



INFORME DE AVANCE DE INVESTIGACIÓN

Información general de proyecto

Código Interno	1605501-019	Supervisor	
Título del proyecto de investigación	Desarrollo de un dispositivo de anclaje temporal (DAT), para ortodoncia, en función de sus características geométricas y la densidad ósea del maxilar	Fecha de presentación del informe de avance.	27-6-16
Nombre del Investigador principal	Oscar Rodrigo López	Centro de costos asignado	17304112
Nombre de los co-investigadores	Jorge Andrés García	Unidad académica	Ing. Mecánica
Nombre de los auxiliares –asistentes de investigación /estudiantes de semillero vinculados	John Alexander Zambrano	Porcentaje estimado de avance	40%
Grupo de Investigación/Semillero	GEAMEC	Línea activa de investigación	Biomecánica



DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE ANCLAJE TEMPORAL (DAT), PARA ORTODONCIA, EN FUNCIÓN DE SUS CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS Y LA DENSIDAD ÓSEA DEL MAXILAR.

RESUMEN

El uso de dispositivos de anclaje temporal (DAT) representa un avance en ortodoncia como anclaje absoluto el cual ofrece resistencia a movimientos dentales no deseados; son usados también en traumatología maxilofacial, en cirugía ortognática como fijación o como ayuda temporal en casos de prostodoncia. Comparados con anclajes tradicionales, los DAT ofrecen ventajas como: un tamaño pequeño, mínimas limitaciones anatómicas para su colocación, bajo costo, fácil colocación y retiro, ya que estos no presentan una oseointegración. El presente proyecto pretende desarrollar el diseño y manufactura de un implante que proporcione la estabilidad primaria con el hueso en función de diferentes factores de diseño propios de los DAT y de la ubicación y calidad del hueso de la zona a implantar. El diseño se realizará mediante el uso de modelos computacionales empleando el método de elementos finitos y la manufactura mediante la definición de estrategias de mecanizado para el tallado de roscas en pequeños diámetros. Los resultados del diseño se validaran en una segunda etapa mediante la realización de ensayos mecánicos y el uso de métodos propios del diseño de experimentos.

PALABRAS CLAVE: Dispositivo de Anclaje Temporal (DAT); Anclaje Ortodóntico; Estabilidad primaria en DAT; Anclaje Óseo.

1.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los DAT son pequeños dispositivos manufacturados en la aleación de titanio Ti-6Al-4V grado 23 o acero quirúrgico, que implantados temporalmente en el hueso basal, sirven para lograr el anclaje absoluto en las mecánicas ortodónticas. Tradicionalmente el anclaje para lograr los movimientos ortodónticos se hacía utilizando otras estructuras dentales. Haciendo uso de esta técnica tanto el apoyo como el diente se desplazan, produciendo



movimientos no deseados cuando se requiere que el apoyo conserve su posición inicial. Por esta razón, se implementaron los DAT como elementos de anclaje absoluto que permiten focalizar las cargas y movimientos de forma controlada en la estructura dental. En general, los DAT, son pequeños tornillos que tienen forma cilíndrica, compuestos por una cabeza, una parte endo-ósea o cuerpo (roscada), unidas entre sí por una porción transmucosa o collar.

El diseño de los DAT dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar los procedimientos clínicos (carga inmediata o precoz, hueso de mala densidad). Actualmente, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una geometría roscada sobre superficies cónicas o cilíndricas (Reynders, Ronchi & Bipat, 2009). El reto se encuentra en buscar cual es el diseño que consigue unas mejores propiedades biológicas y biomecánicas, modificando ese diseño inicial roscado.

Mediante el uso de los DAT se genera una fuerza que tiene como objetivo lograr el desplazamiento de una estructura dental, aplicando pequeñas cargas (50-200 gr). Por otra parte, se logra modificar la magnitud y la dirección de un movimiento, consiguiendo grandes desplazamientos (hasta 10 mm) (Kuroda, Sugawara, Deguchi, Kyung & Takano-Yamamoto, 2007).

Los DAT son económicos, fáciles de colocar y retirar, ya que con ellos no se produce oseointegración, pero sí un buen anclaje mecánico (Cunha, Freitas, Markezan & Nojima, 2015). Se ha encontrado que la estabilidad de los DAT tiene un porcentaje de fracaso entre el 10% y el 30%, falla atribuida a diferentes factores biológicos, ambientales y mecánicos (Cunha, Markezan, et al., 2015; Handa, Hegde & Reddy, 2011; Lin, Yu, Liu, Lin & Lin, 2010; Mischkowski et al., 2008; Park, Jeong & Kwon, 2006; Pithon, Figueiredo & Oliveira, 2013).

En cuanto a las consideraciones biológicas se encuentran principalmente: respuesta biológica del paciente; enfermedades sistémicas; medicamentos como el bifosfonato (Park



et al., 2006); el tipo de hueso, si es esponjoso o compacto (cortical); y la densidad ósea de la zona a implantar (Cunha, Marquezan, et al., 2015; Motoyoshi, Inaba, Ono, Ueno & Shimizu, 2009; B. Wilmes & Drescher, 2011). Las principales consideraciones ambientales son: higiene oral; golpes o traumas sobre el DAT; o si el paciente es fumador. Con respecto a las consideraciones mecánicas se encuentran principalmente; destreza del odontólogo; técnica de colocación, si se realiza nicho o no (Machado, 2014; Tachibana, Motoyoshi, Shinohara, Shigeeda & Shimizu, 2012; Benedict Wilmes & Drescher, 2009); características geométricas del tornillo, como diámetro y longitud (Barros, Janson, Chiqueto, Garib & Janson, 2011; Guan et al., 2009; Jiang et al., 2009; Lin et al., 2010); tipo de rosca del tornillo (geometría del perfil) y sus características geométricas (paso y profundidad del filete) (Arsalanloo, Telchi & Osgouie, 2014; Cunha, Freitas, et al., 2015; Kim, Kim, Yun & Kim, 2009)

De acuerdo a lo anterior, los factores biológicos y ambientales son controlables y se puede atribuir que la principal causa de fracaso corresponde a factores mecánicos que afectan la estabilidad primaria del sistema DAT-hueso. Por ésta razón, en el presente estudio se propone realizar una investigación sobre la relación entre la densidad ósea y la traba mecánica generada por la parte activa del DAT (geometría de la rosca).

2.0 OBJETIVOS

2.1 Objetivo General

Desarrollar un prototipo de DAT, para aplicación en ortodoncia, con características geométricas en función de la densidad ósea.

2.2 Objetivos específicos

2.2.1 Diseñar un prototipo de DAT, en función de las variaciones de la densidad ósea de la zona de colocación.



2.2.2 Manufacturar un prototipo de DAT para aplicaciones en ortodoncia, de acuerdo al diseño propuesto.

3.0 MARCO TEÓRICO

3.1 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 lo relacionan 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 (HU), unidad de medida atenuada de rayos X y usada para interpretación de tomografía computarizada para caracterizar la densidad de una sustancia, clasifica el hueso en D1, D2, D3 y D4.

D1 (Mayor de 1250 HU) es un hueso cortical denso, primariamente encontrado en la mandíbula anterior y en el área media del paladar del maxilar.

D2 entre (850 y 1200 HU) es grueso (2 mm) hueso cortical poroso con trabécula gruesa primariamente encontrado en el maxilar anterior y en la mandíbula en la parte posterior.

D3 (entre 350 y 850 HU) es delgado (1 mm) es hueso cortical poroso con una trabécula fina primariamente encontrado en la parte posterior del maxilar con algo encontrado en la mandíbula en la parte posterior.

D4 (entre 150 y 350 HU) es un hueso trabecular fino primariamente encontrado en el maxilar posterior y en la región de tuberosidad.

3.2 Consideraciones de Manufactura

Desde el punto de vista del material, los DAT comerciales se elaboran en la aleación de titanio Ti-6Al-4V (grado 23) de composición en porcentaje en peso de 5.5-6.0 Al, 3.5-4.5 V, 0.08 máx C, 0.005 máx N, 0.015 máx H, 0.25 máx Fe, 0.13 máx O y Ti completando el balance, y es clasificada dentro de los materiales difíciles de maquinar (Che-Haron &



Jawaid, 2005). La aleación es alotrópica a temperatura ambiente; la fase alfa (microestructura cristalina hexagonal compacta), le confiere a la aleación una resistencia mecánica alrededor de un 40% superior a la de un acero como el 1045, aumentando las fuerzas requeridas para el desprendimiento de la viruta, que elevan la temperatura de corte y ocasionan la disminución de la vida de la herramienta; la fase beta (microestructura cristalina cúbica de cuerpo centrado), le confiere el doble de ductilidad con respecto al mismo acero, por lo que la presión elástica del material bajo el filo de corte es la causa principal del desgaste del flanco de la herramienta, de la vibración y de altas temperaturas ocasionadas por rozamiento.

Por otro lado, los DAT se fabrican en diámetros entre los 1.5 mm y los 2.5 mm, con diferentes perfiles de rosca en su parte activa, con pasos que oscilan entre 0.1 mm y 0.5 mm. El torneado de diámetros pequeños, exige máquinas rígidas con husillos con velocidad de giro superior a las 5000 rpm. Para el tallado de perfiles de rosca se requieren herramientas afiladas y en caso de requerir geometrías especiales, es necesario tallar el perfil deseado en un buril de metal duro por medio de procesos como electroerosión de hilo y rectificado. La materia prima son varillas de diámetros inferiores a un cuarto de pulgada y para su sujeción en el husillo de la máquina se requieren boquillas especiales. Para obtener gran variedad de pasos, utilizar diferentes estrategias de corte en el tallado de las geometrías de las roscas y coordinar con precisión el movimiento de giro del husillo con el avance lineal de los ejes de la máquina, es necesario contar con máquinas con control numérico computarizado (CNC).

3.3 Tipos de DAT comerciales reportados en la literatura

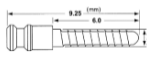
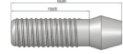
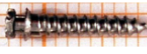
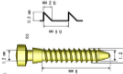
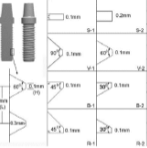
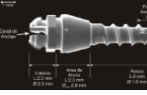
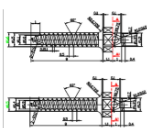
#	Referencia Tornillo	Material	Comercial o artículo	Longitud Cabeza	Longitud Roscada	Tipo de rosca	Ángulo de rosca	Díametro primitivo	Díametro exterior	Paso	Tipo de eje	Resultados	Imagen
1	Orthoanchor K1 system	Titanio puro	Artículo	3.25	6	-	-	-	1.2	-	Cilíndrico	valor de torque de remoción considerable dependiendo de la cavidad previa del nicho y tiempo de uso	
2	-	Titanio denso - Titanio poroso: 40, 50, 60, 70%	Artículo	5.45	13.05	ACME	30°	3.90	3.98	-	Cilíndrico	No se basa en las propiedades geométricas del DAT, si no en respuesta a las condiciones dadas las especificaciones del material	
3	Aarhus	Aleación de titanio (ASTMF 136)	Comercial	1.7	7.9	Auto perforante	-	-	2	1	Cilíndrico	Los estudios demostraron que la geometría característica de este implante (auto perforante) 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	Auto perforante	-	-	2	1	Cilíndrico	Al ser auto perforante 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 artículo 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 son 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,3l	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 posea 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		
6	-	Titanio (Ti-6Al-4 V)	Artículo	-	11.5	-	-	-	3.75	-	Cilíndrico	Los resultados de este artículo no se basan en el implante como tal, si no en la distribución de esfuerzos que se genera cuando se agregan componentes de unión a los implantes.	-
7	-	Titanio (Ti-6Al-4 V)	Comercial	4.6	8 (2.6 Auto)	Auto perforante	-	-	1.6	-	Cónico	La zona auto perforante sufrió daños mínimos al momento de la inserción, después de 16 meses de uso, presentan algunas muestras de tegido óseo sobre algunas zonas roscadas.	
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	Titanio Grado 2	Artículo	-	-	Triangular	-	-	-	1	Conico		
10	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	teoría	
11	Dentos	Titanio	Comercial	2.5	8	Triangular - Auto perforante	60	-	-	0.5	cilíndrico	Se realizó todo tipo de estudios basados en el diámetro del implante, se demuestra que el diámetro afecta enormemente los torques de inserción y se hace ser mas propenso a fracturas	

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

4.0 METODOLOGÍA

El Diseño del DAT se realizará mediante el estudio computacional de las diferentes características geométricas de los DAT sometidos a cargas de tracción, torsión y flexión, utilizando el método de los elementos finitos. El diseño se realizará siguiendo las metodologías de diseño mecánico en donde se detallaran las etapas de formulación,



conceptual y diseño de detalle, para luego realizar la manufactura del prototipo de DAT diseñado.

Por lo anterior, para validar el modelo computacional se realizaron 14 ensayos mecánicos del conjunto mini-implante – hueso. El mini-implante utilizado para los ensayos mecánicos tiene un diámetro de 1.6 mm una longitud de 6 mm y está fabricado en aleación de titanio grado 5, de la casa comercial conexao. En la figura 1 se muestra la metrología realizada al mini-implante para validar las dimensiones entregadas por el fabricante.

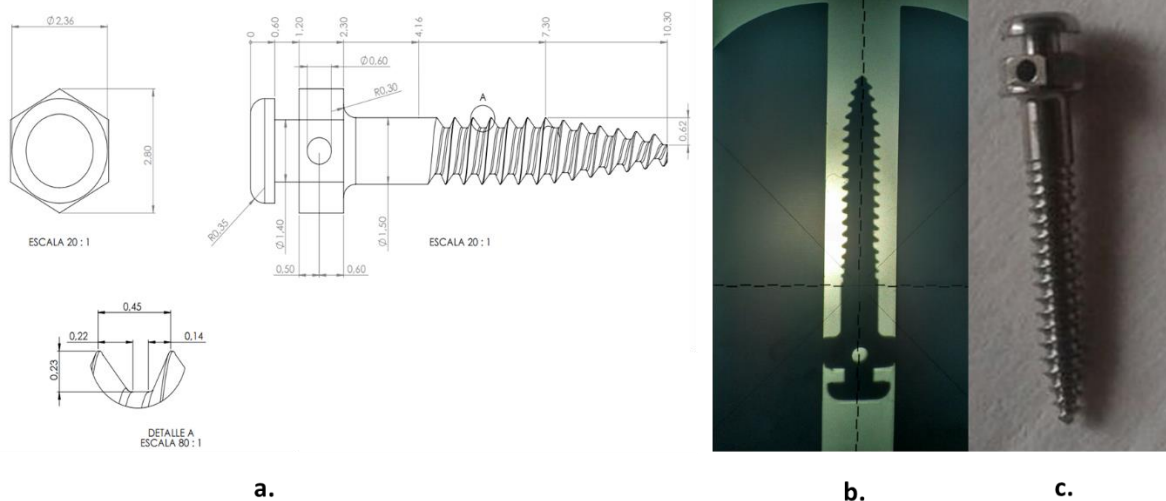


Figura 1. Mini-implante y sus dimensiones (unidades en mm). **a.** Dimensiones del mini-implante. **b.** Montaje en proyector de perfiles. **c.** mini-implante

Como material a implantar, se utilizó hueso de costilla de cerdo (ver figura 2), el cuál es homologable con el hueso presente en la mandíbula de humanos. A estos huesos se les realizaron tomografías computacionales con el fin de realizar estudios de densitometría, medición del espesor de hueso trabecular, y posteriormente reconstrucción tridimensional, como se muestra en la figura 3.

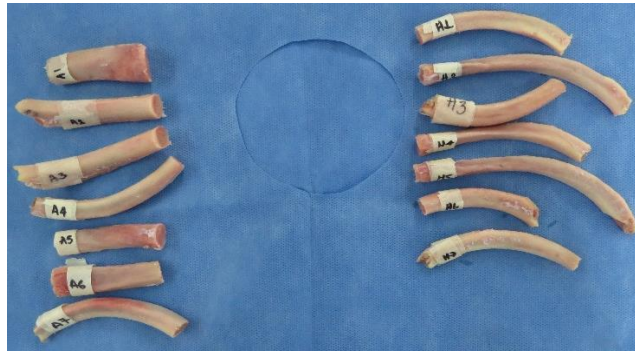


Figura 2. Huesos de costilla de cerdo utilizados en el estudio

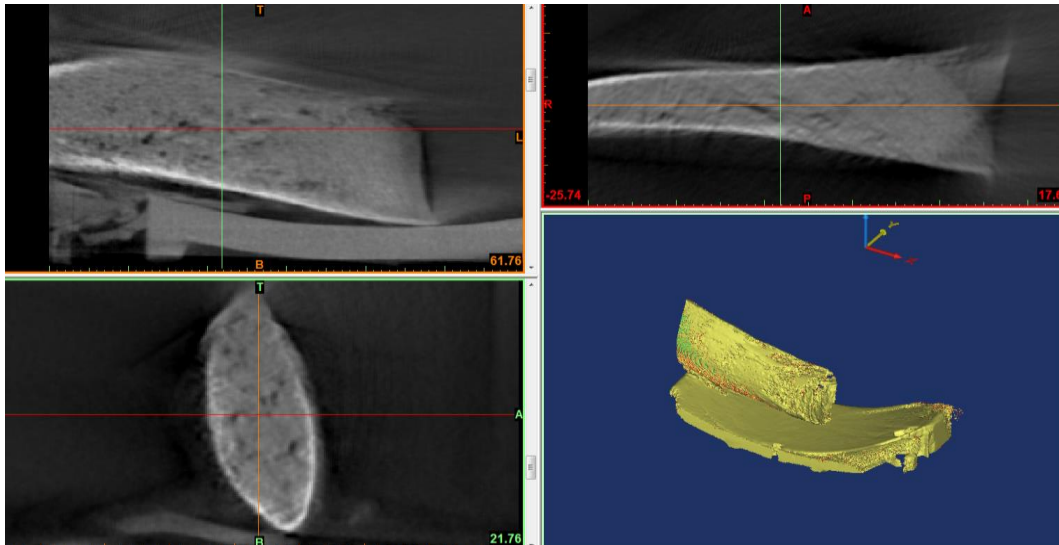


Figura 3. Tomografías computacionales del hueso de costilla de cerdo.

Una vez seleccionada la muestra y el tipo de montaje, se realizaron los diferentes ensayos de tensión para determinar las cargas máximas que puede soportar el conjunto mini-implante – hueso. El montaje para la realización de los ensayos se muestra en la figura 4.

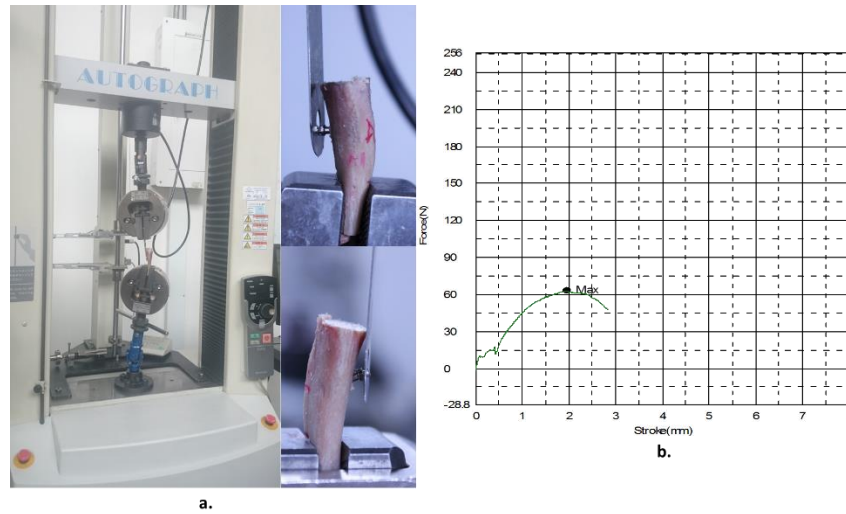


Figura 4. Montaje para la realización de ensayo de tensión en el conjunto hueso mini-implante. **a.** Montaje del sistema. **b.** Gráfica de fuerza aplicada vs desplazamiento del ensayo realizado.

Una vez realizados los ensayos se procedió a realizar el modelo computacional para validar sus resultados con las pruebas experimentales. Para el modelo computacional se utilizaron las mismas condiciones dimensionales del hueso (espesor de hueso cortical), y del mini-implante, las propiedades mecánicas para el hueso se tomaron de la literatura especializada de acuerdo a lo reportado para el hueso tipo 3, hueso presente en las costillas seleccionadas para la experimentación y dato validado mediante estudio densitométrico. El modelo computacional realizado se puede observar en la figura 5.

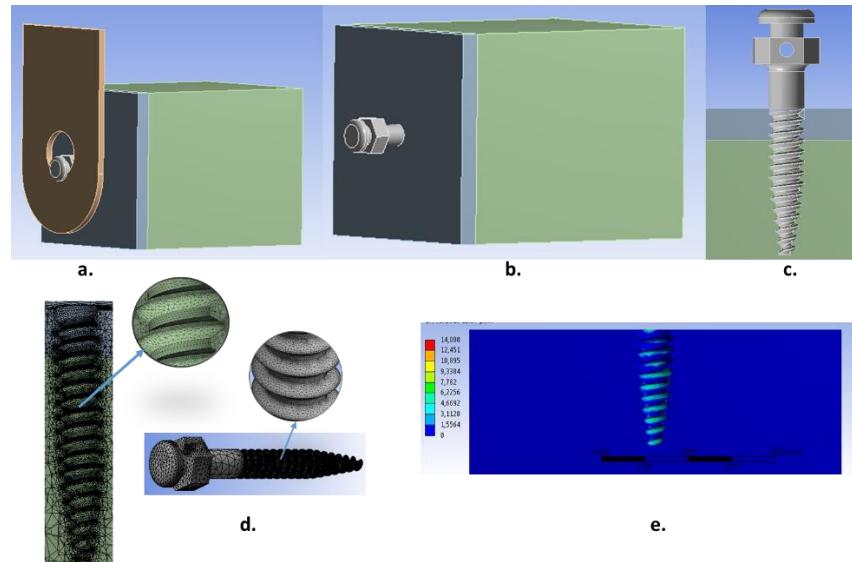


Figura 5. Modelo computacional. **a.** Ensamble utilizado en el modelo computacional, **b.** ensamble mini-implante hueso trabecular y cortical. **c.** Detalle interface hueso – mini-implante. **d.** Malla de elementos finitos utilizada para el hueso y para el mini-implante. **e.** Esfuerzos de Von Mises para el hueso trabecular resultado de la solución del modelo computacional.

5.0 ACTIVIDADES DE FORMACIÓN PARA EL AUXILIAR DE INVESTIGACIÓN

- Revisión bibliográfica sobre dispositivos de anclaje temporal en ortodoncia.
- Metrología de dispositivos de anclaje temporal.
- Construcción de modelos CAD que contienen el ensamble hueso trabecular – cortical y mini-implante.
- Desarrollo de modelo computacional utilizando el método de elementos finitos para determinar el comportamiento biomecánico de la interface hueso – mini-implante.
- Acompañamiento en los ensayos de laboratorio para determinar la estabilidad primaria en mini-implantes.
- Presentación de ponencia en evento de modelado computacional.



6.0 RELACIÓN CON EL CURRÍCULO

Los conocimientos adquiridos en este proyecto así como los conceptos fortalecidos en simulación computacional fueron utilizados para la formulación de proyectos de curso de la asignatura elementos finitos. De igual forma se desarrollaron trabajos de grado relacionados con el tema de simulación en donde se utilizaron los conocimientos de modelado aprendidos y fortalecidos en el desarrollo de este proyecto.

Proyectos de curso desarrollados:

1. Determinación del estado de esfuerzos en el fémur, considerando la interface acetábulo y cabeza femoral.
2. Análisis de esfuerzos y deformaciones mediante el método de los elementos finitos para un implante dental del primer molar superior.
3. Análisis de un fémur con osteoporosis por elementos finitos.

7.0 LOGROS GENERALES DE LA INVESTIGACIÓN HASTA LA FECHA

De acuerdo a la metodología propuesta y con el objeto de proponer un nuevo diseño de DAT actividades desarrolladas a la fecha son las siguientes:

- 7.1** Determinación de características geométricas del tornillo: Recopilación de características geométricas de DAT comerciales con el objeto de determinación de los rangos de longitudes, diámetros y perfiles de rosca utilizados actualmente.
- 7.2** Determinación de características biológicas del hueso donde se colocará el DAT: En esta etapa se realizó una caracterización/homologación de las densidades del hueso de costilla de cerdo con respecto a las encontradas en el maxilar superior e inferior en humanos.
- 7.3** Realización de pruebas de instalación de DAT comerciales: Medición de los torques de inserción requeridos para la colocación de DAT en huesos de diferentes densidades.



Establecimiento de las propiedades mecánicas y geométricas en función de esfuerzos cortantes generados en el momento de la instalación.

7.4 Realización de ensayos mecánicos de flexión y tensión a los DAT comerciales con el fin de obtener información del comportamiento biomecánico del sistema hueso implante.

7.5 Realización de modelo computacional para evaluar el comportamiento del DAT comercial, desde el punto de vista mecánico, con el fin de establecer el estado de esfuerzos y deformaciones en la interfaz hueso-DAT y evaluar el comportamiento de la estabilidad primaria.

8.0 AVANCE ALCANZADO

A la fecha y de acuerdo a las actividades desarrolladas y relacionadas en este documento el avance a la fecha es del 40%

9.0 TIPO DE PRODUCTOS

Participación en el 2016 convergence ESSS conference & ANSYS users meeting, mediante presentación oral del trabajo titulado:

Effect of mini-implants geometry and bone density on the primary stability of temporally orthodontic anchorage: 3-d finite element analysis.

El certificado de participación en este evento se presenta en la figura 6.



2016 CONVERGENCE
ESSS Conference & ANSYS Users Meeting

Universidad Santo Tomás
Bogotá - Colombia
18 y 19 de Mayo de 2016



2016 CONVERGENCE
ESSS Conference & ANSYS Users Meeting

Universidad Santo Tomás
Bogotá - Colombia
18 y 19 de Mayo de 2016



Figura 6. Certificados de participación en el ESSS



Tipo de producto	Nombre de producto	Fecha de revisión, publicación o presentación	Nombre de la revista/libro o evento en que se presenta el producto.	Modo de verificación	Número de anexo
(Artículo, ponencia, evento, libro, capítulo de libro, etc.)	(Indique título del artículo, ponencia, evento, libro, capítulo de libro, etc.)	(Indique fechas de publicación, revisión o presentación en evento del producto. Si aún no se tiene el producto final, indique la fecha de entrega)	(Si el producto no se ha finalizado indicar el medio en el que se proyecta la publicación o divulgación)	(ISSN, ISBN, página web, etc. Si el producto no se ha finalizado, escribir "no se ha finalizado" en esta columna.)	(Incluya en los anexos, de manera ordenada el soporte escaneado que demuestre la existencia del producto o el envío a revisión –asigne un número a cada anexo y relaciónelo en esta columna. Si el producto no se ha finalizado, escribir "no se ha finalizado" en esta columna)
Ponencia	Ponencia	Mayo 18 2016	2016 convergence ESSS conference & ANSYS users meeting		

9.1 Dificultades enfrentadas en la realización del proyecto hasta la fecha.

A la fecha no se han encontrado dificultades para la realización del proyecto.

9.2 Proyección de productos.

Para la presente investigación se tiene proyectado la publicación de un artículo en revista indexada con los resultados finales.

Participación en el CIMM2017 a realizarse en abril 26, 27 y 28 de 2017

9.3 Observaciones de los supervisores.

El proyecto tiene un avance en general esperado al cronograma de ejecución y adicional a esto ha permitido la formación de nuevos talentos investigativos por medio de los trabajos de grado y semilleros de investigación. Se espera que el fruto de este proyecto tenga un buen resultado que ayude a consolidar el grupo tanto en conocimientos como en su categorización ante Colciencias.



9.4 informe administrativo (realizadas hasta la fecha)

RUBROS FINANCIABLES	Monto aprobado FODEIN	Valor ejecutado	Fecha de solicitud	Fecha de recepción del recurso solicitado
Auxilio a investigadores	6.000.000	0		
Equipos	0	0		
Software	0	0		
Materiales	11.300.000	0		
Papelería	0	0		
Fotocopias	0	0		
Salidas de campo	0	0		
Material bibliográfico	0	0		
Servicios técnicos	6.000.000	0		
Movilidad académica	5.000.000	0		
Imprevistos	3.000.000	0		
Pares Académicos	400.000	0		
Publicaciones y patentes	1.000.000	0		
TOTAL	32.700.000	0		

10. REFERENCIAS

Arsalanloo, Z., Telchi, R. & Osgouie, K. G. (2014). Selection of Optimum Thread Type in Implants to Achieve Optimal Biomechanical Properties by Using 3D Finite Element Method. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 4 (3), s. 185–190. doi:10.7763/IJBBS.2014.V4.336

Barros, S. E., Janson, G., Chiqueto, K., Garib, D. G. & Janson, M. (2011). Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140 (4), s. 181–192. doi:10.1016/j.ajodo.2011.06.016

Che-Haron, C. H. & Jawaid, a. (2005). The effect of machining on surface integrity of titanium alloy Ti-6% Al-4% v. *Journal of Materials Processing Technology*, 166 (2), s. 188–192. doi:10.1016/j.jmatprotec.2004.08.012

Cunha, A. C. Da, Marquezan, M., et al. (2015). Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147 (1), s. 45–51. doi:10.1016/j.ajodo.2014.09.011



- Cunha, A. C. Da, Freitas, A. O. A. De, Marquezan, M. & Nojima, L. I. (2015). Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability. *Brazilian Oral Research*, 29 (1), s. 1–6. doi:10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0042
- Guan, H. et al. (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24 (5), s. 866–876.
- Handa, A., Hegde, N. & Reddy, H. V. P. (2011). Effect of the thread pitch of orthodontic mini-implant on bone stress - A 3D finite element analysis. *Journal of Dentistry*, 1 (4), s. 91–96.
- Jiang, L. et al. (2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40 (11), s. 1124–1130. doi:10.1016/j.advengsoft.2009.05.008
- Kim, Y. K., Kim, Y. J., Yun, P. Y. & Kim, J. W. (2009). Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthodontist*, 79 (5), s. 908–914. doi:10.2319/071808-374.1
- Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H. M. & Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131 (1), s. 9–15. doi:10.1016/j.ajodo.2005.02.032
- Lin, C. L., Yu, J. H., Liu, H. L., Lin, C. H. & Lin, Y. S. (2010). Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of Biomechanics*, 43 (11), s. 2174–2181. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.043
- Machado, G. L. (2014). Effects of orthodontic miniscrew placement angle and structure on the stress distribution at the bone miniscrew interface – A 3D finite element analysis. *The Saudi Journal for Dental Research*, 5 (2), s. 73–80. doi:10.1016/j.sjdr.2014.01.001
- Mischkowski, R. a. et al. (2008). Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37 (10), s. 948–954. doi:10.1016/j.ijom.2008.07.017
- Motoyoshi, M., Inaba, M., Ono, a., Ueno, S. & Shimizu, N. (2009). The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38 (1), s. 13–18. doi:10.1016/j.ijom.2008.09.006



- Park, H. S., Jeong, S. H. & Kwon, O. W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130 (1), s. 18–25. doi:10.1016/j.ajodo.2004.11.032
- Pithon, M. M., Figueiredo, D. S. F. & Oliveira, D. D. (2013). Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71 (3), s. 479–486. doi:10.1016/j.joms.2012.10.002
- Reynders, R., Ronchi, L. & Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135 (5), s. 564.e1–564.e19. doi:10.1016/j.ajodo.2008.09.026
- Tachibana, R., Motoyoshi, M., Shinohara, a., Shigeeda, T. & Shimizu, N. (2012). Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41 (11), s. 1439–1444. doi:10.1016/j.ijom.2012.05.031
- Wilmes, B. & Drescher, D. (2009). Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*, 79 (4), s. 609–614. doi:10.2319/071708-373.1
- Wilmes, B. & Drescher, D. (2011). Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40 (7), s. 697–703. doi:10.1016/j.ijom.2010.08.008