denso
 - D2 hueso compacto denso y poroso – esponjosa con trabeculado densa
 - D3 hueso compacto fino y poroso – esponjosa con trabeculado fina
 - D4 esponjosa con trabeculado

- Lekholm y Zarb en 1985
 - Clase I: hueso compacto homogéneo
 - Clase II: hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso
 - Clase III: cortical delgada sobre el hueso esponjoso denso
 - Clase IV: cortical delgada rodea el hueso esponjoso poco denso (1)

La calidad de hueso es importante en implantología dental debido a que representa un indicador de viabilidad para un tratamiento y procedimiento de inserción determinado. (1)

Debido a la mayor densidad y menor porosidad del hueso cortical, las calidades de hueso 1 y 2 presentan mayor estabilidad y mayor anclaje tras la inserción del implante dental. Sin embargo, por su cercanía con la médula ósea y el tejido hematopoyético, el hueso trabecular requiere un menor tiempo de cicatrización respecto al hueso cortical. De acuerdo a esto puede entonces resultar más conveniente que el sitio de implantación tenga una calidad de hueso 3 ó 4. Esta dualidad entre estabilidad y tiempo de cicatrización ha permitido la aparición de nuevas técnicas de fabricación de implantes dentales y nuevos protocolos de inserción que mejoran la tasa y velocidad de cicatrización independiente de la calidad de hueso. (1,28)

Para obtener resultados óptimos, deben insertarse los implantes dentales teniendo en cuenta la calidad y cualidad adecuada del hueso. Por otra parte, se ha informado de que el éxito a largo plazo depende de los parámetros biomecánicos y el comportamiento del hueso respecto a la carga. (29)

1.5.3 MINI IMPLANTE

El término “mini” se usa para enfatizar el tamaño pequeño y el término “implante” será usado en lugar de tornillo, porque cuando un objeto extraño es retenido en el cuerpo humano por más de 1 mes, puede ser clasificado en la categoría de implante. (6)

Es importante tener en cuenta el objetivo del tratamiento, tiempo de trabajo y la colocación del mini-implante previendo los futuros movimientos de los dientes para evitar cualquier interferencia. (9)

Las complicaciones que pueden ocurrir con el empleo de los mini implantes incluyen, la invasión en relación con las estructuras anatómicas adyacentes, las perforaciones de la mucosa o desgarros, periimplantitis y el movimiento no deseado del diente. (2,31)

1.5.4 SISTEMAS DE COLOCACIÓN DE LOS MINI-IMPLANTES

Autoperforantes: El mini- implante presenta corte en la punta del tornillo, en donde no es necesario un agujero piloto. Su principal ventaja es la presencia de mayor estabilidad primaria y las desventajas se obtienen debido a la presión de la fuerza ejercida por el operador en donde hay una pérdida táctil y posible

desviación de la trayectoria ideal durante la colocación. De la misma forma la resistencia a la colocación aumenta el riesgo de fractura del mini implante. (21)

Autoroscante: La colocación sin dificultad con mínimo daño tisular y sin desviarse de la trayectoria ideal son sus principales ventajas, y las desventajas son ligeramente más invasivos. (9)

En el hueso esponjoso maxilar de la parte posterior podría no ser necesario la perforación con una fresa piloto por el diámetro de la cortical, lo que difiere en el hueso cortical del maxilar inferior en el cual el autoperforante aumenta las desventajas. (9)

1.5.5 MÉTODOS DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES

La localización más segura para la colocación de los mini implantes en el maxilar superior es entre el segundo premolar y el primer molar o bien entre los molares, además del rafe palatino donde se toma como referencia la papila palatina (12).

En la mandíbula la zona más segura es desde el primer premolar hasta el segundo molar y la zona retromolar, se recomienda que los mini-implantes tengan longitudes de 6-7 mm. (12)

Según el protocolo del postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, la zona más segura es sobre la línea mucogingival perpendicular al plano oclusal, en zona libre de defectos óseos y con una distancia interradicular de por lo menos 1 mm. (11)

Debido a la anatomía que presenta la zona de tuberosidad maxilar y al difícil acceso, la colocación del mini-implante presenta una ligera angulación postero superior que no altera las condiciones de estabilidad primaria ni su comportamiento biomecánico. (11)

La inserción del mini implante se hace segura cuando está cerca de la línea mucogingival y con menos a 45 grados de angulación apical del eje largo del diente¹³. Durán plantea que debe ser entre 30 y 40 grados, con un diámetro del mini implante de 1,4 a 1,8 mm y una longitud de aproximadamente 6 mm. Un ángulo de inserción más grande incrementaría el contacto de hueso de cortical; sin embargo, es difícil para aplicar varios materiales de tracción y podría incrementar el peligro de perforar el seno de maxilar. (12,30)

El mini-implante se coloca en el hueso a través de la encía insertada sin perforación. Se introduce en un ángulo de 90 grados respecto a la superficie osea y se atornilla con atornillador manual. La colocación en un cierto ángulo requiere la realización de una muesca pequeña para prevenir el resbalamiento del micro-

implante. La colocación angular de los micro-implantes con el método autoperforante puede dañar el área del hueso cortical denso y espeso. (12)

1.5.6 TÉCNICAS

- Método autoperforante: El mini-implante se coloca en el hueso a través de la encía insertada sin perforación. Se introduce en un ángulo de 90 grados respecto a la superficie osea y se atornilla con atornillador manual. La colocación en un cierto ángulo requiere la realización de una muesca pequeña para prevenir el resbalamiento del micro-implante. La colocación angular de los mini-implantes con el método autoperforante puede alterar el área del hueso cortical denso. (12)

Sistema de tornillo autoperforante que a menudo tiene un diseño de una sola pieza (es decir, la parte de la cabeza del tornillo y el cuerpo son inseparables). Este tipo de tornillos se caracteriza por tonos agudos y un ápice tornillo penetrante y no tienen necesariamente el tratamiento de superficies osteointegración de promoción. (21)

- Técnica Press-fit: En este caso la zona receptora es creada con una fresa de dimensiones inferiores con respecto a las del implante; en consecuencia, la incorporación del mismo se sucede algo forzadamente, que de acuerdo al morfotipo, podrá ser reproducido a través de maniobras de persecución o

de enroscado. El principio biológico de este sistema es el de alcanzar una estabilidad primaria notable. Con la inserción del mini-implante en press-fit, el implante puede ser puesto en funcionamiento precozmente, siempre y cuando la magnitud de cargas no superen la resistencia de la estabilización primaria. (22)

- Método Line to Line: Esta técnica prevé una perfecta congruencia entre la forma y las dimensiones del mini implante y las del sitio receptor. El mini implante es alojado sin haber forzado y la estabilidad primaria está garantizada por la misma fricción de las superficies contra las del hueso. (23)

1.5.7 ESTABILIDAD PRIMARIA

Se define como ausencia de movilidad en el lecho del hueso inmediatamente después de la inserción del mini-implante, mientras que la estabilidad secundaria se desarrolla debido a la remodelación ósea. La estabilidad primaria ocurre entre el contacto mecánico entre el implante y el hueso, que depende de algunos factores como diseño del implante (Kim et al, 2009.), calidad del hueso (Motoyoshi et al, 2006.), preparación del sitio del implante (Okazaki et al, 2008), y ángulo de inserción (Wilmes et al., 2008). (24)

Existen varias maneras de medir el grado de estabilidad de un implante en el momento de su inserción como un sencillo test de movilidad manual que incluye el uso de una ligera fuerza rotacional horaria o la percusión con un instrumento metálico sobre la montura del implante. También se puede comprobar mediante la medición electrónica de los valores de la fuerza rotacional empleados para la inserción del mismo y mediante el uso de un instrumento PERIOTEST, que mide la amortiguación del tejido periimplantario a la aplicación de una ligera percusión o mediante la medición de la frecuencia de resonancia (FR) de un piezoeléctrico que se une al implante y se estimula mediante una pequeña corriente eléctrica. (25)

Se obtienen unos valores, expresado como PTV (Periotest® values), que varían desde -8 a +50 para analizar la mayor o menor estabilidad de los implantes. A diferencia del método FR, cuanto más negativos son los valores obtenidos, mayor es la estabilidad primaria de los implantes. (10)

A pesar de las limitaciones, se puede inferir que, en la práctica clínica, un espesor cortical de 1 mm es suficiente para garantizar la estabilidad primaria de los mini-implantes, como lo descrito por Motoyoshi et al. (22)

Un exceso de compresión sobre el tejido óseo a la hora de colocar el implante mejora la estabilidad primaria pero es posible que produzca necrosis del hueso denso, aunque probablemente no ocurra en huesos blandos y altamente vascularizados. (26)

La estabilidad primaria será más favorable en diseños de mini-implantes troncocónicos debido al efecto de cuña favoreciendo el torque, a diferencia de los mini-implantes cilíndricos. (27)

Se establece que la estabilidad primaria está directamente relacionada con el éxito del implante y está determinada por la calidad y cantidad del hueso utilizado, la técnica quirúrgica y el diseño del implante. (4)

La inserción de mini-implantes con el método auto-perforante, fue creado ante la necesidad de excluir la realización de nicho previo, se ha encontrado que el tamaño del nicho y la profundidad del mismo pueden influir significativamente en la estabilidad primaria de mini-implantes. (4)

1.6 . OBJETIVOS

1.6.1. GENERAL

Establecer la distribución de esfuerzos y módulos de deformación producidos en hueso maxilar tras la inserción de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo, mediante la simulación matemática por elementos finitos.

1.6.2 ESPECÍFICOS

- Determinar el esfuerzo producido en hueso maxilar durante la inserción del mini- implante auto-perforante de 1.8 mm de diámetro sin nicho previo.
- Determinar la deformación producida en hueso maxilar durante la inserción del mini- implante auto-perforante de 1.8 mm de diámetro sin nicho previo.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Estudio experimental por simulación con elementos finitos

2.2. OBJETO DE ESTUDIO

Distribución de esfuerzos y módulo de deformación en hueso maxilar producido por un mini-implante auto-perforante sin nicho previo, analizado mediante simulación matemática por elementos finitos en la Institución Universitaria Colegios de Colombia en el año 2014.

2.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

- Maxilar superior zona de tuberosidad
- Hueso tipo D4.
- Mini implante Conexao Auto Perforante de titanio grado 5 con diámetro 1.8 mm, longitud 6 mm y transmucoso 1mm.

2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

La unidad de observación estará comprendida por la zona de Tuberosidad en Hueso maxilar y en el se insertará el Mini-implante Conexao autoperforante sin nicho previo 2x6x1 utilizado en la clínica de ortodoncia de UNICOC.

2.5 VARIABLES

Para efectos del estudio se utilizarán las siguientes variables.

VARIABLE	DEFINICIÓN	CODIFICACIÓN OPERACIONAL	CATEGORÍA DE MEDICIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE
ESFUERZO	Es la resistencia que ofrece un área unitaria del material del que está hecho un miembro para una carga aplicada externa	Medida= Newton/mm ³	Cuantitativa	Razón	Dependiente

	(fuerza) Esfuerzo= Fuerza/Área				
DEFORMACIÓN	Es la distorsión interna producida por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud.	Medida = Desviación/Longitud	Cuantitativa	Razón	Dependiente
MINI IMPLANTE AUTOPERFORANTE	Dispositivo de anclaje temporal (mini-tornillo) en ortodoncia confeccionado en titanio grado 5 con punta activa	M1: Mini implante autoperforante	Cualitativa	Nominal	Independiente

	de corte que permite crear un orificio inicial de apertura en el hueso.				
ZONA ÓSEA DE INSERCIÓN	Región ósea de maxilar en la que se insertará el Mini implante sin nicho previo.	Zona de tuberosidad maxilar	Cualitativa	Nominal	Independiente
DIÁMETRO DE MINIIMPLANTE	Longitud transversal del Mini implante determinada en mm	Medida en mm 2	Cuantitativa	Razón	Independiente

2.6 PROCEDIMIENTO

2.6.1 PROCEDIMIENTO ELEMENTOS FINITOS

El método de elementos finitos consiste en un método matemático complejo, uno de sus fundamentos está basado en la discretización de los cuerpos de estudio, y debido a la existencia de muchas divisiones se debe realizar una o más ecuaciones para representar el comportamiento de cada división del cuerpo.

Para realizar el análisis de una pieza de interés por medio del método de elementos finitos, se necesita de complejos métodos para tener un resultado apegado a la realidad, que consiste en la división del cuerpo, generar ecuaciones que representen el comportamiento de dicho cuerpo, al mismo tiempo resolver de forma simultánea las ecuaciones para poder obtener información del comportamiento, y sobre todo para poder predecir de alguna forma lo que sucederá.

El método de los elementos finitos se basa en 3 actividades:

1. PRE-PROCESAMIENTO

Este nivel incluye todas las actividades de modelado de la tuberosidad del maxilar superior e ingreso de los siguientes datos: Densidad del hueso

cortical y trabecular en zona de tuberosidad maxilar, modulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, resistencia a la tensión, compresión, fluencia y fractura, así mismo se introducen las coordenadas de los nodos, conexión entre los nodos, condiciones de frontera, cargas aplicadas, propiedades del mini-implante, entre otros. Generalmente se utiliza un paquete de CAD para generar la estructura o cuerpo de estudio, ya que ofrece mejores herramientas en el dibujo y modelado del mismo. El resultado final de este paso es un archivo de datos en el cual se le especifica al programa lo que debe realizar y con que debe trabajar.

2. PROCESAMIENTO

En este nivel se realiza una evaluación del modelo para verificar que no haya ningún error en el archivo generado en el nivel anterior y después dentro de este nivel se realiza las generaciones de las ecuaciones necesarias para la solución del problema, de las que sobresale la matriz de rigidez, su modificación y solución se obtiene mediante la evaluación de las variables nodales. También se generan las cantidades derivadas, así como los gradientes y esfuerzos; pero no son presentados sino hasta la siguiente etapa. Este nivel es completamente transparente y restringido para el usuario de programas de análisis de elementos finitos, a menos que se realice de forma manual.

3. POST-PROCESAMIENTO

En este nivel se incluye la presentación de los datos generados en los niveles anteriores obteniendo mediante escalas numéricas y códigos de color que nos permiten visualizar valores máximos y mínimos del modulo de esfuerzo y deformación en la zona de tuberosidad del hueso maxilar.

Para hacer posible dicha investigación se llevara a cabo a través del programa Ansys 14.0 de elementos finitos.

Ansys realiza la división del modelo 3D en pequeñas partes llamadas elementos finitos, los cuales están compuestos de nodos de conexión por medio de los cuales se realiza la transferencia de cargas aplicadas al modelo para la obtención de resultados. (Figura 1)

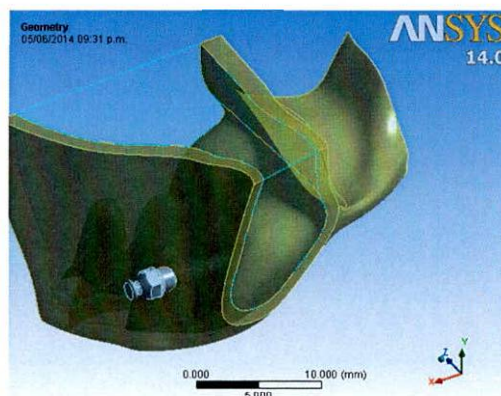


Figura 1. Modelamiento de geometría zona tuberosidad con inserción de Mimplante

En relación al modelo del mini-implante, se estableció preliminarmente una geometría base aproximada con base en la inspección visual del mismo el cual fue posteriormente validado por medio levantamiento metrológico que permitiera confirmar los parámetros reales de diseño con lo cual se actualizó el modelo de análisis. Los principales parámetros a validar fueron: (Figura 2).

- Tamaño de Mini-Implante utilizado (2 x 6 x 1 Auto perforante)
- Perfil de rosca
- Longitud de paso entre roscas
- Altura de hilo
- Ápice fresado



Figura 2. Modelamiento de Mini-implante auto perforante

3. RESULTADOS

El análisis fue clasificado en diferentes etapas según la profundidad de inserción, una vez efectuados los análisis con el software Ansys 14.0 se obtuvieron resultados gráficos representados por una escala de color que varía en la escala *Rainbow* desde el menor valor (color azul) hasta el mayor valor (color rojo) como se ilustra en la Figura 3 para indicar los valores de los niveles de esfuerzo expresados en mega pascales (MPa) y deformación unitaria (mm/mm) para las diferentes profundidades de inserción evaluadas.



Figura 3. Escala Rainbow para valores de esfuerzo y deformación unitaria

RESULTADOS PARA 1 mm

Al realizar la simulación de inserción del mini-implante a 1 mm de profundidad, se encontraron diferencias entre el mini-implante y el hueso, obteniendo valores de esfuerzo de 16000 y 10000 MPa, respectivamente. En cuanto a la deformación se encontró un comportamiento similar a lo evaluado en el esfuerzo, se evidencio en el mini-implante el valor mas alto de deformacion que fueron 0.55 mm. Con respecto al hueso maxilar los valores fueron mucho menor que los registrados en el mini implante 0,18 comparado con 0.55 mm.

Este mayor esfuerzo se presenta a 1 mm debido al perfil de la rosca del mini implante, la cual tiene una seccion no redondeada que genera concentradores puntuales que maximizan el esfuerzo.

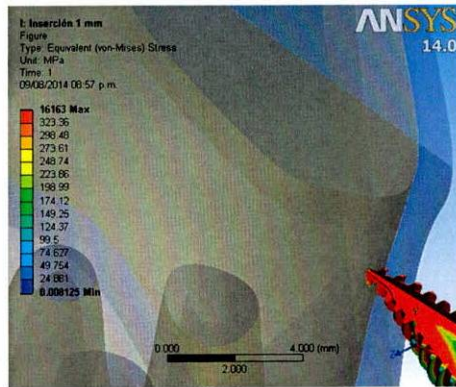


Figura 4. Esfuerzo evaluado sobre el mini - implante

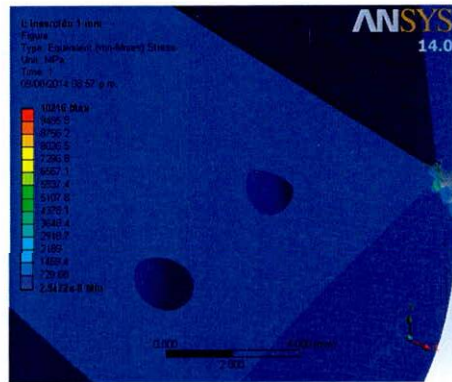


Figura 5. Esfuerzo evaluado sobre el hueso

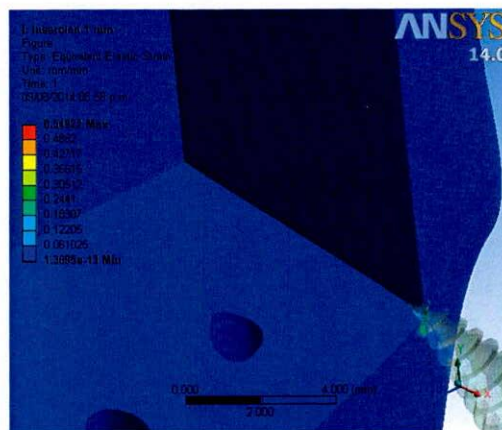


Figura 6. Deformación elástica evaluada sobre el implante

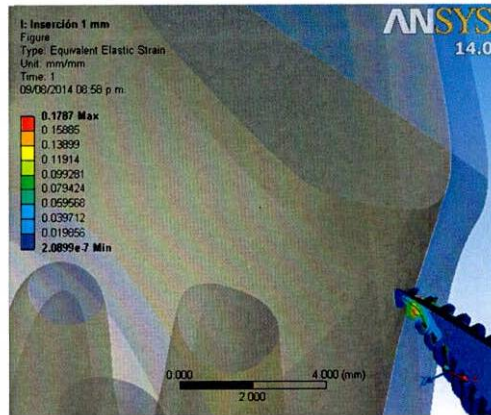


Figura 7. Deformación elástica evaluada sobre el hueso

RESULTADOS PARA 2 mm

Cuando la profundidad aumentaba a 2 mm los valores de esfuerzo en los dos elementos disminuyeron drásticamente aunque el mini implante seguía presentando valores más altos con respecto al hueso 4000 mpa comparados con 2000 mpa

En cuanto a la deformación se observó una caída abrupta de los valores de deformación con 0.05 mm/mm en el hueso maxilar.

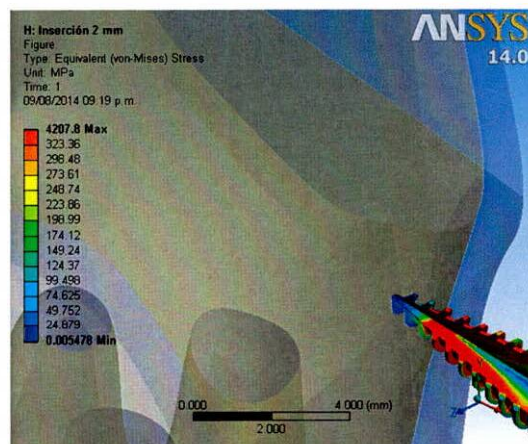


Figura 8. Esfuerzo evaluado sobre el mini – implante

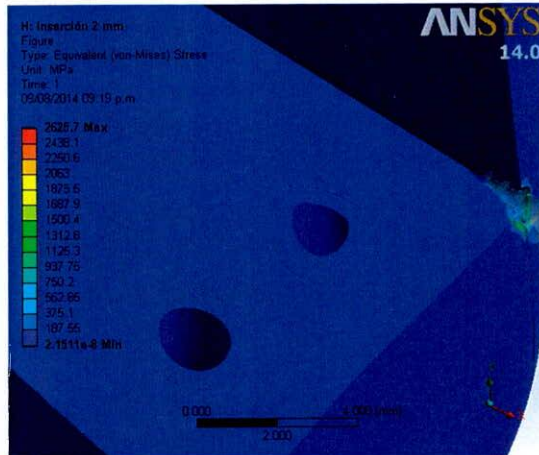


Figura 9. Esfuerzo evaluado sobre el hueso

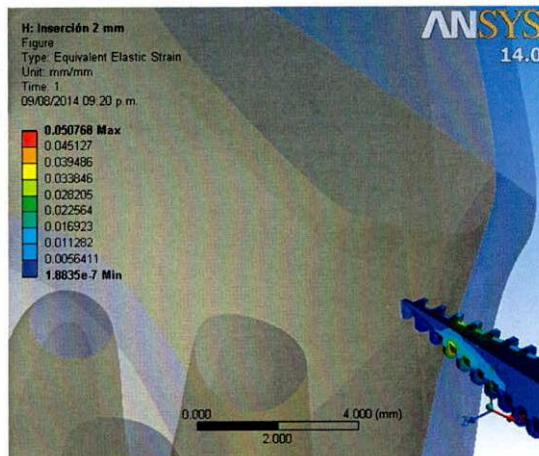
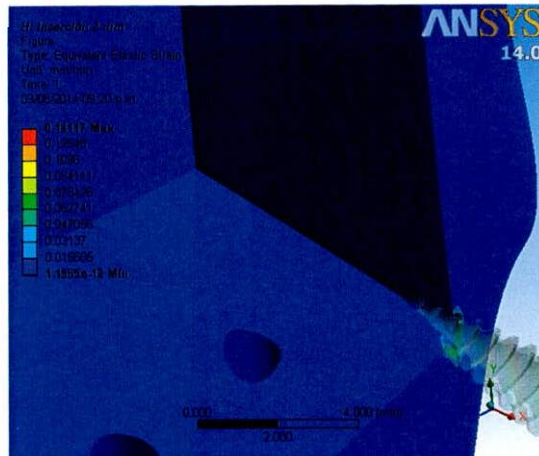


Figura 10. Deformación elástica evaluada sobre el mini – implante



RESULTADOS PARA 3 mm

A los 3 mm de profundidad el esfuerzo siguió disminuyendo aportando valores entre 1700 mpa para el mini-implante y 1200 mpa para el hueso maxilar. La deformación elástica fue mínima con valores constantes y con tendencia a 0 para los dos elementos.

Figura 11. Deformación elástica evaluada sobre el hueso

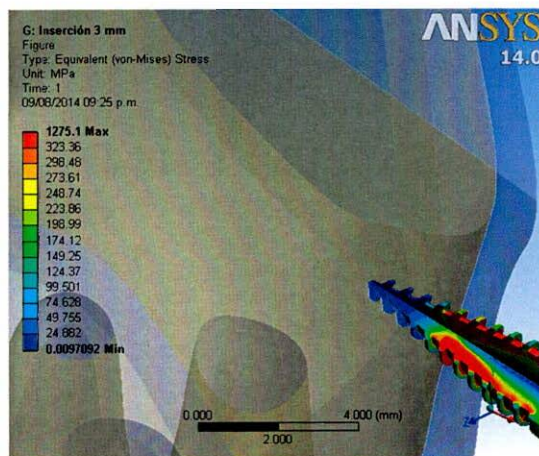


Figura 12. Esfuerzo evaluado sobre el mini - implante

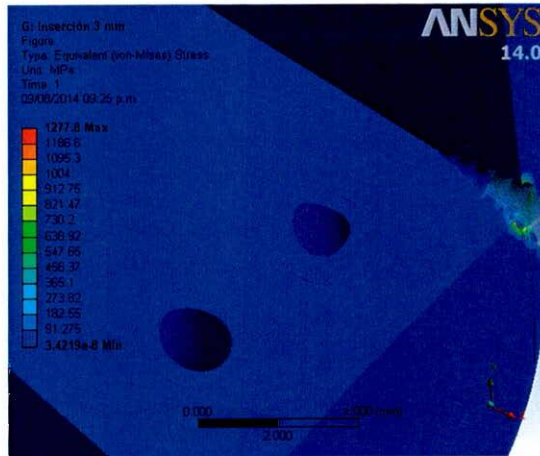


Figura 13. Esfuerzo evaluado sobre el hueso

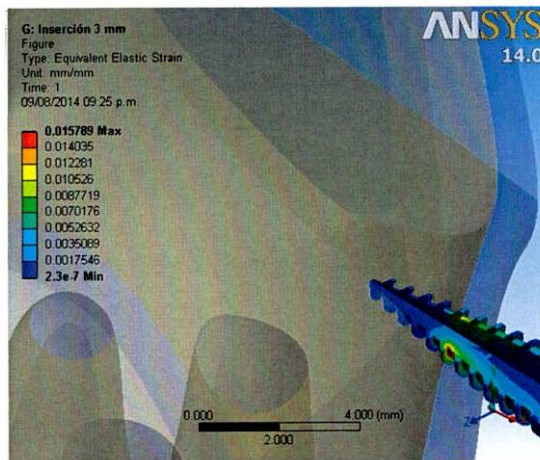
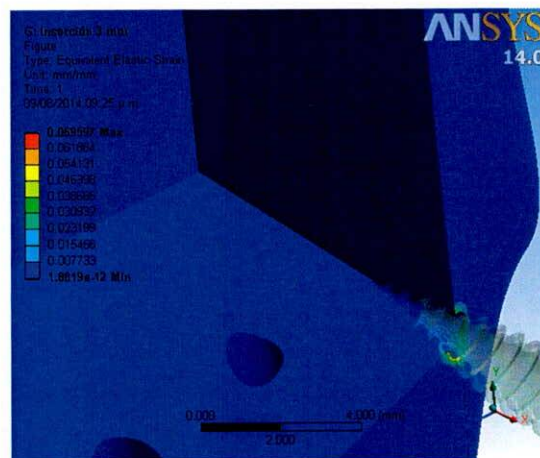


Figura 14. Deformación elástica evaluada sobre el mini - implante



RESULTADOS PARA 4 mm

Análisis: A los 4 mm de profundidad la deformación en el hueso maxilar aumento con un valor de 666 mpa y esto debido a la forma cónica que presenta el mini-implante a esta altura. El esfuerzo se mantuvo constante con un valor de 258 mpa sobre el mini-implante y valores con tendencia a 0 para el hueso maxilar.

Figura 15. Deformación elástica evaluada sobre el hueso

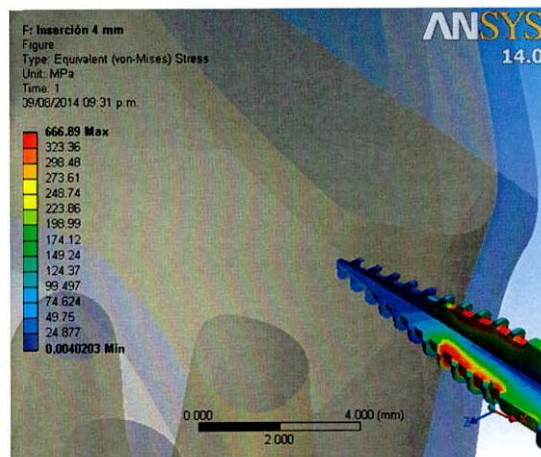


Figura 16. Deformación elástica evaluada sobre el mini – implante

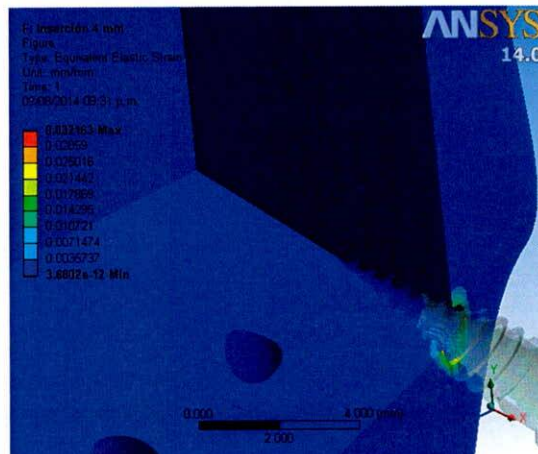


Figura 17. Esfuerzo evaluado sobre el mini - implante

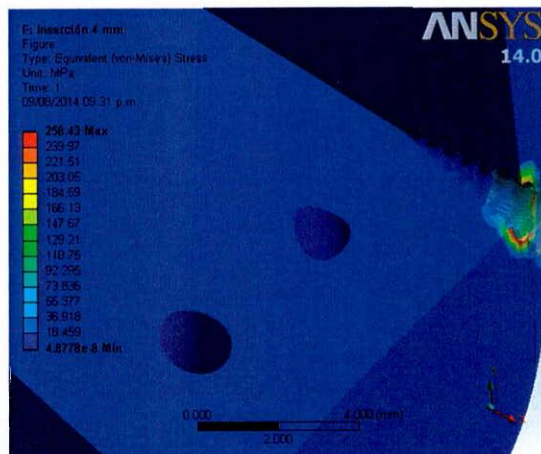
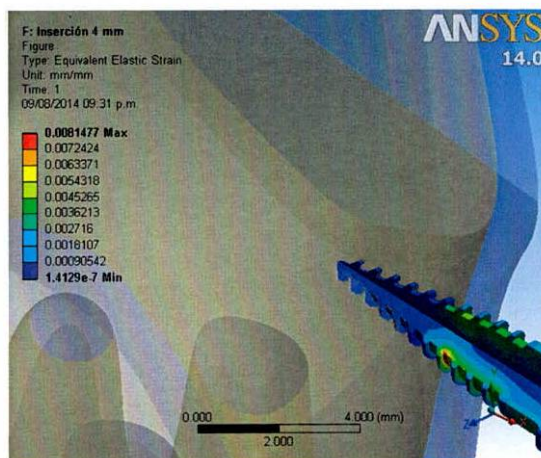


Figura 18. Esfuerzo evaluado sobre el hueso



RESULTADOS PARA 5 mm

Análisis: Cuando la profundidad aumentaba a los 5 mm se presentó un valor de deformación de 577 mpa como resultado de la forma cónica del mini-implante, el esfuerzo en los dos elementos se mantuvo constante y con valores con tendencia a 0.

Figura 19. Deformación elástica evaluada sobre el hueso

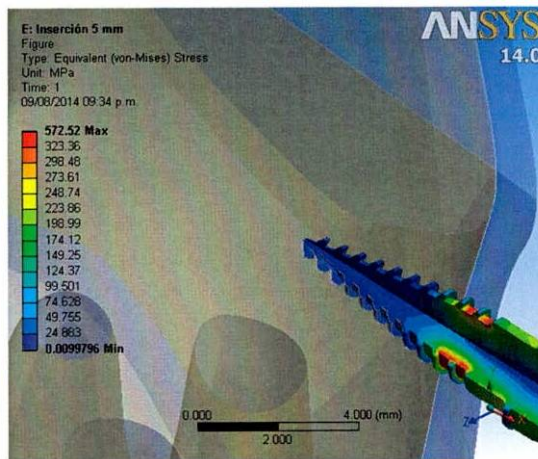


Figura 20. Esfuerzo evaluado sobre el mini - implante

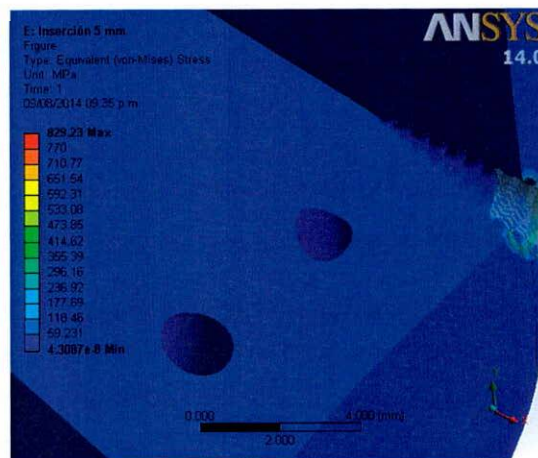


Figura 21. Esfuerzo evaluado sobre el hueso

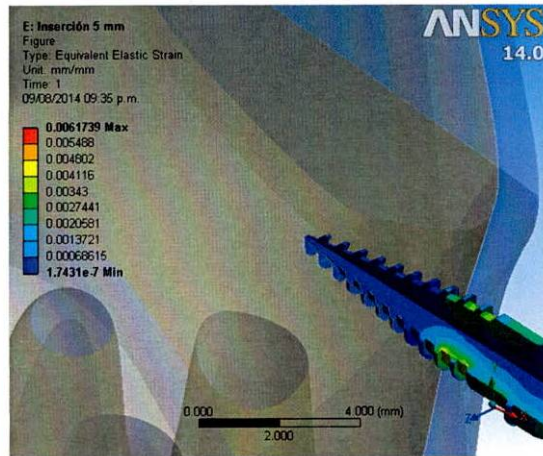
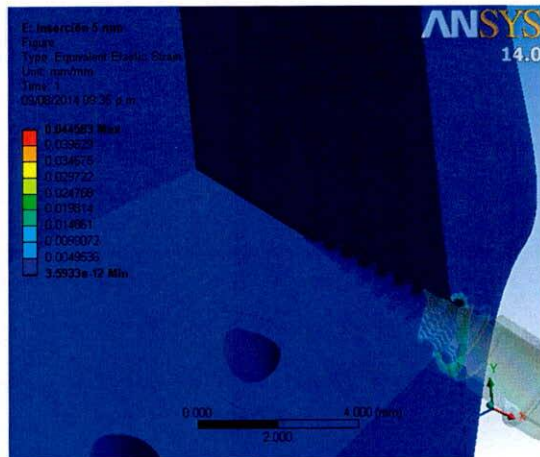


Figura 22. Deformación elástica evaluada sobre el mini - implante



RESULTADOS PARA 6 mm

Análisis: Los valores de deformación a los 6 mm de profundidad disminuyeron abruptamente presentándose valores de 364 mpa para el hueso maxilar y valores con tendencia a 0 para el mini-implante.

El esfuerzo presentó valores de 258 mpa sobre el mini-implante y valores mínimos o nulos a nivel del hueso maxilar.

Figura 23. Deformación elástica evaluada sobre el hueso

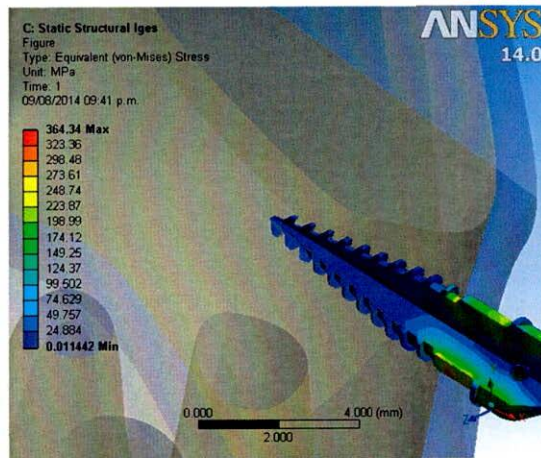


Figura 24. Esfuerzo evaluado sobre el mini - implante

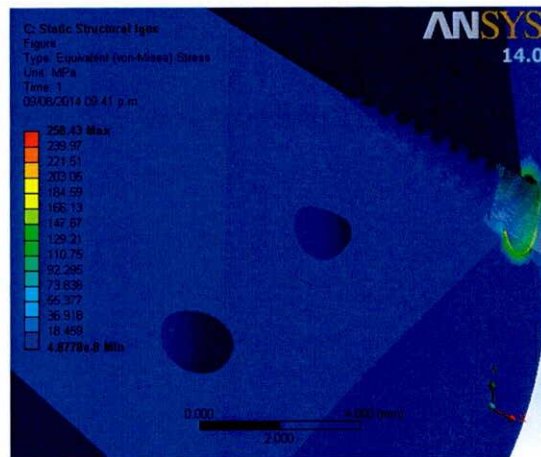


Figura 25. Esfuerzo evaluado sobre el hueso

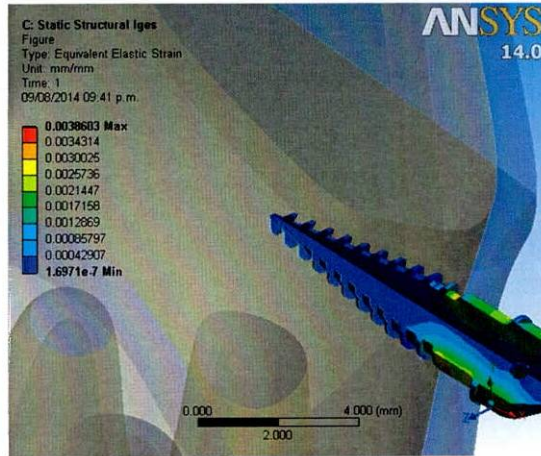
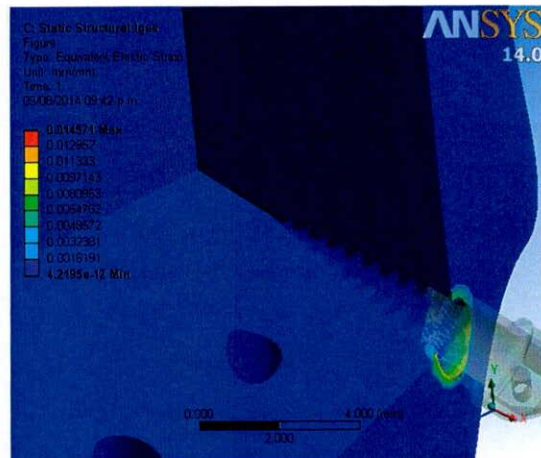


Figura 26. Deformación elástica evaluada sobre el mini - implante



ESFUERZO MINI - IMPLANTE

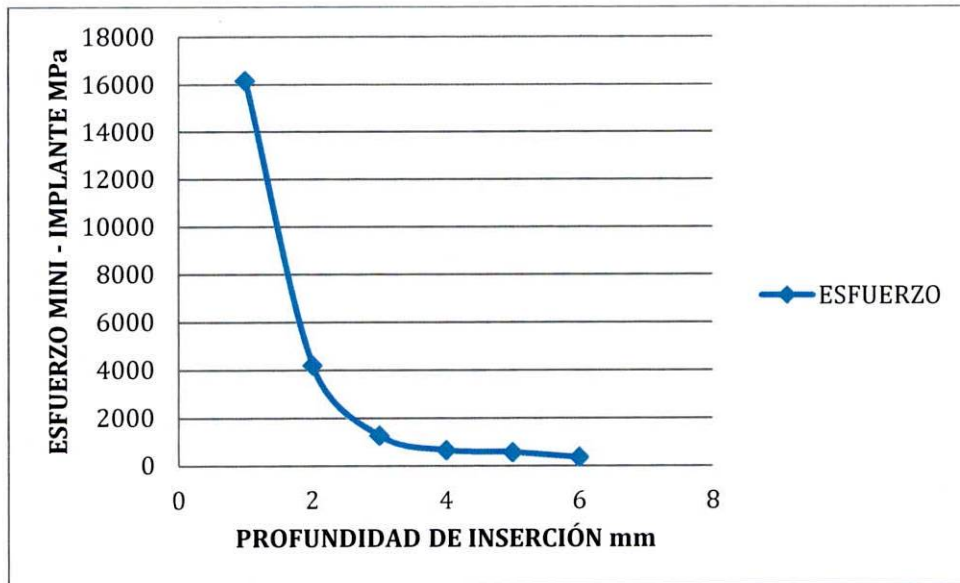


Figura 28. Profundidad de inserción vs. esfuerzo mini - implante

Análisis: En la Figura 28 se observa que la relación de esfuerzo del mini - implante con la profundidad de inserción es inversamente correlacionada. El mayor esfuerzo producido se presenta aproximadamente entre 0 y 2 mm, luego presenta un comportamiento lineal tendiente a 0. Este esfuerzo se presenta debido al perfil de la rosca del mini-implante, la cual tiene una sección no redondeada que genera concentradores puntuales que maximizan el esfuerzo.

ESFUERZO HUESO

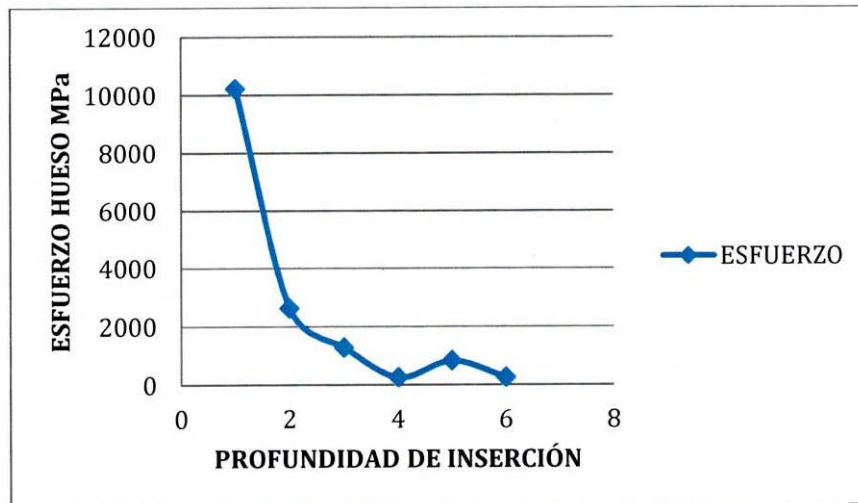


FIGURA 29. Profundidad de inserción vs. esfuerzo mini - implante

Análisis: En la Figura 29 se observa que la relación de esfuerzo del hueso con la profundidad de inserción presenta una tendencia inversamente correlacionada, sin embargo entre los 4 mm y 5 mm de inserción del mini – implante se observa un aumento del esfuerzo.

DEFORMACIÓN ELÁSTICA MINI – IMPLANTE

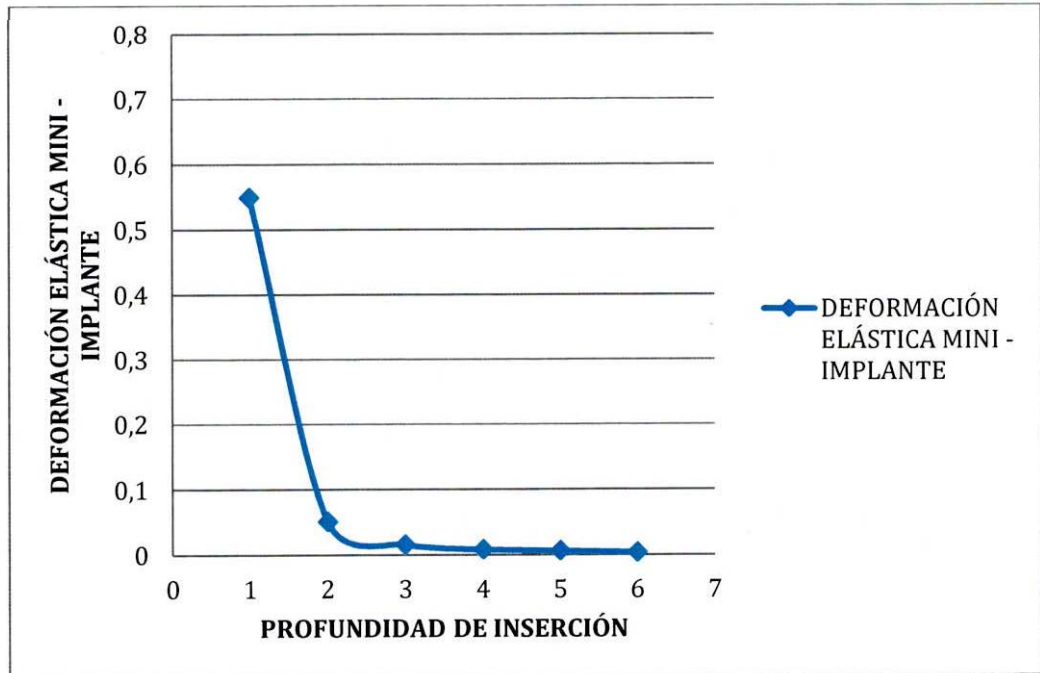


FIGURA 30. Profundidad de inserción vs. deformación elástica mini – implante

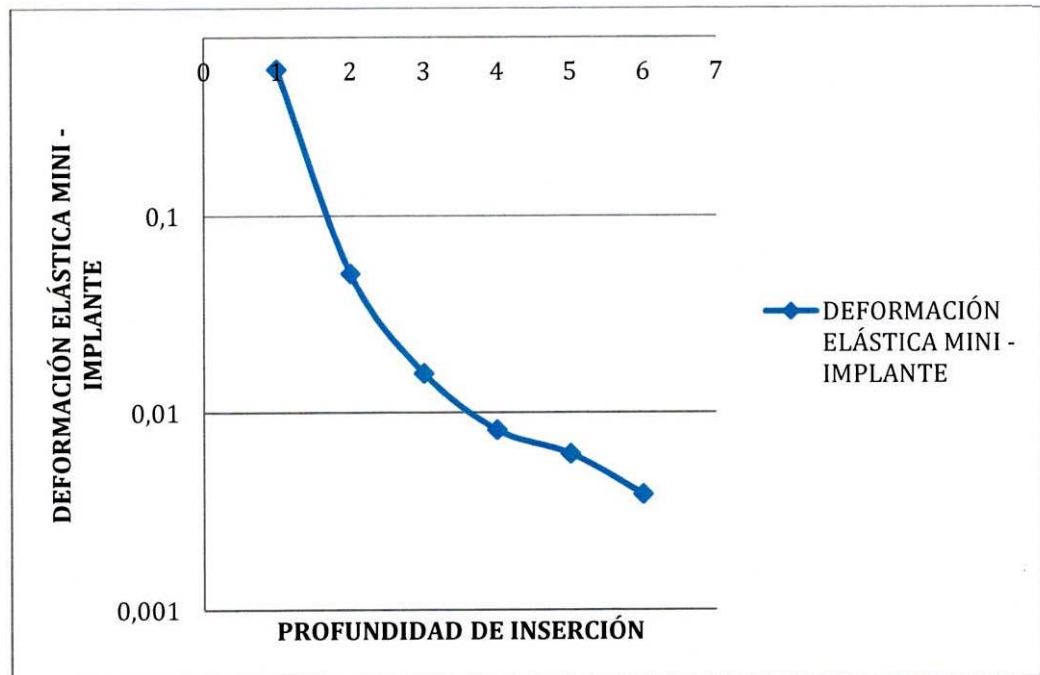


FIGURA 31. Profundidad de inserción vs. deformación elástica mini – implante

Análisis: En la Figura 30 y 31 la mayor deformación elástica que se produce en el mini – implante ocurre en el rango de profundidad de 0 mm a 2 mm.

Posteriormente la deformación elástica se reduce rápidamente y se estabiliza tendiendo a una deformación mínima estable.

DEFORMACIÓN ELÁSTICA HUESO

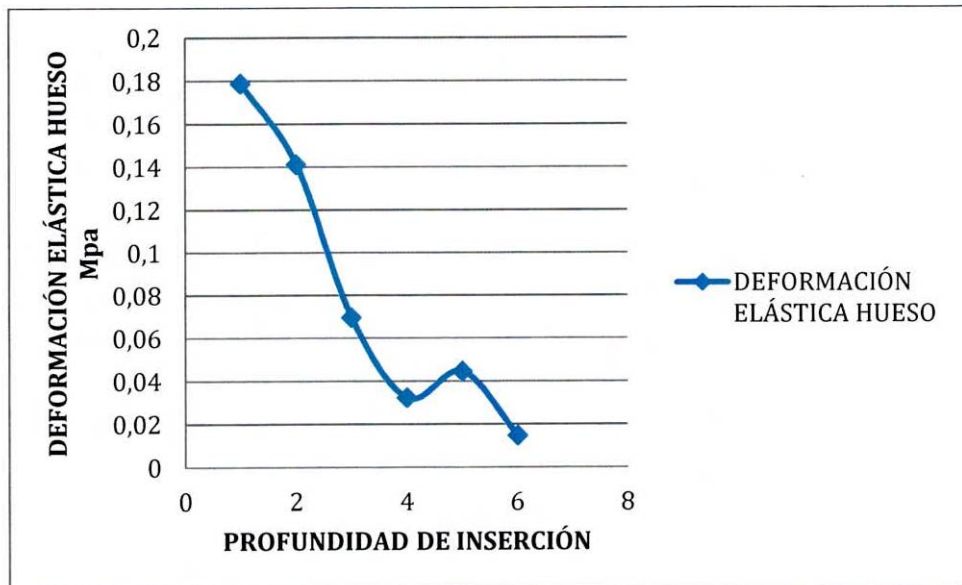


FIGURA 32. PROFUNDIDAD DE INSERCIÓN vs. DEFORMACIÓN ELÁSTICA HUESO

Análisis: En la Figura 32 la deformación elástica del hueso disminuye significativamente de 0 a 4 mm de inserción del mini – implante, aumentando de 4 mm a 5 mm. Sin embargo se observa que entre mayor profundidad de inserción menor deformación elástica se presentara el hueso.

4. DISCUSIÓN

Evans en 2005, refiere que la inserción de mini-implantes con el método auto-perforante, fue creado ante la necesidad de excluir la realización de nicho previo, se ha encontrado que el tamaño del nicho y la profundidad del mismo pueden influir significativamente en la estabilidad primaria del mini-implante. (4)

Park y col en 2006, mencionan que la estabilidad primaria del mini implante en el momento de su colocación, está determinado por la calidad y cantidad de hueso, el sitio de colocación del implante y la técnica de colocación. (8)

Cheng y Colaboradores en 2006, en su estudio de 140 mini-implantes reportaron un éxito del 89% y atribuyeron como factores de riesgo para el fracaso, los relacionados a baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada e infección bacteriana en el tejido peri implante. (7)

Motoyoshi M y col en 2006, reportan que Modelos de hueso esponjoso mostraron tensiones de von mises de 6 MPa, mientras que en modelos de hueso cortical exhibieron tensiones von mises superiores a 28MPa, lo que indica que a mayores tensiones von mises mayor tasa de éxito de los mini-implantes. En este estudio la inserción del mini implante en dirección perpendicular al hueso permite que la longitud efectiva sea en hueso cortical donde los esfuerzos de von mises fueron entre 135MPa y 143MPa lo que indica una estabilidad primaria optima para ambas técnicas estudiadas. (22)

Florvaag y colaboradores en 2010, informan que la inadecuada colocación de mini-implantes puede tener consecuencias con estructuras adyacentes como raíces dentales, nervios y vasos sanguíneos. El espacio interradicular entre el primer molar y segundo premolar ofrece el mejor sitio para la colocación de mini-implantes.(23)

5. CONCLUSIONES

- Las características físicas del mini – implante y la profundidad de inserción son factores determinantes al producir esfuerzo y deformación en el hueso cortical y esponjoso en zona de tuberosidad maxilar.
- La geometría del mini-implante especialmente en la zona auto perforante y del perfil de la rosca genera valores muy altos de esfuerzo asociado al fraccionamiento del hueso cortical, incrementando la tasa de fracaso durante la inserción del mini-implante.
- El mayor esfuerzo se concentró en el punto de entrada del mini-implante en el hueso es decir, concentrado en la parte activa del mini- implante independiente de la aplicación de la fuerza.
- El aumento de la sección transversal del mini-implante, induce esfuerzos cada vez menores a medida que se inserta.
- Los valores aumentan en la geometría angulada de las roscas que actúan como concentradores de esfuerzo.
- Los valores de esfuerzo se normalizan con diámetros previos para la inserción de por lo menos un milímetro.
- Se observa que para profundidades de inserción mayores de 3mm, la característica auto-perforante del mini-implante ya no tiene ninguna influencia sobre el hueso cortical, por lo que los altos valores de esfuerzo cortante asociados a dicha característica se reducen notablemente.

- **REFERENCIAS**

1. Uribe OD. Ortodoncia teoría y clínica. 2 ed. Medellín: Corporación para investigaciones biológicas CIB; 2010. p. 489-541.
2. Kim SH, Hwang YS, Ferreira A, Chung KR. Analysis of temporary skeletal anchorage devices used for en masse retraction: A preliminary study. Am J Orthod Dentofac Orthop 2009; 136 (2):268-76.
3. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara, Takano Y. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003; 124 (4): 373-78.
4. Evans F. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. Anat Record 2005 ; 185 (1): 1-11.
5. Simulación numérica en odontología y ortodoncia. Viaño J, Burgura M, Fernández J, Rodríguez A, Campo M. Facultad de Matemáticas. Universidad de Santiago de Compostela. Departamento de Matemática Aplicada. España 2005: 113-147.
6. Jara L, Giraldo E, Valencia M, Vargas M, Veloza A, Malaver P, Lopez de Mesa C, Baron A. Comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior por medio de análisis de elementos finitos. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2010.

7. Cheng CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, Yang CF, Chen CM. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006 ; 64(8): 1209-13.
8. Park HS, Jeong SH and Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006 ; 130 (1):18-25.
9. Deguchi T. The use of small Titanium screw for orthodontic anchorage. *J. Dent Res* 2003; 82(5): 377-81.
10. Sevimay.M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimensional finite element analysis of effect of different bone quality on stress distribution in a implant supported Crown. *J Prosthet Dent* 2005 ; 93(3): 227-234.
11. Jara L, Reyes J, González L, Torre E, Malaver P, Pachón M. Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodónticos. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2012.
12. Echarri P, Favero L, González E. Ortodoncia y microimplantes, técnica completa paso a paso. Madrid: Editorial Ripano; 2007. p37-52
13. Inglam S, Chantarapanich N, Suebnukarn S, Vatanapatimakul N, Sucharitpawatskul S, Sitthiseripratip K. Biomechanical Evaluation of a Novel Porous-Structure Implant: Finite Element Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:48–56.

14. Pellizzer E, Ramos F, Mary R, Ferreira J, Sergio P, Dantas S, Yoshito P. Stress Analysis in Platform-Switching Implants: A 3-Dimensional Finite Element Study. *J Oral Implantol.* 2012; 38 (5): 587-594.
15. Diferentes dispositivos de anclaje temporario esqueletal (TADS) Microimplantes y miniplacas, sus diferentes usos clínicos. Irigoien P, Crespi J, Pascual A. Argentina: 2010.
16. Momen A, Nabeel H, Alsabeeha M, Payne T, Schwass D, Duncan J. Insertion torque of immediate wide-diameter implants: A finite element analysis. *Quintessence.* 2012; 43:115–126.
17. Vasedeva G. Finite element analysis: A Boon to Dental Research. *J Dental Sci* 2008;6(2): 158-164.
18. Elsyad M, Ghoneem N, Sharkawy H. Marginal bone loss around unsplinted miniimplants supporting maxillary overdentures: A preliminary comparative study between partial and fullpalatal coverage. *Quintessence Int* 2013; 44:45–52.
19. Molina, A. Microtornillos como anclaje en ortodoncia. Revisión de la literatura. *Rev Esp Ortod*, 2004; 34(4): 319-334.
20. Rebaudi A, Laffi N, Benedicenti S, Angiero F, Romanos E. Microcomputed Tomographic Analysis of Bone Reaction at Insertion of Orthodontic Mini-implants in Sheep. *J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:1233–1240.
21. Arismendi, J., Ocampo, M., Morales, M., González, F., Jaramillo, P, Sánchez, A. Evaluación de la estabilidad de los miniimplantes como

- anclaje óseo para intrusión de molares superiores. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 2006 18 (1): 114-132.
22. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu M. Recommended placement torque when thickening and orthodontic mini implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006 ; 17 (1): 109-114
23. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski R. Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. *J Orofac Orthop.* 2010 ;71(1):53–67.
24. Cho I, Choo H, Kim S, Shin Y, Kim D, Kim S, Chung K, Huang J. The effects of different pilot drilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: A preliminary study. *Korean J Orthod* 2011; 41(5):354-360.
25. Song, Y, Cha, J, Hwang, C. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *The Angle Orthod*, 2007; 77(6): 979-985.
26. Reynders R, Ronchi L, Bipatb S. mini-implants in orthodontics: A systematic. review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 135 (5):564-583.
27. Rodrigo C, Oliveira F, Reis M, Picorelli N, Farinazzo R. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009 Aug;136(2):243-50.

28. AlSamak S, Psomiadis S, Gkantidis N. Positional Guidelines for Orthodontic Mini-implant Placement in the Anterior Alveolar Region: A systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:470–479.
29. Jara L, Hurtado C, Pachón M, Santa J, Cabrera J. Efectividad del uso de mini-implantes en maxilares humanos indicados como anclaje y con carga inmediata para movimientos intrusivos en ortodoncia. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2005.
30. Arismendi, J., Ocampo, M., Morales, M., González, F., Jaramillo, P, Sánchez, A. Evaluación de la estabilidad de los miniimplantes como anclaje óseo para intrusión de molares superiores. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 2006 18 (1): 114-132.
31. Seo W, Kim S, Chung K, Nelson G . *A pilot study of the osseointegration potential of a surface-treated mini- implant: Bone contact of implants retrieved from patients.* *J Orthod* 2009; 10:202–2104.
32. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 5 (22): 779-784.
33. Morales S. Estudio densitométrico en maxilar y Mandíbula con tomografía computerizada Cuantitativa. [Tesis doctoral] Madrid. 2013