

EFFECTO DE LA GEOMETRÍA DE LOS MINI-IMPLANTES Y LA DENSIDAD DEL
HUESO MANDIBULAR EN LA ESTABILIDAD PRIMARIA DE LOS DISPOSITIVOS
ORTODÓNTICOS DE ANCLAJE TEMPORAL

JOHN ALEXANDER ZAMBRANO PULIDO

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ
2017

EFFECTO DE LA GEOMETRÍA DE LOS MINI-IMPLANTES Y LA DENSIDAD DEL
HUESO MANDIBULAR EN LA ESTABILIDAD PRIMARIA DE LOS DISPOSITIVOS
ORTODÓNTICOS DE ANCLAJE TEMPORAL

JOHN ALEXANDER ZAMBRANO PULIDO

PROYECTO DE TRABAJO DE GRADO EN LA MODALIDAD DE AUXILIAR DE
INVESTIGACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

DIRECTOR

ING. OSCAR RODRIGO LÓPEZ VACA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ 2017

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	4
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	5
2. JUSTIFICACIÓN	6
3. OBJETIVO GENERAL.....	7
3.1. Objetivos específicos	7
4. MARCO TEÓRICO.....	8
4.1. Estado del Arte	8
4.2. Aspectos Biológicos	12
4.3. Tipos de DAT comerciales	12
5. METODOLOGÍA.....	14
5.1. Modelo Experimental	14
5.2. Metrología y Parametrización	15
5.3. Modelo Computacional	15
5.3.1. Propiedades de Material	16
5.3.2. Condiciones de Contacto y Frontera.....	17
5.3.3. Discretización del Dominio y Análisis de Convergencia.....	18
6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	20
7. CONCLUSIONES.....	27
REFERENCIAS	28
PRODUCTOS RELACIONADOS CON EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN	31

RESUMEN

Los dispositivos de anclaje temporal (DAT) son pequeños dispositivos que han sido desarrollados para usarse como anclaje de estructuras ortodónticas en el hueso. Existen algunos inconvenientes con el uso de los dispositivos de anclaje temporal en lo que la literatura denomina estabilidad primaria (rigidez de la interface hueso-DAT), lo cual genera un porcentaje de fracaso del 10% al 30% atribuido a factores biológicos y mecánicos. El principal objetivo de este trabajo se centró en determinar la alteración de la estabilidad primaria en función de las propiedades geométricas del DAT (diámetro – longitud – paso - perfil de rosca) y la calidad del hueso maxilar, mediante el uso de simulación numérica empleando el método de los elementos finitos (MEF).

Se realizó un modelo 3-dimensional en donde un DAT es insertado en una sección de maxilar, en el que se incluyen las características biológicas del hueso cortical y trabecular. Un modelo no lineal es definido al conjunto dada la condición visco-poro-elástica del hueso. Las propiedades mecánicas del hueso se determinaron a partir de ensayos de tensión realizados en costilla de cerdo. Para la validación de los resultados obtenidos en simulación numérica se realizaron ensayos de flexión en mini-implantes insertados en costillas de cerdo.

Se solucionaron 44 modelos computacionales obteniendo el valor de esfuerzos para cada configuración; se determinó que los modelos cuyo espesor de hueso cortical es mayor, presentan disminución en sus esfuerzos, seguido por aquellos en donde el paso se incrementa. Los resultados permitieron determinar que, bajo una densidad de hueso específica, el espesor de hueso cortical, el paso y la longitud son las variables de mayor influencia en la estabilidad primaria de la interfaz hueso-DAT.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Tradicionalmente el anclaje para lograr movimientos ortodónticos se realizaba por medio de otras estructuras dentales, esto provocaba que se desplazara tanto el apoyo como el diente, lo cual genera movimientos no deseados dado que lo ideal es que el anclaje no sufra afectación alguna. El uso de los dispositivos de anclaje temporal (DAT) se dio por primera vez a mediados de la década de los años 40, cuando por medio de un experimento que buscaba retraer los caninos[1] se demostró que por medio de un anclaje temporal sobre el hueso basal era posible realizar movimientos dentales.

Desde una perspectiva general los DAT no tuvieron una buena acogida dado que se requería de un tiempo de espera mayor respecto a técnicas anteriores para aplicar la carga requerida, se generaba un mayor costo debido a la implantación, y por último, la creencia del paciente de ser más incómodo y doloroso[2]. Por lo anterior los DAT se han ido modificando con el fin de adaptarse a los nuevos procedimientos clínicos. Hoy en día, se pueden implantar y remover fácilmente sin causar algún tipo de molestia, pueden ser sometidos a carga sin tiempos de espera[3] y la optimización de su tamaño hace posible su implantación en diversas regiones anatómicas.

Sin embargo, existen algunos inconvenientes con lo que la literatura denomina estabilidad primaria (rigidez de la interface hueso – DAT inmediatamente es insertado). Algunos autores mencionan que la estabilidad primaria depende solamente de torque de inserción[4], otros que la falta de estabilidad varía según las propiedades del hueso. También se menciona que la traba mecánica ofrecida por el DAT es la única que mejora la rigidez entre la interfaz hueso - DAT[5], por lo que se ha realizado un gran número de estudios con base a los parámetros geométricos de diseño (forma del cuerpo, paso, perfiles de rosca, diámetro y longitud) y las propiedades biomecánicas del hueso y el dispositivo de anclaje temporal[6][7][8].

Por lo tanto, se hace necesario un estudio que compile las diferentes variables geométricas y propiedades del hueso, para determinar cuál de estos factores inciden en la mejora de estabilidad primaria.

2. JUSTIFICACIÓN

Los dispositivos de anclaje temporal (DAT) son elementos que permiten focalizar cargas sobre la estructura dental con el fin de realizar movimientos ortodónticos deseados sin necesidad de utilizar más elementos de la estructura ósea. Esto los ha popularizado dentro de los tratamientos ortodónticos haciendo que se modifiquen continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar los procedimientos clínicos. Sin embargo, aún existe un gran porcentaje de fracaso (10% – 30%)[9] atribuido a factores biológicos, ambientales y mecánicos, dentro de estos se atribuye la principal causa de fracaso a factores mecánicos conocidos como estabilidad primaria. El anclaje intraoral para el movimiento dental ortodóntico es de particular interés para todos los ortodoncistas que deseen tratamientos seguros y efectivos [3]; el uso convencional de implantes dentales que cumplan la función de anclaje es limitado, a causa de su gran tamaño, razón por la cual diferentes aplicaciones ortodónticas han introducido los DAT. Son numerosas las ventajas en la que los DAT brindan un anclaje inmejorable, un menor tiempo de tratamiento, reducción del tiempo operatorio, y adicionalmente pueden ser cargados inmediatamente son instalados. De igual forma, es posible la inserción de más de uno en el mismo paciente y en diferentes etapas del tratamiento y no requieren de la cooperación del paciente para su uso.

Los DAT no sólo son usados en restauraciones con fines protésicos, también son usados en mecánicas de anclaje absoluto con gran versatilidad y aplicabilidad, autores como Janssen[10], Chaddad[11] y Park H.[12], indicaron en sus estudios que la tasa de éxito en el anclaje absoluto con DAT varía alrededor del 85% en seres humanos, se espera en la práctica ortodóntica que el porcentaje de éxito supere el 95%. Por lo anterior, se establece que es importante el estudio sobre los DAT, puesto que por medio de ellos se logra un anclaje absoluto siendo menos invasivo que otros métodos y logrando mejores resultados para movimientos ortodónticos complejos que con ortodoncia convencional no se logran. Por lo tanto, es necesario realizar estudios orientados a disminuir el porcentaje de fracaso en su colocación, que involucren variables como diámetro, longitud, perfil de rosca y la variación de la densidad ósea del hueso en donde se va a implantar.

3. OBJETIVO GENERAL

Determinar el efecto de la geometría de mini implantes y la densidad del hueso mandibular en la estabilidad primaria de los dispositivos ortodónticos de anclaje temporal.

3.1. Objetivos específicos

- Construir los modelos CAD del conjunto hueso Cortical – Trabecular, DAT.
- Construir los modelos computacionales utilizando el método de los elementos finitos.
- Determinar la curva esfuerzo – deformación para el hueso trabecular.
- Validar el estado de esfuerzos de la interfaz DAT – hueso-

4. MARCO TEÓRICO

4.1. Estado del Arte

Inicialmente, en el área de ortodoncia los estudios relacionados con el comportamiento de los esfuerzos en la superficie de contacto entre dispositivos de sujeción, el hueso cortical y trabecular se realizaron en implantes dentales [7] [13] [6], en estos estudios mediante el uso de modelos de elementos finitos (FEM) bidimensionales y tridimensionales, se estudiaron las complicadas relaciones existentes entre los componentes del hueso mandibular y los implantes dentales, teniendo en cuenta parámetros como el módulo de elasticidad del hueso trabecular - cortical y el porcentaje de oseointegración entre el hueso y el implante, así como las variaciones entre el diámetro, la longitud y el material del implante. Desde este punto de vista, Hong Guang et al. [13] determinaron mediante un modelo bidimensional de elementos finitos, el comportamiento de un sistema hueso-implante considerando las condiciones del hueso en un punto específico de la mandíbula y variando la longitud y el diámetro del implante. Como resultado obtuvieron que un incremento en el módulo de elasticidad y una disminución en el espesor del hueso cortical, conlleva a esfuerzos elevados tanto en el hueso cortical como en el trabecular, y que incrementos en la longitud del implante aumentan la superficie de contacto en el hueso, lo que lleva a una disminución en la magnitud del esfuerzo.

Para el estudio de los DAT y al igual que en los implantes, se han desarrollado modelos de elementos finitos en los que se busca determinar la distribución de los esfuerzos dentro del hueso cortical y trabecular, en el cuerpo de los DAT y en la interface DAT-hueso[14] [15]. Trabajos como el realizado por Lin Jiang et al. [16], utilizan el método de los elementos finitos para identificar los rangos óptimos para la longitud y el diámetro de DAT colocados en el maxilar posterior, mediante la evaluación de los estados de esfuerzos presentes en el hueso cortical, trabecular y en el DAT. En este estudio se realizó un modelo 3D de una sección que contenía una capa de hueso cortical rodeando un núcleo de hueso esponjoso denso [Figura 1]. Se mantuvieron constantes las propiedades del hueso, la ubicación y orientación del DAT, se utilizó como condiciones de frontera un contacto por fricción entre el hueso y el DAT y se aplicó una carga de 2N en la dirección meso-distal. Las variables de salida de este modelo para realizar los respectivos análisis fueron los esfuerzos equivalentes de Von Mises para el maxilar y el DAT y los desplazamientos máximos en el DAT.

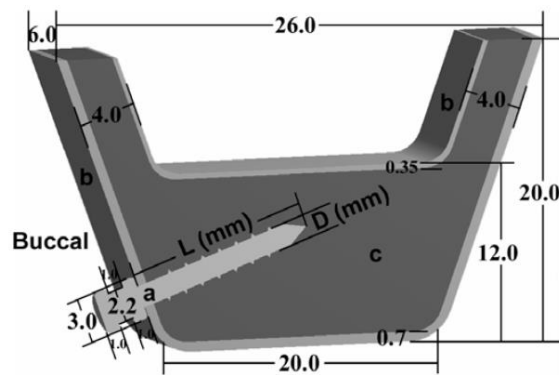


Figura 1. Vista de la sección transversal de un plano de simetría en un modelo de maxilar posterior. **a.** mini-implante. **b.** hueso cortical. **c.** Hueso trabecular. Tomado de [16].

Los resultados de este estudio indican que diámetros y longitudes que excedan 1.5 mm y 11 mm respectivamente son selecciones óptimas para la región maxilar posterior. Sin embargo, en situaciones clínicas la longitud del DAT es frecuentemente limitada por la raíz del diente o por los senos maxilares. En lugares en donde la longitud del DAT está limitada, se puede conseguir una buena retención aumentando el diámetro apropiadamente, esto debido a que el diámetro es un parámetro mucho más importante que la longitud en la reducción de los esfuerzos presentes en el sistema hueso-DAT y por lo tanto mejorar la estabilidad del dispositivo.

Otro elemento que se ha estudiado en el diseño de los DAT mediante modelos computacionales es la geometría de la rosca y su influencia es la distribución de esfuerzos en el hueso [17], [18]. En estos estudios se determinó que una disminución del paso de la rosca y un aumento en el diámetro potencian las condiciones mecánicas del DAT y del comportamiento de la interface DAT- hueso.

El trabajo de Handa et al. [18] tuvo como principal objetivo evaluar el impacto del paso de rosca en la variación de los esfuerzos máximos alrededor de un DAT implantado en la mandíbula. Para esto, realizaron tres modelos computacionales en donde emplearon tres modelos de DAT con diferentes pasos de rosca (0,5 mm, 1 mm y 1,5 mm), cada uno insertado a 30 grados mesial al mandibular inferior y a una distancia de 1 mm como se muestra en la [Figura 2]. Se aplicó una carga de 2 N en la cabeza del DAT a 45° con respecto al plano horizontal. Como resultado de este trabajo se encontró que el aumento del tamaño de paso aumenta considerablemente los esfuerzos de Von Mises inducidos en la mandíbula.

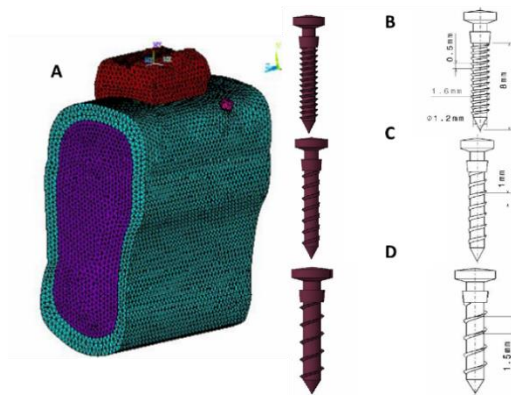


Figura 2. Modelo de elementos finitos del sistema hueso-DAT en mandíbula. **A.** Dominio geométrico que contiene el molar inferior y el hueso trabecular y cortical. **B.** DAT con paso de rosca de 0,5 mm. **C.** DAT con paso de 1 mm. **D.** DAT con paso de 1,5 mm. Tomado y adaptado de [18].

La relación de diferentes factores que influyen en el diseño de DAT evaluados de manera simultánea fue abordado en el trabajo realizado por Chun-li Lin et al. [19], en su trabajo se evaluaron los efectos de los diferentes factores presentes en el diseño de DAT ortodónticos, mediante el uso del análisis por elementos finitos junto con el método de Taguchi. Se enfocaron en el estudio de los efectos relativos de los cambios en la oseointegración del sistema hueso-DAT y su relación con los factores de diseño de los DAT (longitud, diámetro, profundidad de la rosca, material, diámetro de la cabeza y longitud de la cabeza expuesta). Para este trabajo realizaron 18 modelos de elementos finitos, los cuales corresponden a los arreglos del modelo de Taguchi L_{18} , con el objetivo de mejorar las simulaciones numéricas para determinar la respuesta mecánica de un DAT ubicado en una muestra cilíndrica de hueso [Figura 3].

El método de Taguchi fue empleado para determinar la importancia de cada factor de diseño en el control de la deformación. Los resultados de la simulación mostraron que el material del DAT, la longitud expuesta de la rosca y el diámetro del DAT fueron los factores más influyentes en la deformación del hueso. Como conclusión de este trabajo se obtuvo que los modelos de elementos finitos junto con el método de Taguchi identificaron eficientemente las contribuciones relativas de los diferentes factores de diseño de los DAT, indicando que el uso de aleaciones de acero inoxidable y titanio como materiales de la parte activa del DAT tiene ventajas considerables y el incremento de la estabilidad mecánica puede ser mejorada reduciendo la longitud expuesta de la parte roscada del DAT. Los resultados de la simulación también evidenciaron que la superficie de contacto entre el DAT y el hueso, puede suministrar una suficiente retención mecánica para aplicar de forma inmediata la carga en el tratamiento clínico.

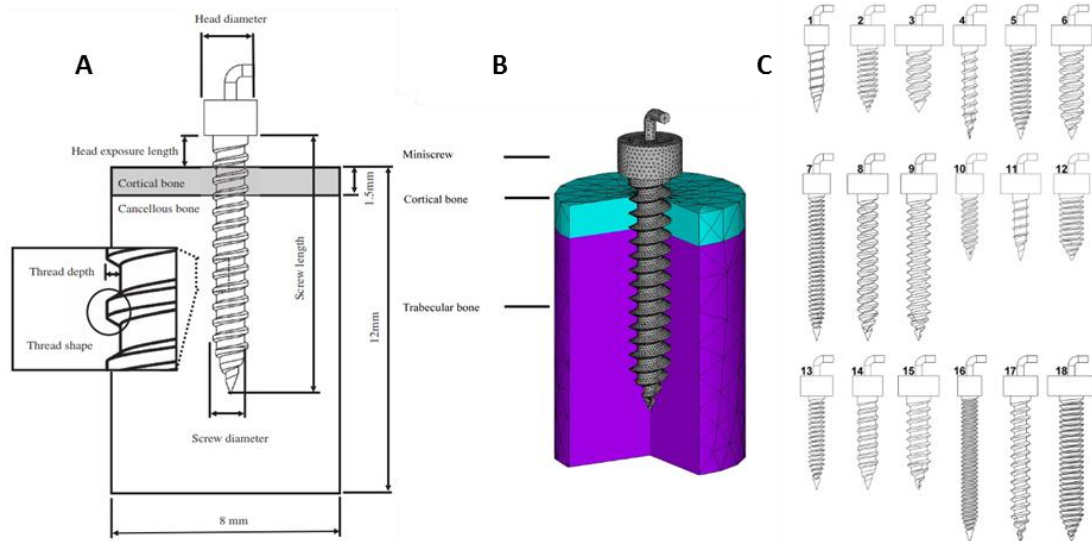


Figura 3. A. Muestra cilíndrica de hueso con los diferentes factores analizados utilizados en los modelos de Chun-li Lin et al. B. Modelo de elementos finitos implementado. C. 18 modelos de DAT sólidos para el método de Taguchi empleando el arreglo L₁₈. Tomado y adaptado de [19].

Los modelos experimentales desarrollados alrededor del comportamiento de los DAT en el hueso, principalmente se han enfocado en el estudio de la estabilidad primaria a partir de los factores de diseño de los dispositivos de anclaje temporal (longitud [20], diámetro [21], [22], arquitectura y densidad del hueso [8], [23], el torque de inserción [24], [25] y el paso de la rosca [9]). En estos estudios se ha comprobado que la estabilidad primaria de un DAT está influenciada por la profundidad de inserción y no por el material del implante. La profundidad de inserción es extremadamente importante en la estabilidad primaria y es crítica para el éxito del tratamiento [21]. Por otro lado, los estudios enfocados en los diferentes factores han mostrado los siguientes resultados determinantes para el estudio de la estabilidad primaria de DAT:

- Se determinó que el incremento del diámetro es un factor que significativamente influencia los torques de inserción y de fractura y que la eficacia de los DAT en la autoperforación no depende de su diámetro [22].
- La longitud de los DAT en su parte activa no afecta su estado de esfuerzos, pero puede de forma eficiente reforzar la estabilidad primaria. El torque de inserción aumenta con el incremento de la longitud de la parte activa del DAT y con el incremento del espesor del hueso cortical [20].
- El desempeño mecánico de los DAT es altamente dependiente de la densidad y calidad del hueso en donde se realizará su inserción [8].

Dentro de las limitaciones que hay en un modelo no vivo, se concluyó que el diseño cónico de la parte activa del DAT presenta una alta estabilidad primaria comparado con los DAT de diseño cilíndrico en su parte activa. Este efecto es más evidente en la estimación de los torques de inserción que en las pruebas de extracción, cuando se evalúa la estabilidad primaria de los DAT. Los DAT con diseño de rosca autoperforante tienden a mejorar la estabilidad primaria [24].

4.2. Aspectos Biológicos

Dentro de los aspectos biológicos es importante referirse a la densidad ósea que en muchos de los casos desde el punto de vista clínico se relaciona con calidad del hueso. Al tener en cuenta que tipo de hueso tiene la zona a implantar, estamos impactando en uno de los aspectos que nos ayudarían a mejorar la respuesta biológica ante cualquier procedimiento.

Basados en las unidades Hounsfield (UH), unidad de medida atenuada de rayos X y usada para interpretación de tomografías computarizadas para caracterizar la densidad de una sustancia, el hueso se clasifica de cuatro maneras: D1, D2, D3 y D4.

- D1 (Mayor de 1250 UH): es un hueso cortical denso, principalmente encontrado en la mandíbula anterior y en el área media del paladar del maxilar.
- D2 (850 y 1200 UH): hueso cortical poroso grueso (2 mm) con trabécula ancha, principalmente encontrado en el maxilar anterior y en la mandíbula en la parte posterior.
- D3 (350 y 850 UH): hueso cortical poroso delgado (1 mm) con una trabécula fina, principalmente encontrado en la parte posterior del maxilar y en la mandíbula en la parte posterior.
- D4 (entre 150 y 350 UH): es un hueso trabecular fino principalmente encontrado en el maxilar posterior y en la región de tuberosidad.

4.3. Tipos de DAT comerciales

Actualmente existe gran una gran variedad de dispositivos de anclaje temporal (mini-implantes) entre los cuales se varían las propiedades geométricas (tipo de rosca, diámetro, paso de rosca, tipo de eje, longitud roscada, etc.) y el material de fabricación. La [Tabla 1] recopila las principales características de algunos mini-implantes resaltando sus ventajas de acuerdo a su aplicación.

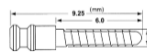
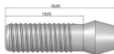
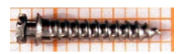
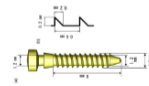
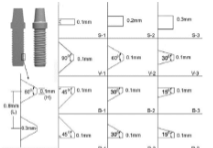
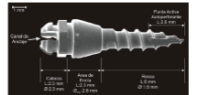
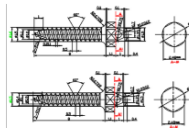
#	Referencia Tornillo	Material	Comercial o articulo	Longitud Cabeza	Longitud Roscada	Tipo de rosca	Ángulo de rosca	Diámetro primitivo	Diámetro exterior	Paso	Tipo de eje	Resultados	Imagen
1	Orthoanchor K1 system	Titanio puro	Articulo	3,25	6	-	-	-	12	-	Cilíndrico	valor de torque de remoción considerable dependiendo de la cavidad previa del nicho y tiempo de uso	
2	-	Titanio denso - Titanio poroso: 40, 50, 60, 70%	Articulo	5,45	13,05	ACME	30°	3,30	3,38	-	Cilíndrico	No se basa en las propiedades geométricas del DAT, sino en respuesta a las condiciones dadas las especificaciones del material	
3	Aarthus	Aleación de titanio (ASTMF 136)	Comercial	1,7	7,9	Autoperforante	-	-	2	1	Cilíndrico	Los estudios demostraron que la geometría característica de este implante (autoperforante) proporciona una buena estabilidad primaria, sin embargo dado que su longitud roscada no es muy grande no ofrece mucha estabilidad frente a cargas axiales	
3	FAMI	Aleación de titanio (ASTMF 136)	Comercial	2	8	-	-	-	2	0,75	Cónico	Los estudios demuestran que las geometrías cónicas ofrecen una buena estabilidad primaria con un nicho anteriormente realizado. Estas geometrías hacen que se produzcan torques de inserción y remoción mayores	
3	Dual Top	Aleación de titanio (ASTMF 136)	Comercial	2	10	-	-	-	2	1	Cónico	Los estudios demuestran que las geometrías cónicas ofrecen una buena estabilidad primaria con un nicho anteriormente realizado. Estas geometrías hacen que se produzcan torques de inserción y remoción mayores	
3	Spider	Aleación de titanio (ASTMF 136)	Comercial	3,6	11	Autoperforante	-	-	2	1	Cilíndrico	Al ser autoperforante genera buena estabilidad primaria, se tiene en cuenta que por su gran longitud brinda una buena respuesta a los esfuerzos producidos por cargas axiales.	
4	-	Titanio	Comercial	-	8	Diente de sierra	-	1,2	1,6	0,6	Cilíndrico	Este articulo no se basó en ningún aspecto de la parte geométrica del implante, por tanto no hay resultados para este aspecto. Únicamente se hace relevancia en que con las superficies de las oreas las que mayor esfuerzo soportan al momento de cargar el sistema.	
5	Biohorizon	Titanio	Comercial	7	13	Cuadrada	-	-	3,9	0,8	Cilíndrico	Minimiza las fuerzas cortantes en la interfaz y distribuye uniformemente la carga axial a lo largo del implante.	
5	Nobel Biocare, 3i	Titanio	Comercial	7	13	En V	-	-	3,9	0,8	Cilíndrico	Mejora un poco la distribución de esfuerzos a comparación con la cuadrada, el ángulo que posee el hilo también ayuda a minimizar o aumentar el esfuerzo generado.	
5	Steri-Oss	Titanio	Comercial	7	13	Buttress	-	-	3,9	0,8	Cilíndrico	Estos tipos de perfil de rosca minimizan la distribución de esfuerzos sobre la zona de interfaz, siendo éste un valor menor 10 veces comparado con los anteriores.	
5	Steri-Oss, CA	Titanio	Comercial	7	13	Reverse Buttress	-	-	3,9	0,8	Cilíndrico	Estos tipos de perfil de rosca minimizan la distribución de esfuerzos sobre la zona de interfaz, siendo éste un valor menor 10 veces comparado con los anteriores.	
6	-	Titanio (Ti-6Al-4V)	Articulo	-	11,5	-	-	-	3,75	-	Cilíndrico	Los resultados de este articulo no se basan en el implante como tal, sino en la distribución de esfuerzos que se genera cuando se agregan componentes de union a los implantes.	-
7	-	Titanio (Ti-6Al-4V)	Comercial	4,6	8 (2,6 Auto)	Mead Autoperforante	-	-	1,6	-	Cónico	La zona autoperforante sufrió daños mínimos al momento de la inserción, después de 16 meses de uso, presentan algunas muestras de tegido ósea sobre algunas zonas roscaadas.	
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	Titanio Grado 2	Articulo	-	-	Triangular	-	-	-	1	Conico	-	
10	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	teoria	
11	Dentos	Titanio	Comercial	2,5	8	Triangular - Autoperforante	60	-	-	0,5	cilindrico	Se realizó todo tipo de estudios basados en el diametro del implante, se demuestra que el diametro afecta enormemente los torques de inserción y se hace ser mas propenso a fracturas	

Tabla 1. Dispositivos de anclaje temporal encontrados en estudios revisados en la literatura.

De acuerdo a la [Tabla 1] se puede evidenciar que las características geométricas relevantes y de material son las siguientes: Aleación de Titanio para el material del implante, paso de rosca entre 0,5mm y 1mm, tipo de eje cilíndrico, diámetro entre 1,4mm y 1,6mm y un tipo de perfil de rosca trapecoidal y diente de sierra.

5. METODOLOGÍA

Para el estudio de la estabilidad primaria del DAT en el hueso, el presente trabajo se desarrolló en tres etapas: Metrología y Parametrización, Modelo Experimental, y Modelo Computacional.

5.1. Modelo Experimental

Con el objetivo de validar los modelos computacionales, determinar la resistencia máxima de la interfaz DAT-hueso y el comportamiento de las deformaciones producidas por el dispositivo de anclaje temporal sobre el hueso, se desarrolló una prueba de flexión en una máquina de ensayos universales [Figura 4(a)], tomando una muestra de 14 DAT (mini implantes) de diámetro 1.8 mm y longitud roscada de 6 mm fabricados en aleación de titanio, producidos por la empresa Conexao. Los DAT se insertaron en costillas de cerdo en zonas biológicamente similares determinadas mediante tomografías computacionales y a la vez, se realizó un estudio densitométrico con el fin de determinar la calidad del hueso a usar en el modelo computacional.

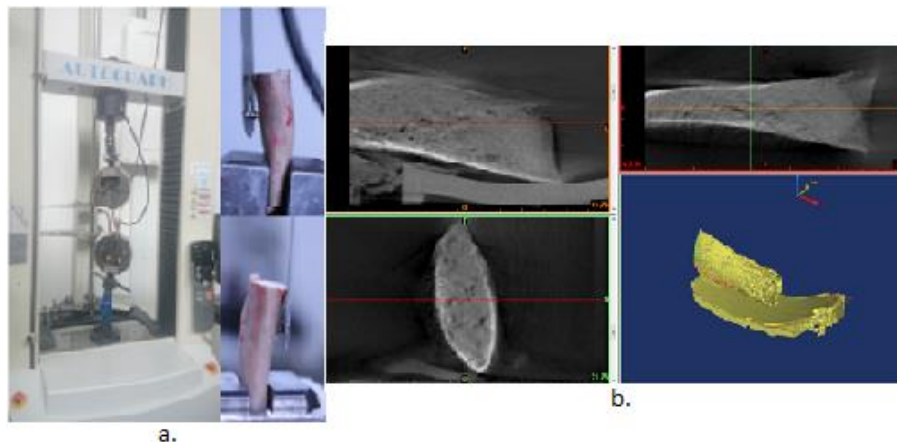


Figura 4. a. Montaje usado en el ensayo de flexión del conjunto hueso – DAT. **b.** Tomografías computacionales de costilla de cerdo.

5.2. Metrología y Parametrización

Con el objetivo de establecer de una manera correcta el dominio, se realizó la metrología del DAT usado para el ensayo experimental, para ello se utilizó un proyector de perfiles horizontal marca MITUTOYO de referencia (PH-3515 F), su uso permitió caracterizar correctamente la geometría del dispositivo de anclaje temporal [Figura 5]. Luego de ello, se determinó mediante un estudio tomográfico [Figura 4(b)], que el rango de espesor de hueso cortical varía entre 0.8mm y 1.7mm. Con la caracterización de la geometría del DAT y del rango de valores de espesor de hueso cortical, se procede a realizar una parametrización del conjunto DAT-hueso controlada mediante una macro desarrollada en Solid Edge ST9.

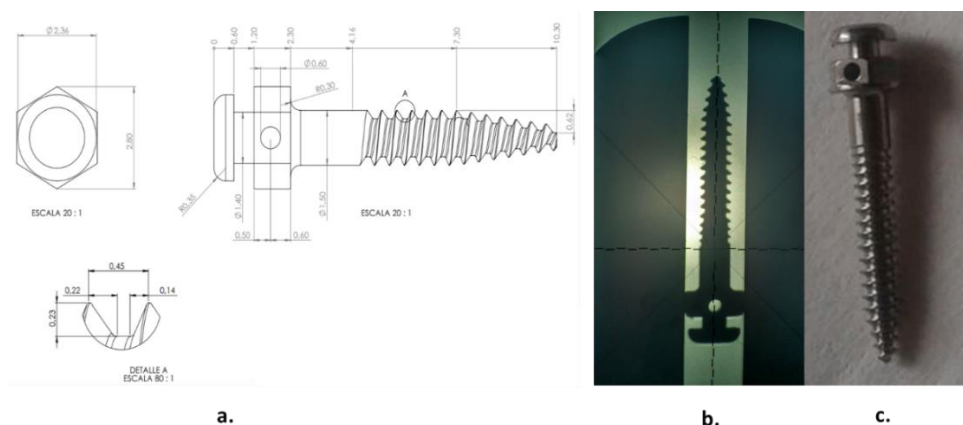


Figura 5. DAT y sus dimensiones **a.** Dimensiones del dispositivo de anclaje temporal (valores en mm). **b.** Montaje en el proyector de perfiles. **c.** DAT.

5.3. Modelo Computacional

Se realizó un modelo computacional 3-dimensional, simplificando el conjunto y las condiciones usadas en el ensayo experimental, el resultado fue la inserción de un DAT en un cubo de dos segmentos en el cual se incluyen las condiciones biológicas del hueso cortical y trabecular.

En total el conjunto está compuesto por 4 piezas [Figura 6(a)]: DAT, hueso cortical, hueso trabecular y placa de tensión. En el hueso cortical y trabecular se realizó una división del dominio que corresponde a la región de color amarillo y rojo [Figura 6 (c)], lo anterior se hizo para poder discretizar mejor el dominio de la interfaz DAT – hueso.

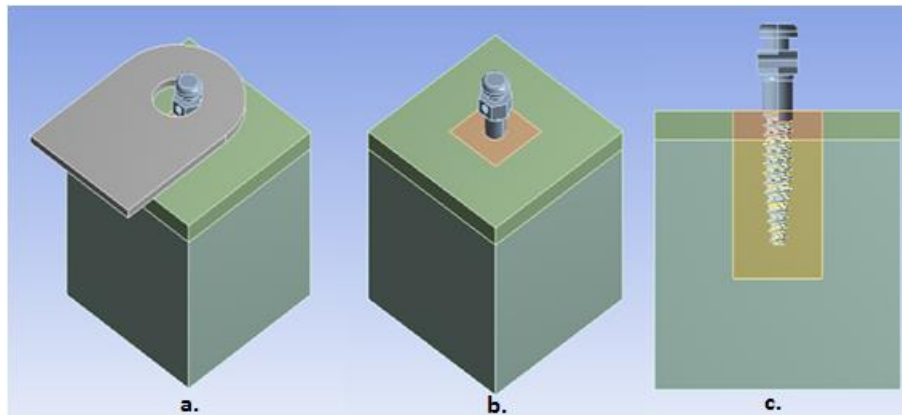


Figura 6. Modelo computacional del conjunto DAT – hueso. **a.** Dominio completo del conjunto DAT – hueso. **b.** Conjunto DAT – hueso. **c.** Corte transversal en un plano de simetría del conjunto DAT – hueso.

En total se realizaron 44 modelos computacionales para los cuales se tuvo en cuenta las variables geométricas del DAT (diámetro (1,4 – 1,8 – 1,6 mm), longitud roscada (8 – 10mm), paso de rosca (0,5 – 0,75mm) y el perfil roscado (Trapezoidal – Diente de sierra)) y las consideraciones biológicas (espesor de hueso cortical (1 – 1,5 mm)).

5.3.1. Propiedades de Material

El hueso (cortical y trabecular) posee un comportamiento viscoporoelástico que le permite deformarse en exceso sin necesidad de llegar a la zona plástica, esta característica mecánica es compleja dado que depende de la caracterización numérica de creep (deformación por fluencia) y la relajación de carga. Dada esta condición, simular estas características de material es sumamente complejo y es por eso que se plantea una representación mecánica simplificada. Por lo anterior, se toma un modelo bilineal en donde se representan los valores elásticos y plásticos

del hueso, los cuales se determinaron a partir de un ensayo experimental de tracción [Figura 7] realizado a un segmento de hueso cortical y trabecular. Las propiedades mecánicas del DAT y la placa fueron tomadas de la literatura[6][26] y pueden visualizarse en la [Tabla 2].

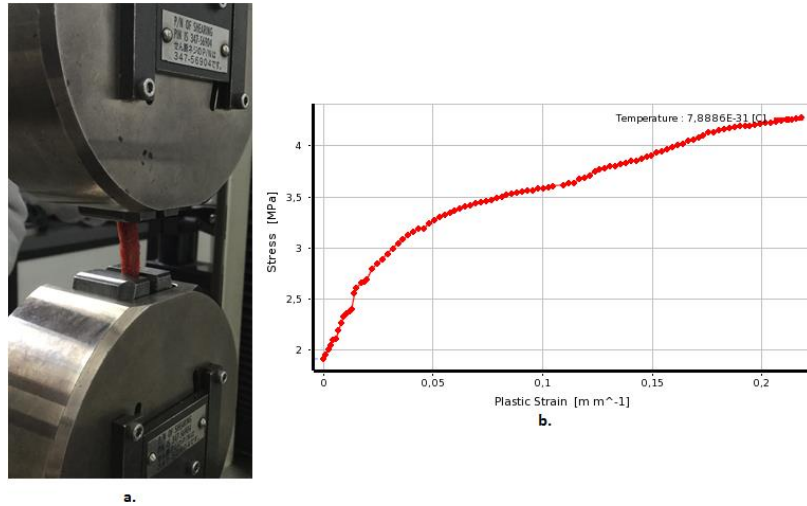


Figura 7. a. Montaje del ensayo de tracción realizado al hueso. **b.** Curva esfuerzo – deformación para el hueso trabecular resultante del ensayo experimental.

5.3.2. Condiciones de Contacto y Frontera

Las condiciones de contacto para cada una de las interfaces del modelo se establecieron gracias a la revisión de la literatura y con base en los tratamientos ortodónticos usados, el comportamiento mecánico de cada una de ellas puede visualizarse en la [Tabla 3]. Los valores de los coeficientes de las interfaces a fricción [Figura 8 (b)] fueron tomados de [26]. En cuanto a las condiciones de frontera, se aplica una presión con un valor de 5 MPa (acorde al ensayo experimental de flexión) sobre la cara plana superior de la placa tensionante y se toma como soporte fijo las caras planas exteriores del hueso trabecular y cortical [Figura 8 (a)].

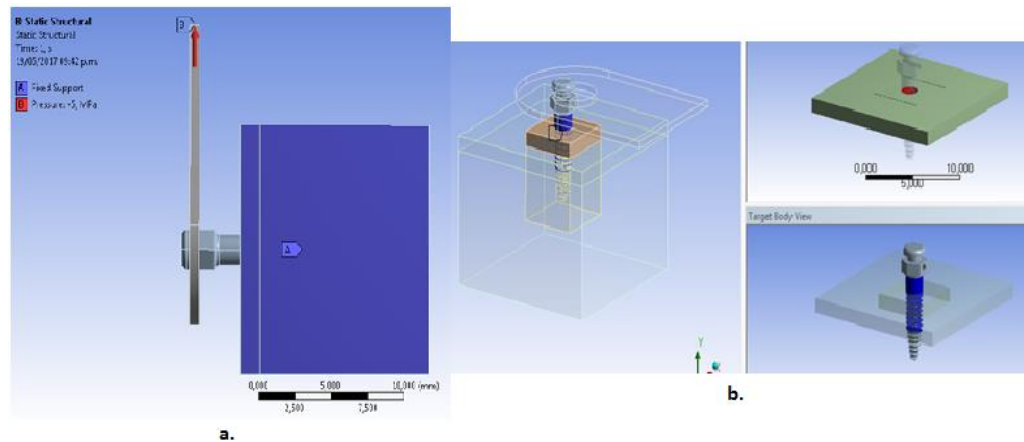


Figura 8. Condiciones de frontera y contacto usadas en el modelo computacional. **a.** Condiciones de frontera. **b.** Condición de contacto entre el DAT y el hueso cortical.

Pieza	Módulo elástico E(MPa)	Relación de Poisson	Límite Elástico (MPa)	Módulo Tangente (MPa)
Hueso Cortical	12100	0,26	133	80
Hueso Trabecular	282	0,3	1,902	10,88
Placa (Acero Inoxidable)	193000	0,31	207	-
DAT (Titanio)	96000	0,36	930	-

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales usados en el modelo computacional.

Condiciones de Contacto	
Interface	Tipo de contacto
Placa - DAT	Bonded
H.Cortical - DAT	Fricción ($\mu = 0,37$)
H.Trabecular - DAT	Fricción ($\mu = 0,37$)
H.Cortical - H.Trabecular	Bonded

Tabla 3. Condiciones de contacto para las diversas interfaces del conjunto computacional.

5.3.3. Discretización del Dominio y Análisis de Convergencia

Los modelos computacionales fueron discretizados usando elementos tridimensionales tetraédricos por medio de los cuales se hizo énfasis en la geometría del DAT y en la zona roscada del hueso (Cortical – Trabecular), ver [Figura 9]. Se definió un tamaño de elemento para la geometría del DAT de 0,2 mm y para la zona roscada del hueso de 0,1mm. El tamaño de elemento previamente descrito, fue definido mediante un análisis de convergencia, el cual consistió en solucionar una de las configuraciones bajo un distinto número de elementos y nodos, con el fin de encontrar el rango adecuado bajo los cuales los valores de esfuerzo por Von Mises determinados entre cada solución no varíen

significativamente. En el análisis de convergencia se dio seguimiento a 20 puntos diferentes a lo largo de la zona roscada del hueso, los puntos y graficas correspondientes se denotan en la [Figura 10].

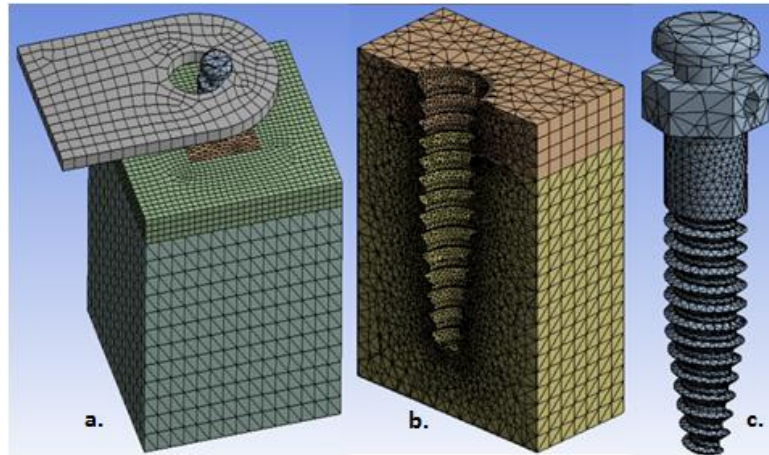


Figura 9. Discretización del dominio del conjunto DAT – hueso. **a.** Malla generada para el dominio completo. **b.** Detalle de la discretización del hueso cortical y trabecular. **c.** Detalle de la discretización del DAT.

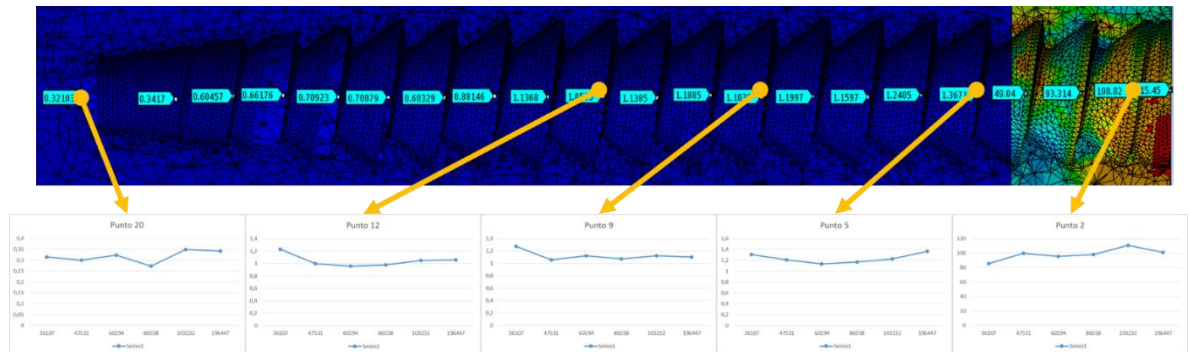


Figura 10. Puntos seleccionados a los cuales se les hizo seguimiento para el análisis de convergencia a lo largo de la zona roscada del hueso cortical y trabecular. Las gráficas muestran el comportamiento de esfuerzos (MPa) respecto al número de nodos para los puntos especificados.

6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como resultado de la solución de los modelos computacionales se obtuvo la distribución de esfuerzos y deformaciones para cada conjunto, los resultados permiten observar el cambio en el valor de los esfuerzos frente a cada una de las variables establecidas, por medio de lo cual se puede definir cuál de ellas afecta en mayor o menor medida el comportamiento de la interfaz DAT – hueso.

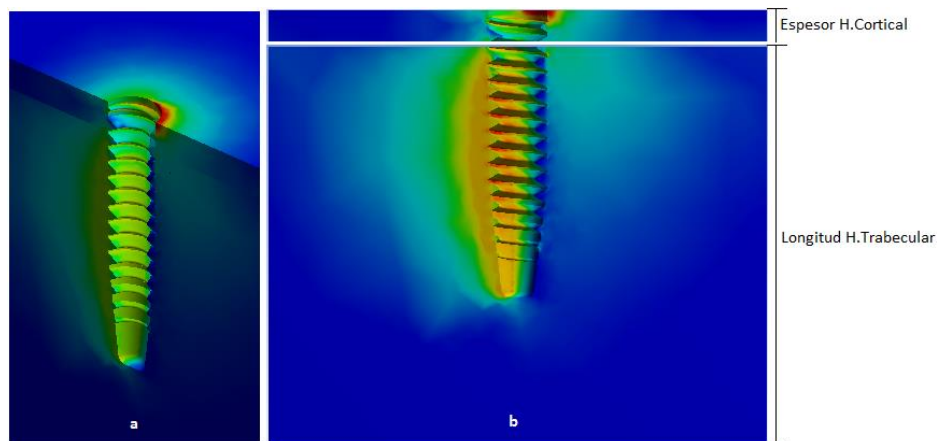


Figura 11. **a.** Detalle de la zona media del hueso. **b.** Referencia tomada para las dimensiones del H. Cortical y H. Trabecular.

Las distribuciones de esfuerzo para los modelos computacionales se pueden observar en las [Figura 11], [Figura 14] y [Figura 17]. Su organización se da de tal forma en que se pueda diferenciar claramente como las características geométricas del DAT y las condiciones biológicas (espesor de hueso cortical) afectan la zona ósea. Las figuras, permiten observar a simple vista algunas variaciones de los valores de esfuerzos mediante un rango de colores, sin embargo, no permiten conocer numéricamente los valores de las variaciones de esfuerzos. Por lo anterior, con la intención de conocer el comportamiento de los esfuerzos en la zona ósea bajo la variación de las características geométricas del DAT y las condiciones biológicas, se realizó una medición de valores de esfuerzo de Von Mises a lo largo del espesor de hueso cortical y la longitud del hueso trabecular [Figura 11(b)] en la zona media del hueso [Figura 11(a)]. Gracias a esto, se puede hacer una comparación profunda mediante una serie de graficas de la variación de los esfuerzos frente al cambio de alguna de las variables.

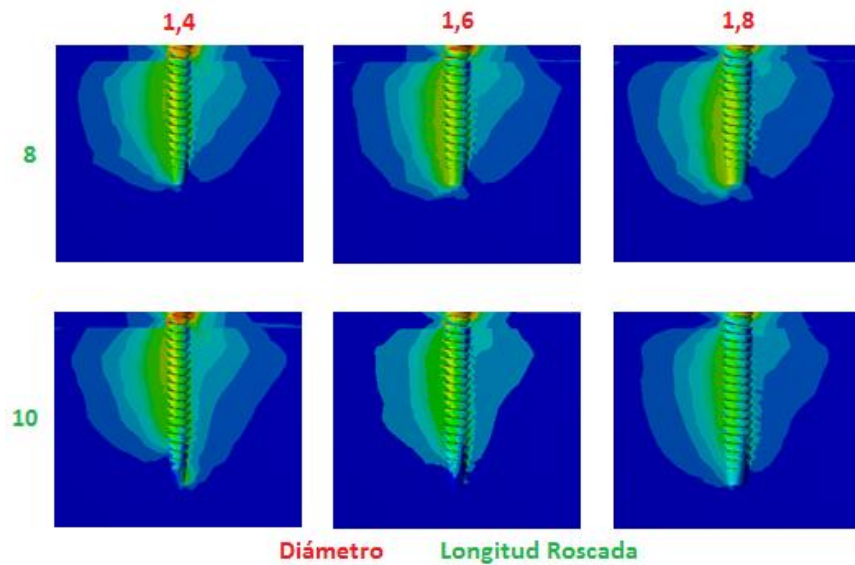


Figura 12. Comparación de la distribución de esfuerzos a lo largo de la zona ósea roscada al mantener constante el paso (0,5 mm), el perfil roscado (sierra) - el espesor de hueso cortical (1 mm) y variar el diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y longitud roscada (8 – 10 mm). Los valores indican la magnitud (mm) del parámetro que se varió.

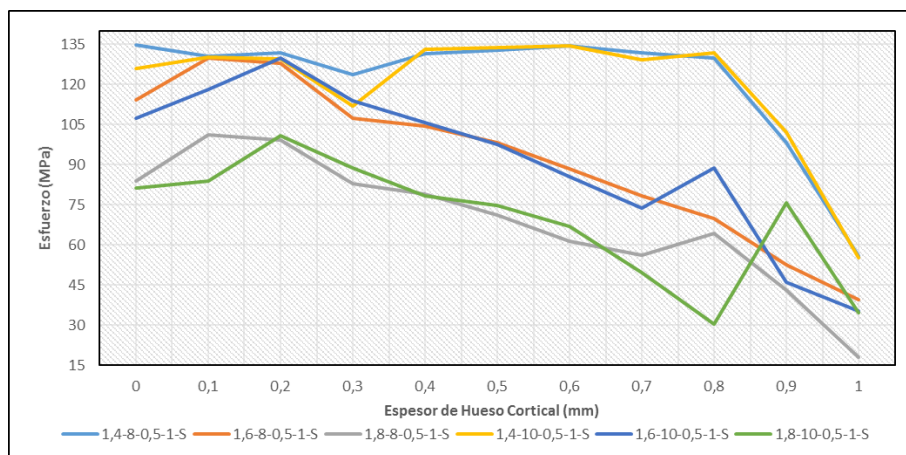


Figura 13: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el espesor de hueso cortical (1mm) - el perfil roscado (sierra) - el paso de rosca (0,5) y variar diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y longitud roscada (8 – 10 mm). Esfuerzos producidos a lo largo del espesor de hueso cortical.

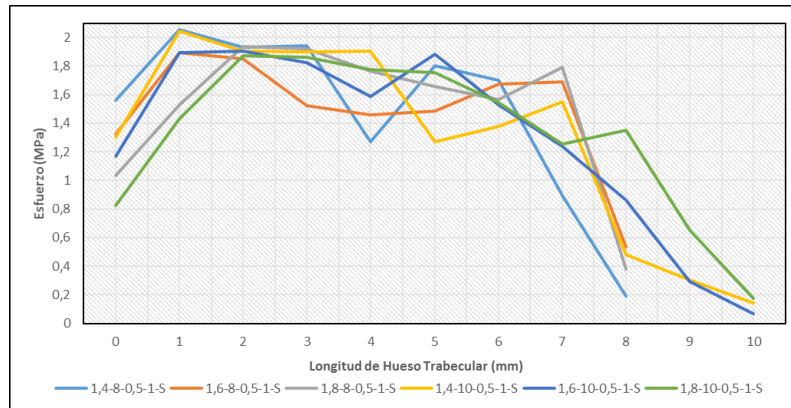


Figura 14: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el espesor de hueso cortical (1mm) - el perfil roscado (sierra) - el paso de rosca (0,5) y variar diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y longitud roscada (8 – 10 mm). Esfuerzos producidos a lo largo del hueso trabecular.

Los resultados muestran que respecto al diámetro, un aumento en 0.2mm disminuye en gran medida los esfuerzos presentes a lo largo de la zona roscada del espesor de hueso cortical [Figura 13], el comportamiento de la zona trabecular experimenta una disminución en los valores máximos de esfuerzo, mas no experimenta una variación realmente significativa en sus magnitudes a lo largo de la zona roscada [Figura 14]. Las variaciones en el diámetro del DAT se pueden observar en la [Figura 12], allí se observan los cambios en la distribución de esfuerzos a medida que el dispositivo aumenta de diámetro. El aumento de esta variable es beneficioso siempre y cuando se tenga una calidad óptima del hueso, sin embargo, cabe recordar que a mayores diámetros de DAT se debe hacer un nicho previo mucho más grande, lo cual provoca un maltrato a nivel general del hueso y generando así torques de remoción menores al instante de la inserción, factor por el cual se afecta la estabilidad primaria.

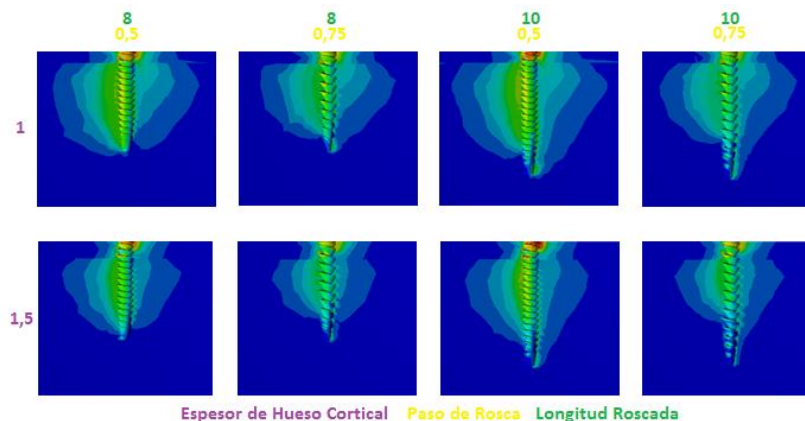


Figura 15. Comparación de la distribución de esfuerzos entre algunos modelos computacionales con espesores de hueso cortical distintos (1 – 1,5 mm). Se mantienen constantes el diámetro (1,4 m) - el perfil roscado (sierra) y se varía la longitud roscada (8 – 10) y el paso de rosca (0,5 – 0,75). Los valores indican la magnitud (mm) del parámetro que se varía.

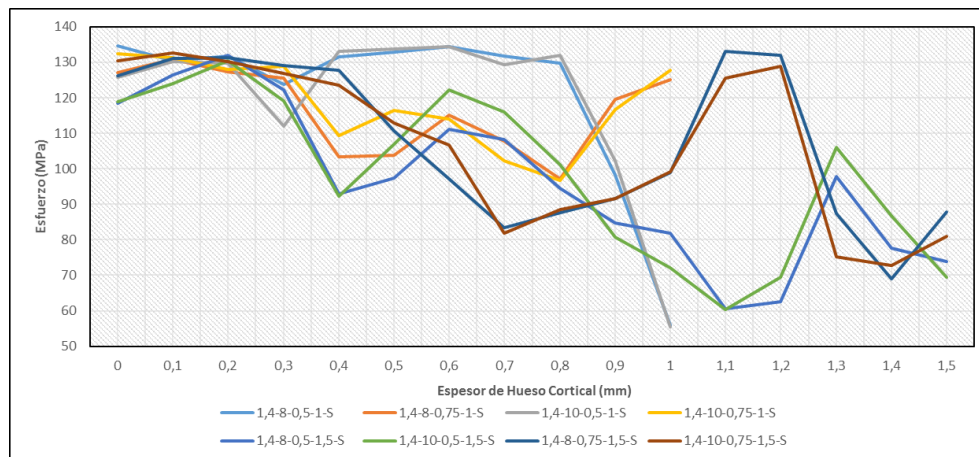


Figura 16: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el diámetro (1,4 mm) - el perfil roscado (sierra) y variar paso de rosca (0,5 – 0,75 mm), espesor de hueso cortical (1 – 1,5 mm) y longitud roscada (8 – 10 mm). Esfuerzos producidos a lo largo del espesor del hueso cortical.

En cuanto al espesor de hueso cortical el análisis se hará respecto a la [Figura 15] y [Figura 16], en la primera podemos observar claramente como el cambio en 0,5 mm de espesor en el hueso cortical provoca cambios significativos en la distribución de esfuerzos de la zona trabecular, este cambio es de relevancia cuando el DAT es de paso corto (0,5mm), ya que a pasos largos (0,75 mm) las variaciones en la distribución de esfuerzos no son perceptibles. Como se puede observar en la [Figura 17], los valores máximos de la zona trabecular frente a DAT de paso corto disminuyen entre un 6,39% y 19,19% lo cual es beneficioso para la mejora en la estabilidad primaria.

El paso de rosca juega un papel importante en el estudio de la estabilidad primaria del DAT, como ya se mencionó anteriormente ésta variable disminuye los esfuerzos de la zona ósea, esto debido a que si es corto se reducen hasta de 3,1% los esfuerzos máximos [Figura 16] experimentados en el hueso cortical siempre y cuando se tenga una buena calidad ósea. El beneficio de un paso corto se experimenta a grandes rasgos para DAT de gran longitud (> 10 mm) como se puede observar en la [Figura 17] en donde claramente se ve la variación en las curvas entre los DAT de pasos largos y cortos.

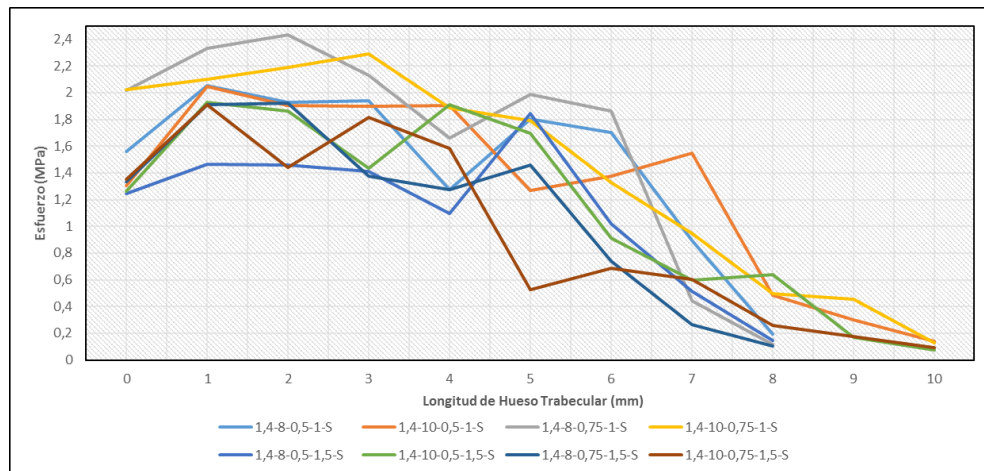


Figura 17: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el diámetro (1,4 mm) - el perfil roscado (sierra) y variar paso de rosca (0,5 – 0,75 mm), espesor de hueso cortical (1 – 1,5 mm) y longitud roscada (8 – 10 mm). Esfuerzos producidos a lo largo del hueso trabecular.

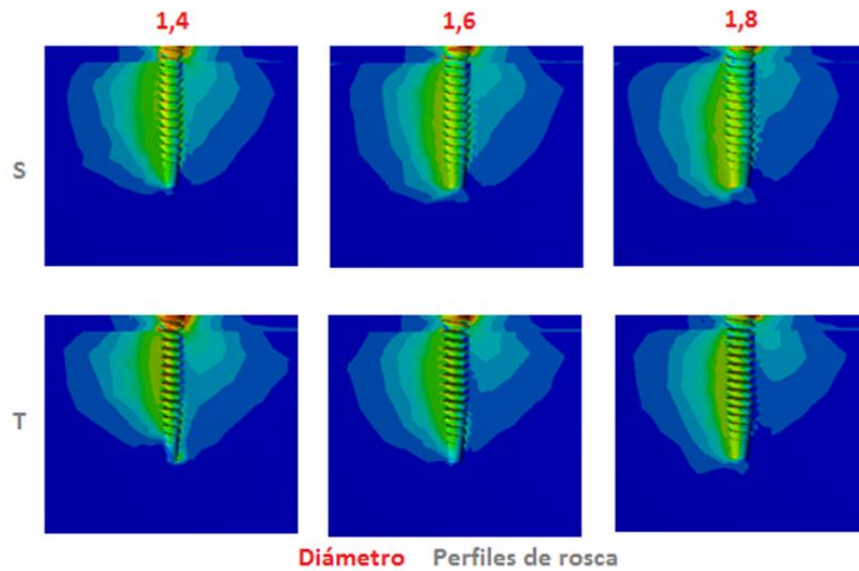


Figura 18: Comparación de la distribución de esfuerzos a lo largo de la zona ósea roscada al mantener constante el paso de rosca (0,5 mm), el espesor de hueso cortical (1 mm), longitud roscada (8 mm) y variar el diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y perfil roscado (Sierra – Trapezoidal). Los valores indican la magnitud (mm) del parámetro que se varía.

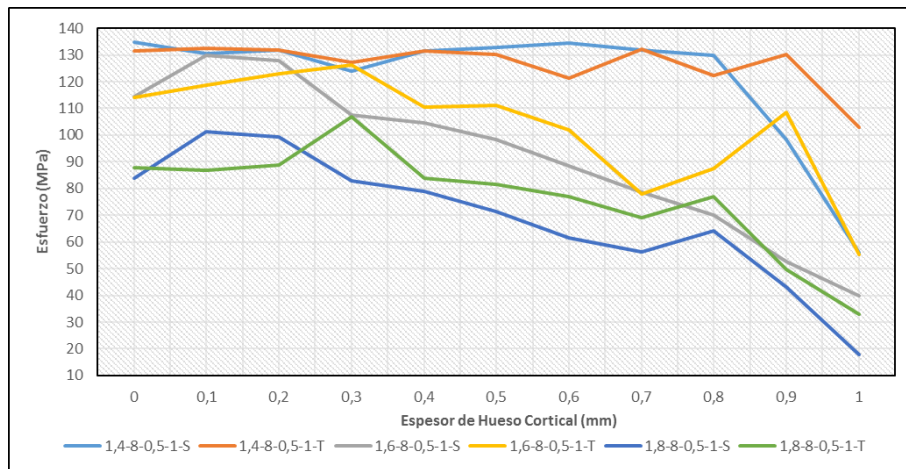


Figura 19: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el espesor de hueso cortical (1mm), el paso de rosca (0,5), la longitud roscada (8 mm) y variar diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y perfil roscado (Sierra – Trapezoidal). Esfuerzos producidos a lo largo del espesor de hueso cortical.

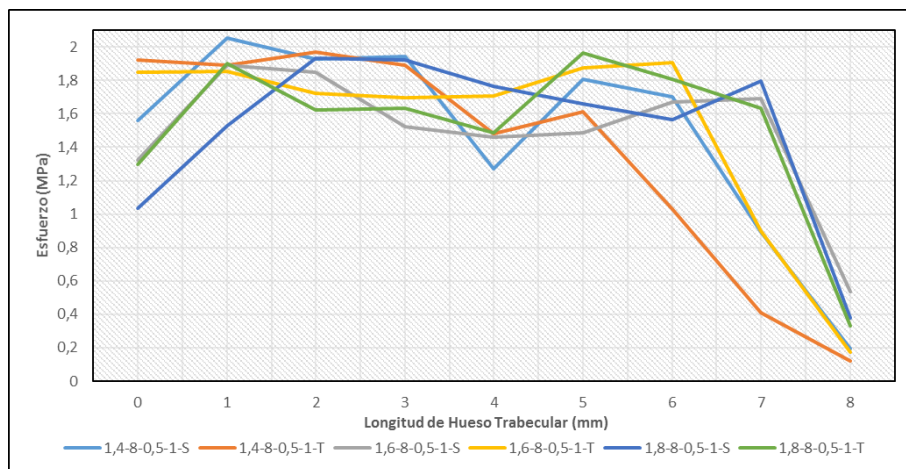


Figura 20: Magnitud de esfuerzos al mantener constante el espesor de hueso cortical (1mm), el paso de rosca (0,5), la longitud roscada (8 mm) y variar diámetro (1,4 – 1,6 – 1,8 mm) y perfil roscado (Sierra – Trapezoidal). Esfuerzos producidos a lo largo del hueso trabecular.

La longitud roscada del DAT no representa un cambio significativo en la disminución de las magnitudes de esfuerzo ni en su distribución, no obstante, como se puede observar en la [Figura 12], un aumento en 2mm de zona roscada genera un beneficio para la zona trabecular debido al agarre adicional que experimenta. Es aconsejable que en ausencia de espesor de hueso cortical, se use un DAT de gran

longitud roscada que compense la falta de agarre por parte del compuesto más rígido (hueso cortical).

Para los perfiles roscados analizados en este estudio, se encontró que el perfil más óptimo en la disminución de las magnitudes de esfuerzo fue el tipo Sierra. Como se puede observar en la [Figura 19] y [Figura 20] todas las curvas para las cuales se usó un DAT tipo sierra, presenta magnitudes menores respecto a los de perfil Trapezoidal, además, en cuanto a la distribución de esfuerzos [Figura 18] los DAT tipo trapezoidal presentan visiblemente valores mayores para la zona cortical y disminuyen levemente su valor en el hueso trabecular.

Gracias a este estudio se permitió conocer la variación de esfuerzos y deformaciones de la interface DAT – hueso frente a distintas variables geométricas y biológicas. Los resultados permiten dar sugerencia de cuáles son las características óptimas de un DAT frente a las condiciones físicas propias de un paciente, reduciendo así el porcentaje de falla debido a la estabilidad primaria del dispositivo de anclaje temporal.

7. CONCLUSIONES

- Las variables geométricas (diámetro – longitud roscada – paso de rosca – tipo de perfil roscado) y biológicas (espesor de hueso cortical) actúan directamente en la variación de la distribución de esfuerzos de la interfaz DAT – hueso.
- Un aumento en 0.5 mm del espesor de hueso cortical, logra disminuir entre 6.39% y 19.19% los valores máximos de esfuerzo en el hueso trabecular, siempre y cuando el DAT sea de paso corto (0.5 mm).
- El paso de rosca de 0.5 mm reduce en 3,1% los valores máximos de esfuerzo en el hueso cortical respecto a los de paso largo (0,75 mm), las curvas de esfuerzo demostraron que este beneficio mejora si el DAT es de gran longitud (> 10 mm de su zona roscada).
- La longitud roscada del DAT no representa un cambio significativo en la disminución de las magnitudes de esfuerzo en la zona ósea, sin embargo, un aumento en 2 mm de la zona roscada genera un agarre adicional en la zona trabecular que es de importancia en ausencia de hueso cortical.
- El perfil roscado que mejor se comportó frente a la disminución de esfuerzos de la interfaz DAT – hueso fue el tipo sierra.

REFERENCIAS

- [1] B. Gainsforth and L. Higley, "A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone," *Am J Orthod Oral Surg*, vol. 31, pp. 406–517, 1945.
- [2] P. Buschang, Carrillo R, O. B, and R. PE, "Survey of AAO members on miniscrew usage," *J Clin Orthod*, pp. 513–8, 2008.
- [3] R. Reynders, L. Ronchi, and S. Bipat, "Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 135, no. 5, p. 564.e1-564.e19, 2009.
- [4] J. M. Martínez-González, J. Cano Sánchez, J. Campo Trapero, M. J. S. Martínez-González, and F. García-Sabán, "Diseño de los implantes dentales: Estado actual," *Av. en Periodoncia e Implantol. Oral*, vol. 14, no. 3, 2002.
- [5] A. Ono, M. Motoyoshi, and N. Shimizu, "Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 37, no. 4, pp. 334–340, 2008.
- [6] L. Kong *et al.*, "Comparative study of 12 thread shapes of dental implant designs : a three-dimensional finite element analysis," *world Jorunal Model. Simul.*, vol. 2, no. 2, pp. 134–140, 2006.
- [7] Z. Arsalanloo, R. Telchi, and K. G. Osgouie, "Selection of Optimum Thread Type in Implants to Achieve Optimal Biomechanical Properties by Using 3D Finite Element Method," *Int. J. Biosci. Biochem. Bioinforma.*, vol. 4, no. 3, pp. 185–190, 2014.
- [8] A. C. Da Cunha, M. Marquezan, I. Lima, R. T. Lopes, L. Issamu Nojima, and E. Franzotti Sant'anna, "Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 147, no. 1, pp. 45–51, 2015.
- [9] A. C. Da Cunha, A. O. A. De Freitas, M. Marquezan, and L. I. Nojima, "Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability," *Braz. Oral Res.*, vol. 29, no. 1, pp. 1–6, 2015.
- [10] K. I. Janssen, G. M. Raghoobar, A. Vissink, and A. Sandham, "Skeletal anchorage in orthodontics--a review of various systems in animal and human studies.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 23, no. 1, pp. 75–88, 2015.
- [11] M. Chaddad, Karim; Ferreira, Andre; Geurs, Nico; Reddy, "Influence of Surface Characteristics on Survival Rates of Mini-Implants," *Angle Orthod.*, vol. 78, no. 1, pp. 107–113, 2008.
- [12] S.-H. Park, Hyo-sang; Yoon, Duk-Young; Park, Chang-Suk; Jeoung, "Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium

- screws compared with the Tweed-Merrifield technique,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 133, no. 4, pp. 593–600, 2008.
- [13] H. Guan, R. van Staden, Y.-C. Loo, N. Johnson, S. Ivanovski, and N. Meredith, “Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 24, no. 5, pp. 866–876, 2009.
 - [14] M. Motoyoshi, M. Inaba, A. Ono, S. Ueno, and N. Shimizu, “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.*, vol. 38, no. 1, pp. 13–18, 2009.
 - [15] M. Motoyoshi, S. Ueno, K. Okazaki, and N. Shimizu, “Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 38, no. 4, pp. 363–368, 2009.
 - [16] L. Jiang, L. Kong, T. Li, Z. Gu, R. Hou, and Y. Duan, “Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis,” *Adv. Eng. Softw.*, vol. 40, no. 11, pp. 1124–1130, 2009.
 - [17] T. C. Liu, C. H. Chang, T. Y. Wong, and J. K. Liu, “Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 141, no. 4, pp. 468–476, 2012.
 - [18] A. Handa, N. Hegde, and H. V. P. Reddy, “Effect of the thread pitch of orthodontic mini-implant on bone stress - A 3D finite element analysis,” *J. Dent.*, vol. 1, no. 4, pp. 91–96, 2011.
 - [19] C. L. Lin, J. H. Yu, H. L. Liu, C. H. Lin, and Y. S. Lin, “Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 11, pp. 2174–2181, 2010.
 - [20] M. M. Pithon, D. S. F. Figueiredo, and D. D. Oliveira, “Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths,” *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 71, no. 3, pp. 479–486, 2013.
 - [21] C. Y. Pan *et al.*, “Influence of different implant materials on the primary stability of orthodontic mini-implants,” *Kaohsiung J. Med. Sci.*, vol. 28, no. 12, pp. 673–678, 2012.
 - [22] S. E. Barros, G. Janson, K. Chiqueto, D. G. Garib, and M. Janson, “Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 140, no. 4, pp. 181–192, 2011.
 - [23] B. Wilmes and D. Drescher, “Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 40, no. 7, pp. 697–

703, 2011.

- [24] R. A. Mischkowski, P. Kneuert, B. Florvaag, F. Lazar, J. Koebke, and J. E. Zöller, "Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 37, no. 10, pp. 948–954, 2008.
- [25] R. Tachibana, M. Motoyoshi, A. Shinohara, T. Shigeeda, and N. Shimizu, "Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 41, no. 11, pp. 1439–1444, 2012.
- [26] H. H. Ammar, P. Ngan, R. J. Crout, V. H. Mucino, and O. M. Mukdadi, "Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 139, no. 1, pp. e59–e71, 2011.

PRODUCTOS RELACIONADOS CON EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

TIPO DE PRODUCTO	NOMBRE DEL PRODUCTO	VERIFICACIÓN	# ANEXO
Trabajo de grado	Participación en la elaboración de la tesis denominada "Comparación de traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini implantes en costilla de cerdo con dos tipos de fresa"	Actas del comité de investigación y diplomas de grado	1
Ponencia	Participación en el CIMM con proyecto titulado "Determinación de la estabilidad primaria en mini-implantes en función de su geometría y la calidad del hueso maxilar"	Certificado de ponente y reconocimiento	2
Ponencia	Aceptación del trabajo titulado " Análisis por elementos finitos del efecto de las propiedades geométricas y las condiciones biológicas de hueso maxilar en la estabilidad primaria de MI ortodónticos " para participar en el CMN 2017 realizado en Valencia, España los días 3, 4 y 5 de Julio	Notificación de aceptación y resumen del evento	3
Ponencia	Participación en el ESSS 2016 con el trabajo "Effect of mini-implants geometry and bone density on the primary stability of temporally orthodontic anchorage. A 3D finite element analysis"	Certificado de ponente	4
Ponencia	Participación en el ESSS 2017 con el trabajo "ANALYSIS OF MINI IMPLANT – BASAL BONE INTERFACE BY A LINEAR AND NO LINEAR MATERIAL MODEL. A 3D STUDY OF FINITE ELEMENT "	Certificado de ponente	5

- Anexo 1



Bogotá, 21 de marzo de 2017

LA DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN DEL COLEGIO ODONTOLÓGICO

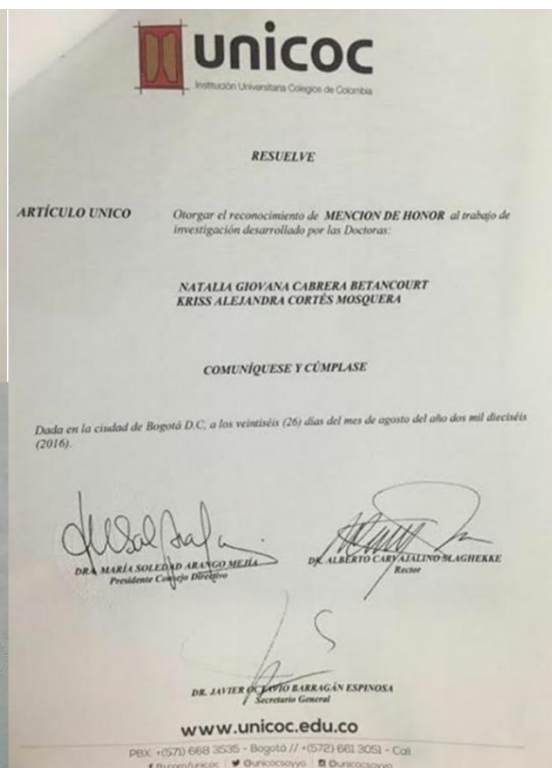
UNICOC

CERTIFICA

Que el Ingeniero **OSCAR RODRIGO LÓPEZ VACA**, identificado con CC. 3203232 de Bogotá, se desempeñó como Asesor Científico del siguiente trabajo de investigación: "Comparación de traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes en costilla de cerdo con dos tipos de fresa." Este fue realizado con las doctoras Natalia Giovana Cabrera Betancourt, Kriss Alejandra Cortés Mosquera residentes del Postgrado de Ortodoncia y la Dra. Liliana directora del Postgrado; en el año 2016.

Sandra Elizabeth Aguilera Rojas

Directora Centro de Investigación Colegio Odontológico
Institución Universitaria Colegios de Colombia



- Anexo 2



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Unidad de Educación Continua y Permanente
Facultad de Ingeniería
Sede Bogotá

CERTIFICA QUE

John Zambrano Pulido

Identificado con C.C. 1018471498

Participó como **PONENTE** en el:

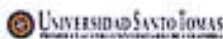
**VIII Congreso Internacional de Ingenierías
Mecánica y Mecatrónica y VI de Materiales,
Energía y Medio Ambiente.**

Realizado del 26 al 28 de Abril de 2017 en la Ciudad de Medellín, con una
intensidad de 24 Horas.

Dado en Medellín, el día 28 de Abril de 2017


JOSÉ ISMAEL PEÑA REYES
Decano Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de Colombia


LUIS FRANCISCO ROADA ESLAVA
Secretario Académico Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de Colombia





UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Unidad de Educación Continua y Permanente
Facultad de Ingeniería
Sede Bogotá

CERTIFICA QUE

El trabajo titulado “*Determinación de la Estabilidad Primaria en Mini-Implantes en Función de su Geometría y la Calidad del Hueso Maxilar*”

Obtuvo el reconocimiento especial como el Artículo Extenso con la
MEJOR CALIFICACIÓN del:

**VIII Congreso Internacional de Ingenierías
Mecánica y Mecatrónica y VI de Materiales,
Energía y Medio Ambiente.**

Realizado del 26 al 28 de Abril de 2017 en la ciudad de
Medellín con una intensidad de 24 horas

Dado en Medellín, el día 28 abril de 2017

Luis Eduardo Benítez
Presidente Comité Organizador



UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
BOGOTÁ - CALDAS - COLOMBIA



UNIVERSIDAD
CENTRAL



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

- Anexo 3

CMN 2017: Notification of Acceptance and General Guidelines  Recibidos x  

 **CMN2017_sec@cimne.upc.edu** 16 feb.   
para mí 

 inglés ▾ > español ▾ [Traducir mensaje](#) [Desactivar para: inglés x](#)

Paper Ref: 297 Análisis por elementos finitos del efecto de las propiedades geométricas y las condiciones biológicas de hueso maxilar en la estabilidad primaria de MI ortodónticos

Dear Eng. John Alexander Zambrano Pulido

We are pleased to let you know that your paper has been accepted for presentation at the Congress on Numerical Methods in Engineering (**CMN 2017**).

Paper Submission (Not mandatory)
You are invited to submit electronically, through the web site of the Conference <http://congress.cimne.com/cmn2017>, the Full Paper **before March 31, 2017**.

Full instructions for writing and submitting the final contribution can be found in the *Instructions for Authors* section on the conference website: <http://congress.cimne.com/cmn2017/frontal/registration.asp>

Análisis por elementos finitos del efecto de las propiedades geométricas y las condiciones biológicas de hueso maxilar en la estabilidad primaria de MI ortodónticos

John A. Zambrano*, Oscar R. López† y Liliana. Jara†

* Universidad Santo Tomás (USTA)
Colombia

E-mail: johnzambrano@usantotomas.edu.co, oscarlopez@usantotomas.edu.co

Web page: <http://www.usta.edu.co>

† Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC)
Bogotá, Colombia
Email: ljara@unicoc.edu.co

RESUMEN

Los mini-implantes (MI) son pequeños dispositivos que han sido desarrollados para usarse como anclaje temporal de estructuras ortodónticas en el hueso[1]. Existen algunos inconvenientes con el uso de los MI en lo que la literatura denomina estabilidad primaria (rigidez de la interface hueso-MI), lo cual genera un porcentaje de fracaso del 10% al 30% [2] atribuido a factores biológicos y mecánicos. El principal objetivo de este trabajo se centró en determinar la alteración de la estabilidad primaria en función de las propiedades geométricas del MI (diámetro-longitud-paso) y la calidad del hueso maxilar, mediante el uso de simulación numérica empleando el método de los elementos finitos (MEF).

Se realizó un modelo 3-dimensional en donde un MI es insertado en una sección de maxilar, en el que se incluyen las características biológicas del hueso cortical y trabecular. Un modelo no lineal es definido al conjunto dada la condición visco-poro-elástica del hueso. Las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical se determinaron a partir de ensayos de tensión realizados en costilla de cerdo. Para la validación de los resultados obtenidos en simulación numérica se realizaron ensayos de flexión en mini-implantes insertados en costillas de cerdo.

Se solucionaron 42 modelos computacionales obteniendo el valor de esfuerzos y deformaciones de cada configuración, se determinó que los modelos cuyo espesor de hueso cortical es mayor, presentan disminución en sus esfuerzos y deformaciones, seguido por aquellos en donde el paso se incrementa. Los resultados permitieron determinar que bajo una densidad de hueso específica, el espesor de hueso cortical, el paso y la longitud son las variables de mayor influencia en la estabilidad primaria de la interfaz hueso-MI.

REFERENCIAS

- [1] M. M. Pithon, D. S. F. Figueiredo, and D. D. Oliveira, "Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 71, no. 3, pp. 479–486, 2013.
- [2] A. C. Da Cunha, M. Markezan, I. Lima, R. T. Lopes, L. Issamu Nojima, and E. Franzotti Sant'anna, "Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 147, no. 1, pp. 45–51, 2015.

- Anexo 4



- Anexo 5

