

DETERMINACIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL MINI-IMPLANTE DE
ANCLAJE TEMPORAL (DAT) EN DIFERENTES DENSIDADES ÓSEAS DEL
HUESO MAXILAR

CAMILO ALEJANDRO RODRÍGUEZ LAGOS

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ
2019

DETERMINACIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL MINI-IMPLANTE DE
ANCLAJE TEMPORAL (DAT) EN DIFERENTES DENSIDADES ÓSEAS DEL
HUESO MAXILAR

CAMILO ALEJANDRO RODRÍGUEZ LAGOS

PROYECTO DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO

DIRECTOR:
ING. ÓSCAR RODRIGO LÓPEZ VACA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ
2019

TABLA DE CONTENIDO

1. <i>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</i> -----	4
2. <i>JUSTIFICACIÓN</i> -----	5
3. <i>OBJETIVO GENERAL</i> -----	6
3.1 <i>Objetivos Específicos</i> -----	6
4. <i>MARCO TEÓRICO</i> -----	7
4.1 <i>Micro-Implante</i> -----	7
4.2 <i>Estabilidad Primaria</i> -----	8
4.3 <i>Estabilidad Secundaria</i> -----	10
5. <i>METODOLOGÍA</i> -----	11
5.1 <i>Selección de geometrías DAT</i> -----	11
5.2 <i>Selección de densidades óseas</i> -----	11
5.3 <i>Modelo Computacional</i> -----	16
5.4 <i>Tamaño de Muestra</i> -----	18
5.5 <i>Propiedades del Material</i> -----	19
5.6 <i>Condiciones de Contacto y Frontera</i> -----	19
5.7 <i>Análisis de Convergencia</i> -----	21
6. <i>RESULTADOS</i> -----	25
7. <i>CONCLUSIONES</i> -----	38
8. <i>BIBLIOGRAFÍA</i> -----	39

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Cada día más personas buscan la mejor manera de mantener y renovar la salud dental, esto ha generado que el campo de la ortodoncia desarrolle dispositivos como los anclajes [1], que ayuden a satisfacer esta necesidad que con la mecánica convencional no logran suplir. Estos anclajes admiten inserciones de mini-implantes en la superficie ósea del hueso permitiendo efectuar movimientos dentales reduciendo el tiempo de rehabilitación oral sin afectar el tejido óseo conformado por hueso trabecular y cortical. [2][3].

A estos anclajes se les conoce como “Dispositivos de anclaje Temporal” (DAT), y a diferencia de los implantes comunes son más pequeños, colocación y extracción quirúrgica sencilla y son de menor costo [4]. Sin embargo, presentan algunos inconvenientes en la inserción del implante en la superficie ósea que dependen de la genética de cada paciente y de la geometría del mini-implante; a esto se le denomina “estabilidad primaria” y depende exclusivamente de las propiedades mecánicas del Tejido óseo y del DAT. [1], [3], [4]

Dentro de las características principales del tejido óseo se encuentra el hueso maxilar compuesto por hueso trabecular y cortical, este último es de vital importancia por su espesor ya que influye directamente en la densidad ósea; si el espesor del hueso es alto su densidad ósea es mayor y por ende su estabilidad primaria será mejor, pero si sucede lo contrario es posible que el mini-implante se afloje durante el tratamiento [3][5]. Debido a la amplia relación que existe entre la densidad del hueso y la estabilidad primaria que cambia según el paciente es necesario evidenciar el comportamiento y su efecto en la estabilidad primaria al presentarse variación en las densidades del hueso. [4][6]

Este trabajo se realiza como complemento al proyecto de grado de 2016 con código 1605501-019, titulado “Desarrollo de un dispositivo de anclaje temporal (DAT) para ortodoncia, en función de sus características geométricas y la densidad ósea del maxilar”. [7] [8] Para el presente proyecto los cambios de la densidad ósea afectarán directamente el módulo de elasticidad del hueso cortical y trabecular originando cambios en la estabilidad primaria que ameritan ser estudiados y cuantificados.

2. JUSTIFICACIÓN

Los mini-implantes (DAT) representan una eficaz alternativa en los últimos años en las intervenciones realizadas para aquellas personas que tiene insuficiencia estructural dental, aumentando la tasa de éxito [9][10]. Su ventaja respecto a otros implantes es el proceso de recuperación y la fácil inserción sin afectación considerable en la zona ósea del hueso cortical y trabecular [2].

Por otro lado, durante el procedimiento se deben considerar algunas variables que afectan la estabilidad primaria del tratamiento; entre la cuales encontramos las propiedades mecánicas del tejido óseo el cual varía para cada paciente; la geometría del mini-implante, el ángulo y torque de inserción. La suma de estas variables determina el éxito del tratamiento.

Por lo anterior, es de gran interés entender el comportamiento biomecánico del tejido óseo por la razón que este varía según la genética del paciente. Por lo tanto, el presente trabajo se enfocará a estudiar y analizar la estabilidad primaria para diferentes densidades óseas del Hueso Maxilar.

3. OBJETIVO GENERAL

Determinar la estabilidad primaria de mini-implantes de anclaje temporal (DAT) en diferentes densidades óseas del hueso maxilar

3.1 Objetivos Específicos

- Construir un modelo CAD del conjunto hueso-mini implante según características geométricas del DAT y la morfología del hueso maxilar.
- Establecer el estado de esfuerzos y deformaciones del conjunto hueso-mini implante mediante elementos finitos considerando diferentes densidades óseas.
- Contrastar los resultados obtenidos para el hueso trabecular y cortical a lo largo de la zona roscada en los diferentes modelos generados.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 Micro-Implante

El anclaje ortodóntico, previene y corrige las alteraciones en la formación morfológica del paciente consiguiendo un movimiento dental óptimo. Estos micro-implantes también llamados dispositivos de anclaje temporal han modernizado los conceptos clásicos de ortodoncia, minimizando los defectos en el control de anclaje [5][11]. Por la anterior, estos dispositivos han representado una eficaz alternativa para los pacientes que presentan insuficiencias estructurales por su bajo costo, su tamaño y su colocación y extracción quirúrgica sencilla, minimizando la intervención del paciente.



Figura 1. Estructura Micro-tornillo, tomado de [12]

Existen dos tipos de micro-tornillos; los **auto-roscantes**, que permiten una inserción sencilla pero a mayor densidad del hueso se debe utilizar una fresa para la apertura de la inserción, y los **auto-perforantes**, que son usados actualmente ya que permiten una inserción más profunda sin herramientas extras, [12]. En la selección del micro-tornillo existen dos clases, los primarios que dependen de la longitud, material y diámetro y los secundarios, que dependen del diseño de la cabeza, el cuello y sitio de inserción [2]. Por lo tanto, la selección adecuada del mini-implante es importante para mejorar la tasa de éxito de estos tratamientos. Según un estudio la tasa de éxito de los mini-implantes es del 83.8% por debajo de los implantes

dentales, pero si se estudia de cerca las condiciones geométricas de los mini-tornillos esta tasa puede subir fuertemente [3].

4.2 Estabilidad Primaria

La estabilidad Primaria es la estabilidad mecánica que se genera por la compresión mecánica del hueso al entrar en contacto con el mini-implante [13]. Es decir, para evitar daños en raíces y tejidos dentales de deben tener en cuenta las dimensiones del mini-implante y estudiar mediante radiografías y tomografías la estructura ósea del hueso para determinar las densidades del hueso cortical y trabecular del maxilar.

Existen múltiples factores que pueden afectar la estabilidad primaria del tratamiento, como por ejemplo la calidad del hueso donde se inserta el mini-implante, grosor-longitud del hueso cortical-trabecular y la geometría del mini implante; esta última presenta daños biológicos como inflamación, dolor, aflojamiento y fractura del mini-implante [13][3].

Según la literatura existen 4 tipos de hueso:

- Hueso tipo 1: Es un hueso compacto homogéneo
- Hueso Tipo 2: Hueso Compacto rodeando el hueso trabecular
- Hueso Tipo 3: Fina capa de hueso cortical, Núcleo esponjoso denso
- Hueso Tipo 4: Delgada capa Cortical, núcleo esponjoso de baja densidad

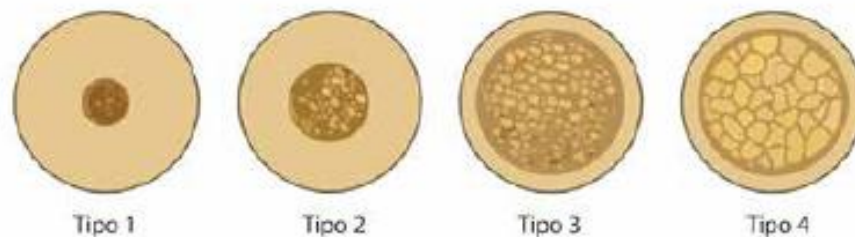


Figura 2. Tipos de Hueso. Tomado de [13]

Los primeros 3 tipos de hueso pueden generar una buena estabilidad primaria a diferencia del hueso tipo 4, según estudios realizados por Jaffin y Berman (1991), reportaron un 35% de fallas en los implantes de este tipo de hueso [13].

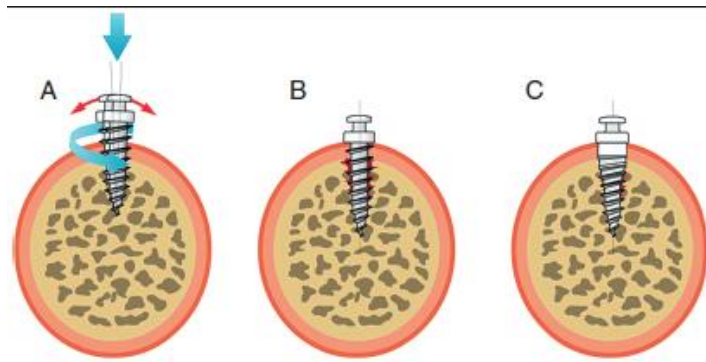


Figura 3. Representación de inserción hueso-mini implante. **A y B:** Genera micro brecha en la inserción. **C:** Genera un ajuste estrecho en la inserción. Tomado de [11]

Diferentes estudios se han realizado para lograr delimitar las mejores opciones geométricas y estructurales del Hueso-mini implante que minimicen la tasa de fracaso entre las cuales encontramos:

- Un registro de 727 pacientes inscritas en el departamento de ortodoncia de la Universidad Nacional de Taiwán demostró que la tasa de fracaso para los mini-implantes de tornillo son de 19.1% muy bajo respecto a un 5.4% de las de placas; en donde los posibles factores que influyeron en el fracaso de los tratamientos fueron la edad del paciente, el tipo de mini-implante, el sitio de implantación y las características del tejido blando [14].
- Un estudio realizado demostró una tasa de éxito global del 90% en donde se relacionan la longitud con la tasa de éxito del tratamiento; para longitudes de 8mm, 10mm, 12mm y 14mm su tasa de éxito fue de 80%,90% y 100% [15].
- Otro estudio realizado determino una tasa de fracaso del 23.2% en donde longitudes de 8 mm y diámetros de 1.3 mm fue más alta con respecto a longitudes de 10 mm y diámetros de 2 mm [16].

De acuerdo a estos resultados podemos concluir que existen diferentes geometrías para el mini-implante y que su tasa de éxito podemos mejorarla si se estudia el comportamiento del tejido ósea del hueso cortical y trabecular. Es decir, mediante análisis computacional es posible delimitar las mejores condiciones óseas del hueso maxilar.

4.3 Estabilidad Secundaria

Según Branemark (1985), definió la oseo-integración como la unión estructural y funcional entre el hueso y una superficie no biológica (el micro-tornillo)[13]. Es decir, que las células óseas colonizan la superficie del implante, generan una matriz y la mineralizan dando paso a una **estabilidad Secundaria**. [15]

En el tratamiento ortodóntico con mini-implantes se presenta en dos etapas; La primera es todo el procedimiento de inserción en el tejido óseo y la carga, esta se conoce como estabilidad primaria luego empieza un proceso de oseo-integración hasta llegar al proceso de cicatrización, esto se denomina estabilidad Secundaria [11][13].

5. METODOLOGÍA

Hay que mencionar y referenciar que este trabajo parte de investigaciones anteriores, en donde se justifican las condiciones de frontera de este modelo. Se realizó una variación en la densidad del hueso cortical y trabecular basados en estudios encontrados en la literatura, con el fin de analizar el mejor comportamiento de estabilidad primaria del conjunto DAT-hueso. El presente trabajo se dividió en tres Etapas: Selección de geometrías DAT, selección de densidades óseas y modelo computacional.

5.1 Selección de geometrías DAT

De acuerdo a los resultados arrojados en la investigación realizada por Zambrano [8], se escogieron 4 geometrías de tornillo que mejor estabilidad primaria brindaron en su proceso de simulación computacional, teniendo en cuenta los dos espesores de hueso cortical.

ITEM	GEOMETRIA DEL TORNILLO	ESPEJOR HUESO CORTICAL
1	1,8 - 12 - 0,75 - S - 1	Espesor 1 mm
2	1,8 - 10 - 0,75 - S - 1	
3	1,8 - 08 - 0,75 - S - 1	
4	1,6 - 10 - 0,75 - S - 1	
5	1,8 - 12 - 0,75 - S - 1,5	Espesor 1,5 mm
6	1,8 - 10 - 0,75 - S - 1,5	
7	1,8 - 08 - 0,75 - S - 1,5	
8	1,6 - 10 - 0,75 - S - 1,5	

Tabla 1: Selección de geometrías de tornillo con su espesor del hueso cortical. La codificación de la geometría es Diámetro – Longitud Roscada – Paso de rosca – Tipo de diente – Espesor Hueso cortical, Unidades en mm.

5.2 Selección de densidades óseas

La densidad de un paciente puede afectar la estabilidad primaria del tratamiento, debido a factores como la genética o patologías que deterioran la calidad ósea del hueso. De acuerdo a lo anterior se consultaron varios estudios [3][4][16][18] en los

cuales coinciden en el manejo de módulos elásticos entre los 11.000 *Mpa* y los 14.000 *Mpa* para el hueso cortical y 800 *Mpa* y 1300 *Mpa* para el hueso trabecular. Al compararlo con los datos [8] podemos concluir que el hueso Trabecular(282 *Mpa*) presento una baja elasticidad ósea con respecto al hueso Cortical (12.100 *Mpa*).

Teniendo en cuenta estos datos, se aumentó y disminuyo entre un 30 y 40% el valor elástico usado [8] para el hueso cortical y se estableció como un valor mínimo el dato utilizado para el hueso trabecular. Estas variaciones en los módulos elásticos se basaron en comportamientos de esfuerzo y deformación encontrados en la literatura [20], [21]. A continuación, se muestran las variaciones elásticas establecidas para cada hueso.

	HUESO CORTICAL	HUESO TRABECULAR
Max.	16.900 <i>Mpa</i>	1500 <i>Mpa</i>
	14500 <i>Mpa</i>	1094 <i>Mpa</i>
	12.100 <i>Mpa</i>	688 <i>Mpa</i>
Min.	9000 <i>Mpa</i>	282 <i>Mpa</i>

Tabla 2. Módulos Elásticos para el Hueso Cortical y Hueso Trabecular

La densidad ósea es directamente proporcional al módulo elástico, según estudios realizados por los autores Keyak y Falkinstein, Morgan y Less [22]. Ellos realizaron diferentes estudios en donde relacionan la densidad aparente (ρ_{app}), densidad de ceniza (ρ_{ash}), densidad Radiológica(ρ_{pact}) y densidad computarizada (*HU*) para determinar el modulo elástico para cada hueso (**Figura 4**).

$\rho_{ash} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 1,22 * \rho_{pqct} + 0,0526$ $E [Mpa] = 10200 * \rho_{ash}^{2,01} \left[\frac{g}{cm^3} \right]$ <p style="text-align: center;">a</p>	$\rho_{qct} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 0,000829 * HU + 0,0810$ $\rho_{ash} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 0,8772 * \rho_{pqct} \left[\frac{g}{cm^3} \right] + 0,0789$ $\rho_{app} \left[\frac{g}{cm^3} \right] = 1,58 * \rho_{ash} \left[\frac{g}{cm^3} \right] + 0,00011$ $E [Mpa] = 6850 * \rho_{app}^{1,49} \left[\frac{g}{cm^3} \right]$ <p style="text-align: center;">b</p>	$E [Mpa] = 15100 * \rho_{qct}^{2,25} \left[\frac{g}{cm^3} \right]$ <p style="text-align: center;">c</p>
--	--	---

Figura 4. Ecuaciones del módulo elástico en función de la densidad. **(a)** Ecuación Keyak y Flakistein. **(b)** Ecuación Morgan. **(c)** Ecuación Less. Tomado de [22]

Se usaron las ecuaciones (**Figura 4**) para determinar la densidad de cada hueso, teniendo presente la selección del módulo elástico (**Tabla 3**) y luego de este proceso, se compararon los resultados con una tomografía para verificar que los datos obtenidos sean coherentes (**Figura 5** Tomografía computarizada para cada hueso.).

Hueso Trabecular				Hueso Cortical			
MÓDULO ELÁSTICO E (Mpa)	DENSIDAD (HU)			MÓDULO ELÁSTICO E (Mpa)	DENSIDAD (HU)		
	MORGAN	KEYAK	LESS		MORGAN	KEYAK	LESS
1500	432	379	498	16.900	1.714	1.403	1.459
1.094	372	315	433	14.500	1.558	1.295	1.363
688	304	238	352	12.100	1.393	1.179	1.258
282	220	132	237	9.000	1.163	1.009	1.103

Tabla 3. Densidad computarizada (HU) para cada módulo elástico del hueso. Tomado de Autor

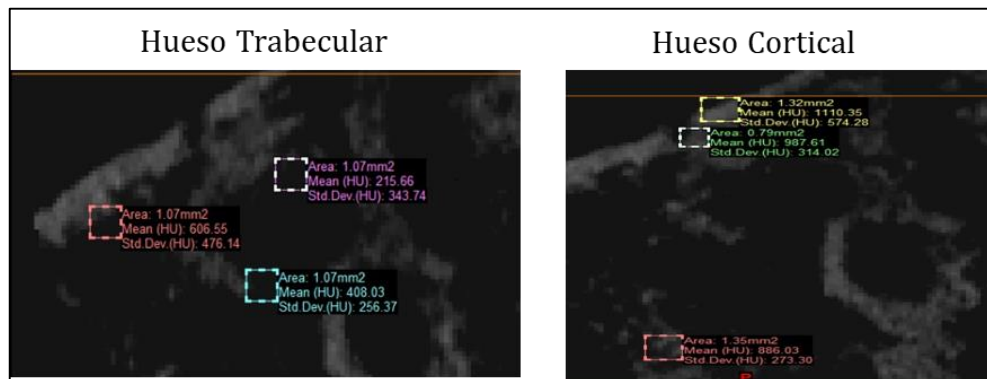


Figura 5. Tomografía computarizada para cada hueso.

Comparando los resultados obtenidos de las ecuaciones de los autores (Tabla 3) con respecto a la tomografía se observa que están dentro de los límites (Figura 5) con lo cual se decide trabajar con las ecuaciones del estudio de Morgan (Figura 4bTabla 3). A continuación se expresan las densidades de cada hueso en g/cm^3 .

HUESO CORTICAL			HUESO TRABECULAR		
DENSIDAD (HU)	DENSIDAD	VARIACIÓN %	DENSIDAD (HU)	DENSIDAD	VARIACIÓN %
1.714	1,833	0%	432	0,361	0%
1.558	1,654	10%	372	0,292	19%
1.393	1,465	11%	304	0,214	27%
1.163	1,201	18%	220	0,118	45%

Tabla 4. Variación en la densidad para cada hueso

Por otro lado, al estar utilizando un modelo plástico bilineal es necesario tener presente el módulo tangente. Para determinar este módulo se debe hallar el esfuerzo último, el cual varía al presentar aumentos o reducciones en la densidad del hueso. En varios estudios encontrados en la literatura relacionan mediante ecuaciones (Figura 6; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) los diferentes tipos de densidades óseas en función del esfuerzo último[21].

Klever 1985	$\sigma_u = 38 \cdot \rho_{app}^{1.5}$	Odgaard 1989	$\sigma_u = 18.85 \cdot \rho_{app}^{1.82}$
Hvid 1989	$\sigma_u = 27.07 \cdot \rho_{app}^{1.60}$	Anderson 1992	$\sigma_u = 43.10 \cdot \rho_{app}^{2.09}$
Linde y Hvid 1989	$\sigma_u = 57.92 \cdot \rho_{app}^{2.1}$	Linde 1992	$\sigma_u = 63.52 \cdot \rho_{app}^{2.23}$

Figura 6. Ecuaciones de esfuerzo Ultimo en función de la densidad aparente. Tomado de [20].

Revisando los resultados de las ecuaciones de cada autor (**Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) se encontraron datos para el hueso cortical y trabecular demasiado incoherentes respecto a los valores extraídos de las gráficas de esfuerzo y deformación consultadas [20], [21], por lo cual no existe seguridad en los datos obtenidos

De acuerdo a lo anterior, los datos establecidos como esfuerzo ultimo y limite elástico para cada variación de densidad, se determinaron por las gráficas de esfuerzo-deformación, y el modulo tangente se obtuvo realizando una regresión cuadrática tomando como referencia el punto máximo y mínimo de cada gráfica. A continuación, se muestran los resultados obtenidos con su respectiva gráfica.

	MÓDULO ELÁSTICO	LÍMITE ELÁSTICO	MÓDULO TANGENTE	GRÁFICA
HUESO CORTICAL	16.900 <i>Mpa</i>	165 <i>Mpa</i>	3910 <i>Mpa</i>	
	14.500 <i>Mpa</i>	149 <i>Mpa</i>	4321 <i>Mpa</i>	
	12.100 <i>Mpa</i>	133 <i>Mpa</i>	4732 <i>Mpa</i>	
	9000 <i>Mpa</i>	90 <i>Mpa</i>	5263 <i>Mpa</i>	

Tabla 5. Esfuerzo Deformación Hueso Cortical

	MÓDULO ELÁSTICO	LÍMITE ELÁSTICO	MÓDULO TANGENTE	GRÁFICA
HUESO TRABECULAR	1500 <i>Mpa</i>	6 <i>Mpa</i>	354 <i>Mpa</i>	
	1094 <i>Mpa</i>	4,6 <i>Mpa</i>	186,2 <i>Mpa</i>	
	688 <i>Mpa</i>	3,3 <i>Mpa</i>	71,9 <i>Mpa</i>	
	282 <i>Mpa</i>	1,9 <i>Mpa</i>	66,5 <i>Mpa</i>	

Tabla 6. Esfuerzo Deformación Hueso Trabecular

Con la selección de las densidades, es importante aclarar que la geometría del DAT (diámetro, longitud), el espesor del hueso cortical (1mm - 1,5mm) y las densidades del hueso (cortical y trabecular) son variables independientes que al tener variaciones pueden afectar los resultados esperados.

5.3 Modelo Computacional

De acuerdo al estudio realizado por Jhon Zambrano en el 2017 [8] se realizó un modelo computacional 3-dimensional geométrico simplificando el conjunto y las dimensiones utilizadas en el modelo experimental como se observa en la figura 7b, en donde varios DAT se insertaron en un segmento del hueso de una costilla de cerdo, ejerciendo una tensión en la placa paralela a la ubicación del hueso. Para el modelo simplificado el conjunto está compuesto por 4 piezas (**Figura 7a**), en donde el hueso cortical y trabecular (pieza 3 y 4) hace referencia a la costilla de cerdo, el cual presenta variaciones biológicas como lo es la densidad y el espesor para el hueso cortical. La pieza 2 (**Figura 7 a**) corresponde al DAT, el cual presenta cambios en su diámetro y longitud roscada, mientras que la pieza 1 (Placa) geoméricamente es la misma para todos los modelos realizados.

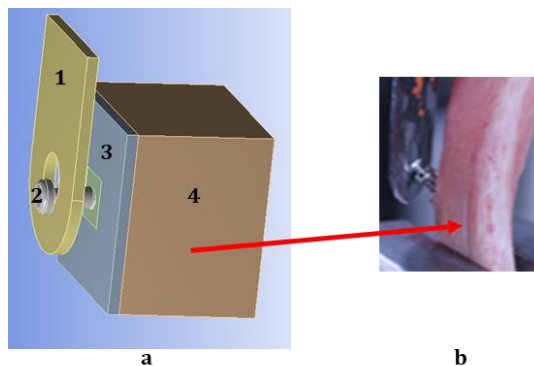


Figura 7. Representación computacional simplificada del modelo experimental. (a) Modelo computacional. (b) Modelo Experimental.

En la figura 8a se muestra el modelo simplificado al cual se realizó una discretización al hueso cortical y trabecular generando un subdominio (color verde) en la figura 8b con el fin de obtener una mejor construcción de malla, que permita obtener resultados más precisos en los esfuerzos y las deformaciones generadas en la inserción del DAT (**Figura 8c**)

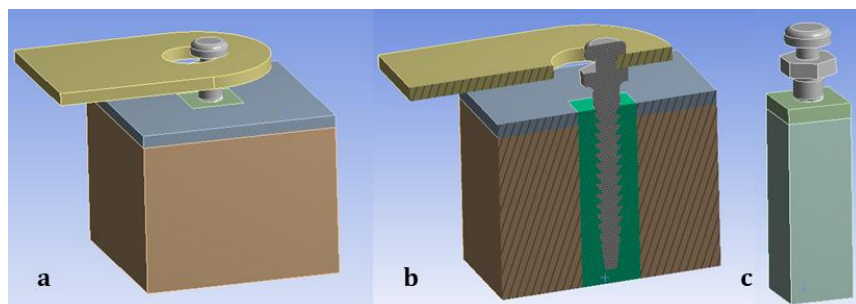


Figura 8. Modelo computacional Conjunto DAT-Hueso. **a.** Dominio Completo Conjunto DAT-Hueso. **b.** Corte transversal dominio completo con Subdominio DAT-Hueso. **c.** Subdominio Hueso – Conjunto DAT

Con los datos obtenidos de las Densidades de cada hueso se estableció la cantidad de combinaciones posibles para cada densidad del hueso cortical y trabecular. Se utilizó “El Principio de Multiplicación”, el cual consiste en establecer el total de los resultados posibles simultáneos para cada evento. Para este caso se tiene dos eventos, el primero corresponde al “Hueso Cortical” y el segundo al “Hueso Trabecular”, cada hueso tiene un dominio de 4 datos, que se denomina como “M” y “N”. Ahora utilizando el principio de multiplicación se obtiene que $M \times N = 4 \times 4 = 16$. Esto quiere decir que el total de combinaciones posibles de densidad entre los huesos es de 16 variaciones. (Tabla 7)

"M"		"N"	
DENSIDAD CORTICAL g/cm^3	DENSIDAD TRABECULAR g/cm^3		
1,833	0,361		
1,654	0,292		
1,465	0,214		
1,201	0,118		

DENSIDAD CORTICAL g/cm^3	DENSIDAD TRABECULAR g/cm^3
1,833	0,361
1,654	0,361
1,465	0,361
1,201	0,361
1,833	0,292
1,654	0,292
1,465	0,292
1,201	0,292
1,833	0,214
1,654	0,214
1,465	0,214
1,201	0,214
1,833	0,118
1,654	0,118
1,465	0,118
1,201	0,118

Tabla 7. (a) Densidades de cada hueso. **(b)** Combinación de densidades

De acuerdo a lo anterior, se puede concluir que para cada modelo DAT hay que realizar 16 variaciones en las densidades de cada hueso, por consiguiente, se realizó un total de 128 simulaciones.

5.4 Tamaño de Muestra

Para determinar mejor la estabilidad primaria del conjunto DAT-hueso se elaboró un estudio probabilístico con los datos obtenidos del estudio presentado en [8]. Al ser resultados de un proceso de simulación, se puede asumir que la población de los datos es infinita. Por lo anterior se calcula un tamaño de muestra con base a una

población infinita expresada por la $(n = (\frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{\epsilon})^2$ Ecuación 1).

$$n = \left(\frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{\epsilon} \right)^2$$

Ecuación 1. Ecuación población infinita

Donde “ $Z_{\alpha/2}$ ” es el valor crítico,” σ ” es la varianza de la población y “ ϵ ” el error absoluto. Fue necesario separar los niveles de confiabilidad y margen de error para cada hueso, ya que el hueso cortical presenta una gran variación en sus datos respecto al trabecular.[23]

Con la obtención de los tamaños de muestra se seleccionó los que mayor confiabilidad y menor margen de error registraron, teniendo presente los tiempos de modelación para cada modelo.

HUESO	TAMAÑO DE MUESTRA	MARGEN DE ERROR	CONFIABILIDAD
Hueso Cortical	1699 Mediciones	2	95%
Hueso Trabecular	1443 Mediciones	0,002	99%

Tabla 8. Tamaños de muestra para cada Hueso

En conclusión, el tamaño de muestra total es de 3142 mediciones para los 128 modelos computacionales.

5.5 Propiedades del Material

El hueso cortical y trabecular tienen un comportamiento visco poro-elástico, lo cual permite grandes deformaciones antes de llegar a la zona plástica. Esta característica mecánica es compleja al simularla computacionalmente, por esto se representa con una geometría simplificada, tomando un modelo plástico bilineal con las variaciones elásticas y plásticas de cada hueso. Estos datos se obtuvieron por medio de la literatura (ver [Tabla 9]), tomando como base el estudio realizado por [8].

HUESO	DENSIDAD g/cm^3	MÓDULO ELÁSTICO	LÍMITE ELÁSTICO	RELACIÓN DE POISSON	MODULÓ TANGENTE
Hueso Cortical	1,833	16.900 Mpa	165 Mpa	0,26	3910 Mpa
	1,654	14.500 Mpa	149 Mpa		4321 Mpa
	1,465	12.100 Mpa	133 Mpa		4732 Mpa
	1,201	9000 Mpa	90 Mpa		5263 Mpa
Hueso Trabecular	0,361	1500 Mpa	6 Mpa	0,3	354 Mpa
	0,292	1094 Mpa	4,6 Mpa		186,2 Mpa
	0,214	688 Mpa	3,3 Mpa		71,9 Mpa
	0,118	281 Mpa	1,9 Mpa		66,5 Mpa
DAT	NA	96.000 Mpa	207 Mpa	0,36	-
PLATINA	NA	193.000 Mpa	930 Mpa	0,3	-

Tabla 9. Propiedades materiales del conjunto DAT-Hueso

5.6 Condiciones de Contacto y Frontera

En la investigación desarrollado por Zambrano y López en 2017 [8] se realizó una prueba a tensión en una maquina universal con una fuerza de 10N a un total de 14 DAT con diámetro de 1,8mm y una longitud de rosca de 6 mm, los cuales fueron insertados en costillas de cerdo en zonas que son biológicamente similares a las

del ser humano. (ver figura 9a). En la ejecución de la prueba se presionó el hueso con el objetivo de mantenerlo fijo y luego poder aplicar la fuerza perpendicular al DAT, por medio de la placa. Al realizar el modelo computacional se ajustan las condiciones de frontera de acuerdo a lo establecido en el modelo experimental, de esta manera se establece la fuerza de 10 N en la cara plana de la placa (**Figura 9 b**) y se seleccionaron las caras laterales e inferiores (color azul) del hueso para mantenerlas fijas. (**Figura 9c**)

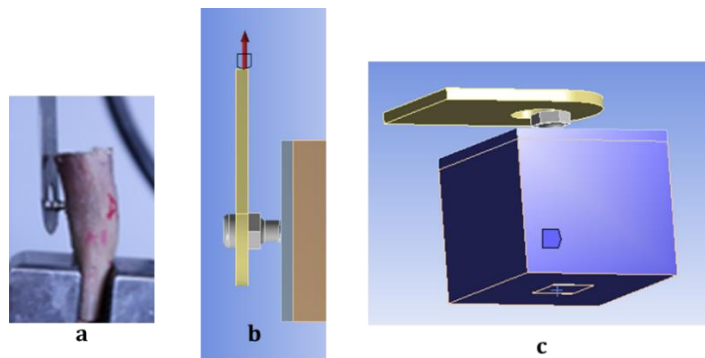


Figura 9. Condiciones de frontera en el modelo computacional **(a)** Prueba a tensión experimental **(b)** Fuerza cara lateral platina en modelo computacional. **(c)** Caras laterales e inferiores del modelo computacional

Las condiciones de contacto para cada interface del conjunto DAT-Hueso se establecieron de acuerdo a la literatura [3][4][16][18], en donde utilizan un contacto de fricción entre el DAT y la zona rosacada del hueso (**Figura 10a y 10b**) con un coeficiente de fricción de 0,37, ya que la rosca es un elemento de fijación que al estar en contacto con la superficie del hueso genera rozamiento que produce fuerzas de contacto. Para los contactos entre los huesos se usó “bonded”, debido a que el hueso cortical y trabecular están adheridos generando un hueso compacto (**Figura 10c y 10d**), como lo sucedido en el modelo experimental (**Figura 9a**).

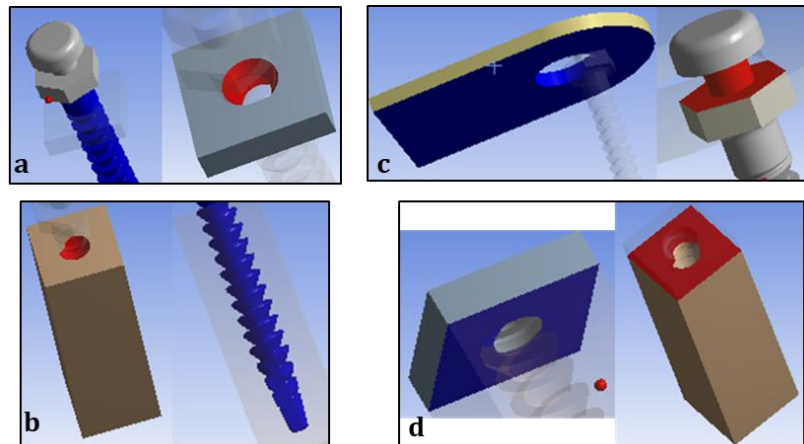


Figura 10. Condiciones de contacto. **(a)** Fricción Hueso cortical y DAT. **(b)** Fricción Hueso trabecular y DAT. **(c)** Bonded Placa y DAT. **(d)** Bonded hueso trabecular y hueso cortical

5.7 Análisis de Convergencia

En los modelos computacionales se usaron elementos tetraédricos enfatizando las geometrías del hueso cortical, hueso trabecular y DAT. El tamaño del elemento fue definido mediante un análisis de convergencia, el cual consistió en solucionar una configuración geométrica del conjunto DAT-hueso bajo diferentes números de elementos y nodos, esto con el fin de encontrar el mínimo error en la variación de los esfuerzos de Von Mises obtenidos entre cada simulación. En la figura 11 se ilustra la malla por defecto el cual fue el primer modelo inicial para comenzar con la convergencia, en donde se observa que en su mayoría son elementos tetraédricos con una calidad baja entre el 30% y 60% de proporcionalidad como se observa en la figura 11b, teniendo en cuenta que una calidad alta corresponde entre un 85% al 100%.

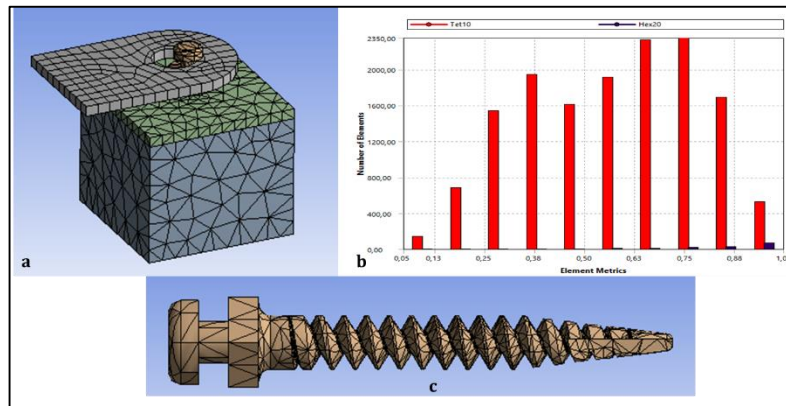


Figura 11. Malla por defecto. (a) Malla Conjunto DAT-Hueso. (b) Calidad elementos. (c) Malla DAT

En la búsqueda de mejorar la malla para el conjunto DAT-hueso se logró establecer una malla refinada mediante el aumento de los elementos tetraédricos como se aprecia en la figura 12. La calidad de los elementos mejoraron aumentando su proporcionalidad en más del 85% (Figura 12d). Quiere decir que la relación de medidas en los lados del tetraedro se acercó a “1”, siendo este valor una relación perfecta en la geometría de un tetraedro.

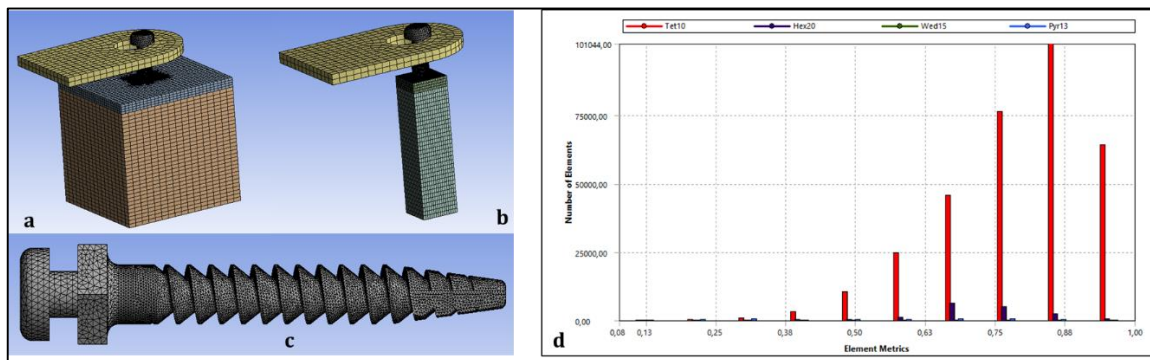


Figura 12. Malla refinada. (a) Malla Conjunto DAT-Hueso. (b) Malla conjunto DAT - subdominio Hueso. (c) Malla DAT. (d) Calidad de los elementos

Para conseguir este tipo de malla tan refinada se seleccionaron 7 puntos diferentes a lo largo de la zona roscada del hueso cortical y 12 puntos a lo largo del hueso trabecular. En la figura 13 y 14 se ilustran los puntos tomados para cada hueso en

donde se muestran los que mayor variación y mayor criticidad arrojaron en sus esfuerzos.

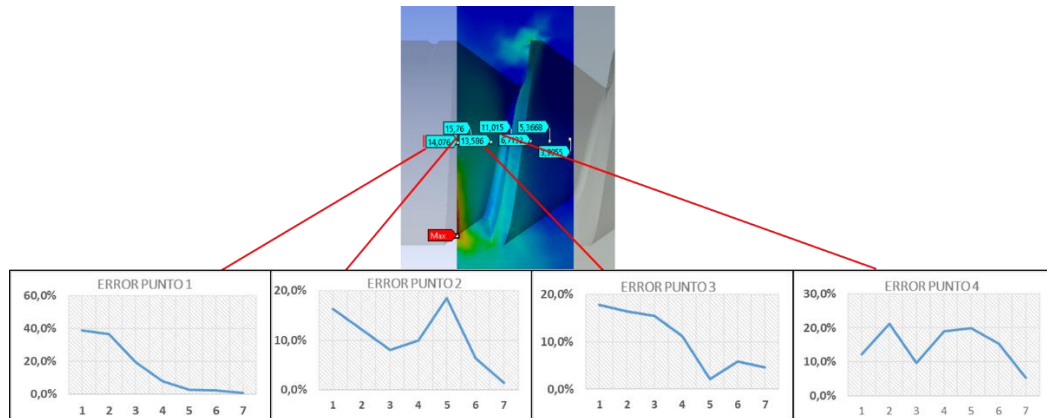


Figura 13. Designación de puntos a lo largo de la zona roscada del Hueso Cortical. Las gráficas muestran el comportamiento de los esfuerzos ante cada variación del tamaño del elemento.

En la figura 13 de muestran las gráficas de los 4 primeros puntos más críticos seleccionados para los 8 modelos, en donde el error para de cada medida tomada va disminuyendo conforme aumenta la cantidad la cantidad de modelos, siendo el modelo “1” muy deficiente en su calidad y cantidad de elementos y el modelo “8”, alta su calidad y cantidad de elementos. Lo mismo sucede en la figura 14, en donde se seleccionaron los 6 primeros puntos más críticos para los 8 modelos y el error en la medición logra estar debajo del 3% para una cantidad y calidad alta de elementos.

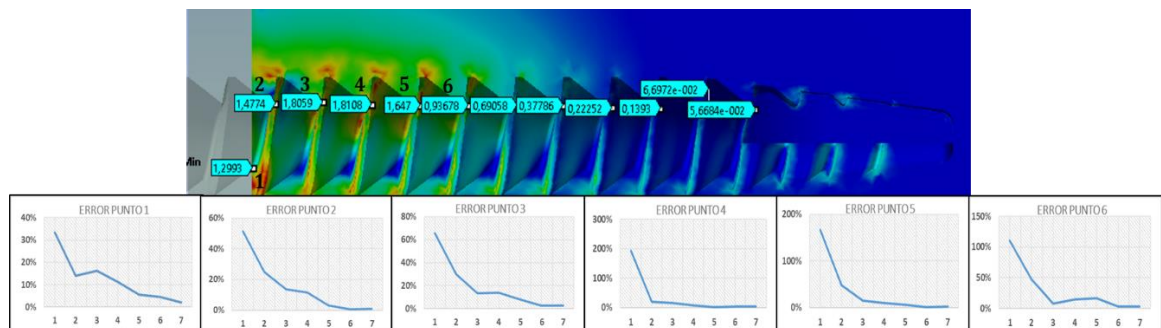


Figura 14. Designación de puntos a lo largo de la zona roscada del hueso Trabecular. En la graficas se muestran los 7 puntos más críticos junto con la variación de los esfuerzos a medida que cambia el tamaño de elemento.

Se desarrollaron 8 modelos iniciando con un total de 26.904 nodos (ver Figura 11) y alcanzando un total de 568.391 nodos para el último modelo (Ver Figura 12). Durante este proceso se evidencio una dificultad en la convergencia de los datos para el hueso cortical en comparación con el hueso trabecular como se observa en la figura 15. En esta figura se aprecia el comportamiento de la convergencia para cada modelo en donde se realiza un zoom (círculo rojo) en los resultados de los últimos modelos para identificar de manera más clara la reducción del porcentaje de error en los últimos modelos.

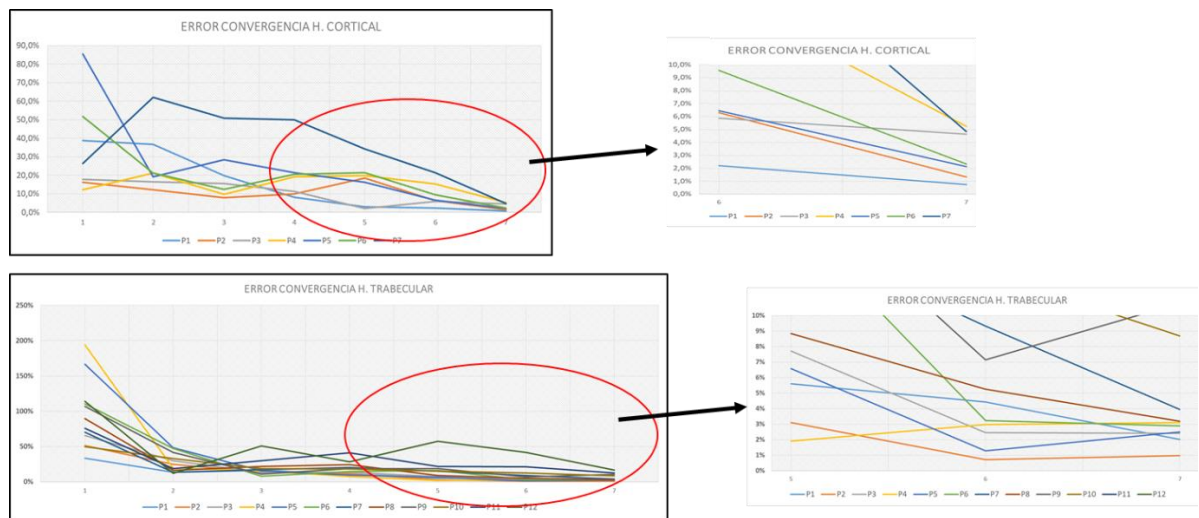


Figura 15. Porcentaje de error de convergencia en el hueso cortical y trabecular para cada modelo.

De acuerdo con los resultados obtenidos del análisis de convergencia se seleccionó un tamaño de malla en el subdominio para las caras de la zona roscada del hueso y el DAT de 0,11 mm (Figura 16a) y para el sólido del hueso cortical, trabecular y el DAT un tamaño de 0,25mm.(Figura 16b). Estos valores se tomaron de acuerdo al último modelo (Modelo 8) el cual nos arrojó un error por debajo del 3% en los datos obtenidos de convergencia para el hueso cortical y hueso trabecular.

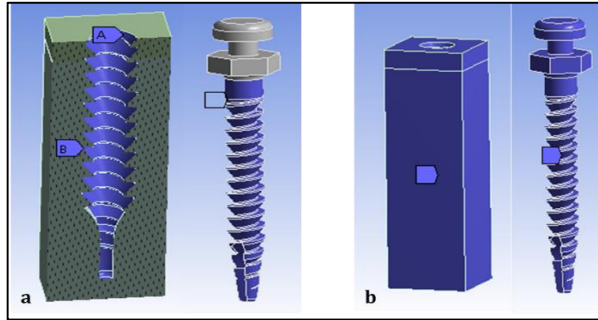


Figura 16. Selección de malla (a), caras de la zona roscada del hueso y DAT (b), selección sólido hueso cortical-trabecular y DAT

6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como resultado de la solución de los 128 modelos computacionales se obtuvo los esfuerzos y deformaciones de los conjuntos. Los resultados permiten observar las variaciones en los esfuerzos frente a cada una de las variables independientes establecidas (densidad hueso cortical, densidad hueso trabecular, diámetro DAT, longitud roscada, espesor hueso cortical), por lo cual podemos definir cuál de ellas afecta más o menos la estabilidad primaria en la interface DAT-hueso. Los resultados se muestran de manera gráfica en la cual se realizan comparaciones respecto a cambios en las variables independientes que afectan o mejoran los esfuerzos y/o deformaciones obtenidas.

En la figura 17 se logra identificar una escala de colores los cuales corresponden a una intensidad de esfuerzos determinadas, en donde los colores rojo, naranja y amarillo indican valores altos, verde indica valores medios y azul indica valores bajos muy cercanos a cero.

Se realizaron mediciones en la sección media a lo largo del hueso trabecular y espesor del cortical ya que allí es donde se presentan esfuerzos críticos que varían según las condiciones geométricas del DAT y biológicas del hueso (espesor cortical, densidad trabecular y cortical) que disminuyen la estabilidad primaria en el conjunto DAT-hueso. Estos esfuerzos se representan en una gráfica en donde los esfuerzos más altos se encuentran en los primeros hilos de cada zona roscada del hueso y van reduciéndose a lo largo de su longitud como se aprecia en la figura 17.

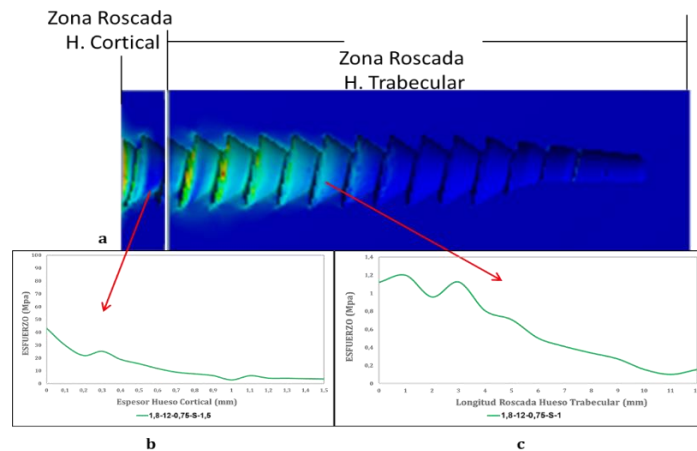


Figura 17. Detalle de la zona media roscada para el hueso cortical y trabecular, mostrando los resultados gráficos de los puntos medidos.

Desde el punto de vista biológico, la densidad del paciente puede variar y se incrementa aún más cuando existe alguna patología que genera una reducción en su calidad ósea. A raíz de esto, se realizó una variación en las densidades del hueso cortical y trabecular de acuerdo a los parámetros geométricos del mini-implante (diámetro – longitud) y para un espesor de hueso cortical de 1mm y $1,5\text{mm}$. Debido a la alta cantidad de mediciones y con el fin de mostrar mejor los datos obtenidos, se seleccionaron los modelos con densidad alta, media y baja para el hueso cortical y densidad alta y baja para el trabecular

6.1 Resultados de Esfuerzo y Deformación para un espesor cortical de 1mm

En la figura 18 se observa la distribución de esfuerzos y deformaciones a lo largo de la zona roscada del hueso, en donde se realizó la variación progresiva en la densidad del hueso cortical de un 20% a un 36% con respecto a una reducción en el hueso trabecular del 70%. Estas variaciones se evaluaron para diámetros ($1,8\text{mm}$ – $1,6\text{mm}$) y longitudes (12mm – 10mm – 8mm) del DAT. Con la obtención de los datos se realizaron varias gráficas con la intención de comparar las variaciones de esfuerzo y deformación al cambiar las características geométricas del DAT y las condiciones biológicas del hueso.

En la gráfica 1 se relaciona la afectación del cambio en más del 50% de la densidad del hueso trabecular para los diferentes modelos geométricos del DAT manteniendo alta la densidad del hueso cortical. En la gráfica 2 se puede observar el comportamiento de los esfuerzos y las deformaciones a lo largo de la zona roscada reduciendo la densidad cortical un 20% y manteniendo los valores máximos y mínimos de densidad trabecular. Para la gráfica 3 se reduce un 36% la densidad del hueso cortical y se mantienen las variaciones de la densidad trabecular.

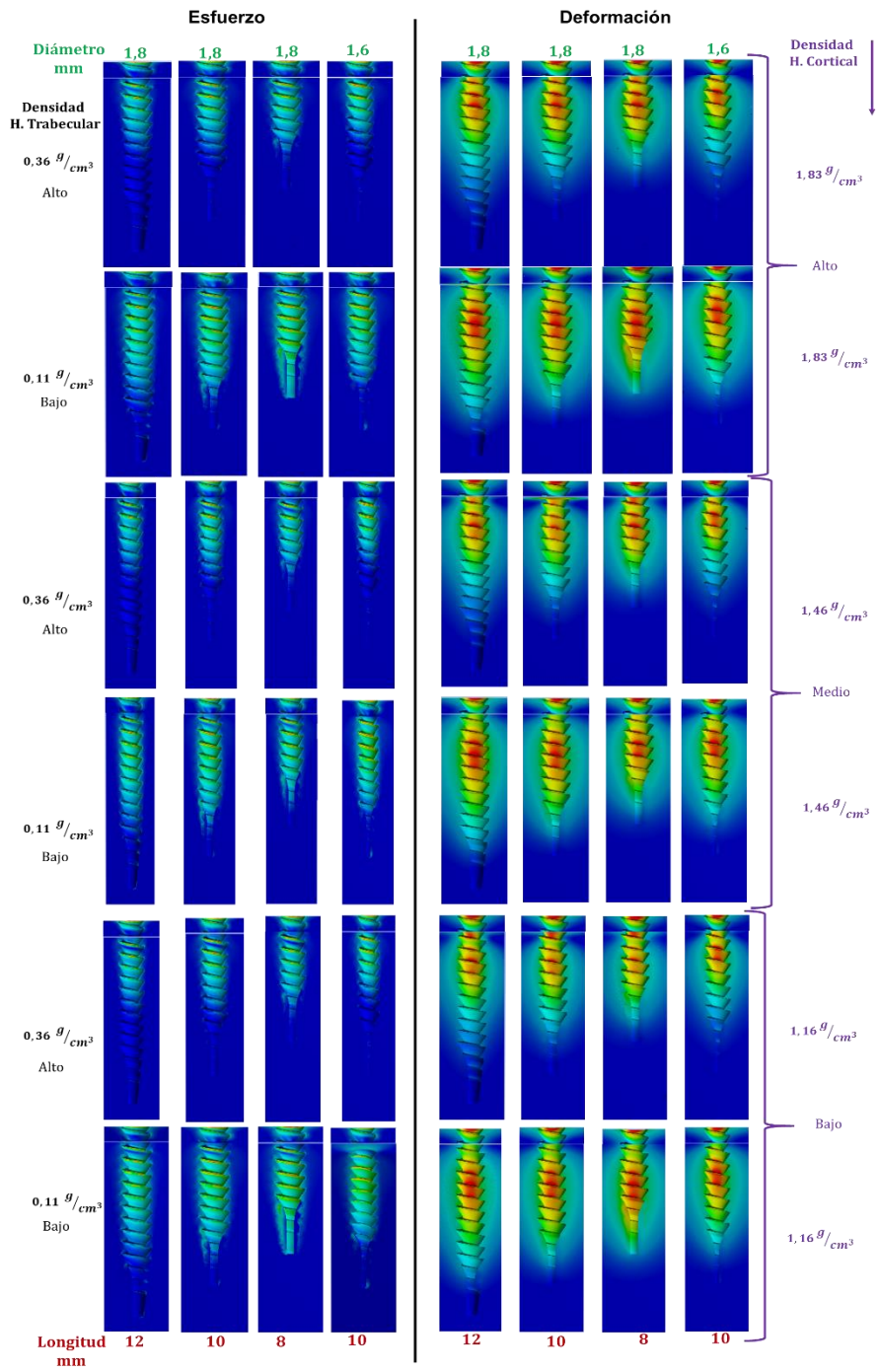
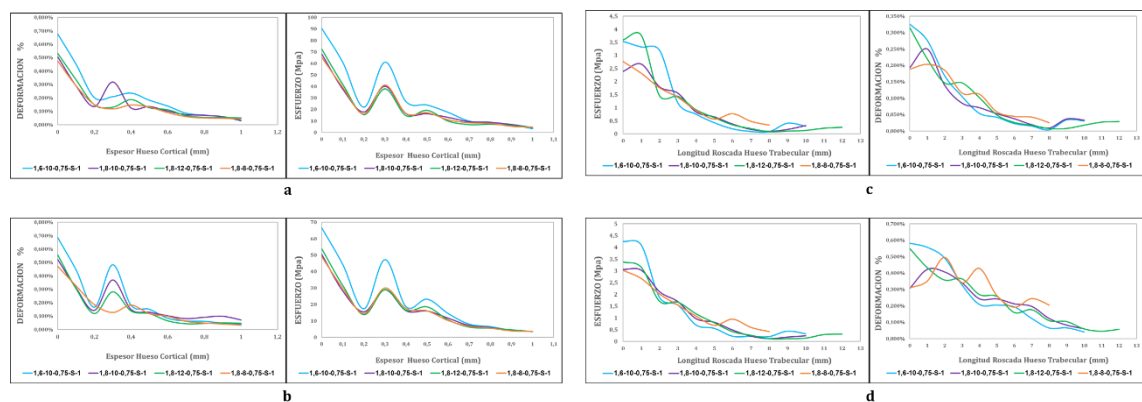


Figura 18. Distribución de esfuerzos y deformaciones a lo largo de la zona roscada del hueso cortical y trabecular para un espesor en el hueso cortical de 1mm, variando las densidades del hueso trabecular y cortical, la longitud y diámetro del DAT.

En la figura 18 se puede observar la distribución de los esfuerzos y las deformaciones para cada variación geométrica del DAT y biológica del hueso. Un aspecto a resaltar es la relación que se identifica en la reducción de la densidad del hueso trabecular respecto a la distribución de los esfuerzos, entre más bajo sea la densidad mayor distribución de esfuerzos a lo largo del hueso se genera, quiere decir que sus esfuerzos disminuyen. Esto mismo ocurre en las deformaciones del hueso, pero para este caso es contraproducente que las deformaciones aumenten su distribución a lo largo del hueso, ya que estas deformaciones causan daños en la estructura del hueso ocasionando inestabilidad en el conjunto Hueso-DAT.

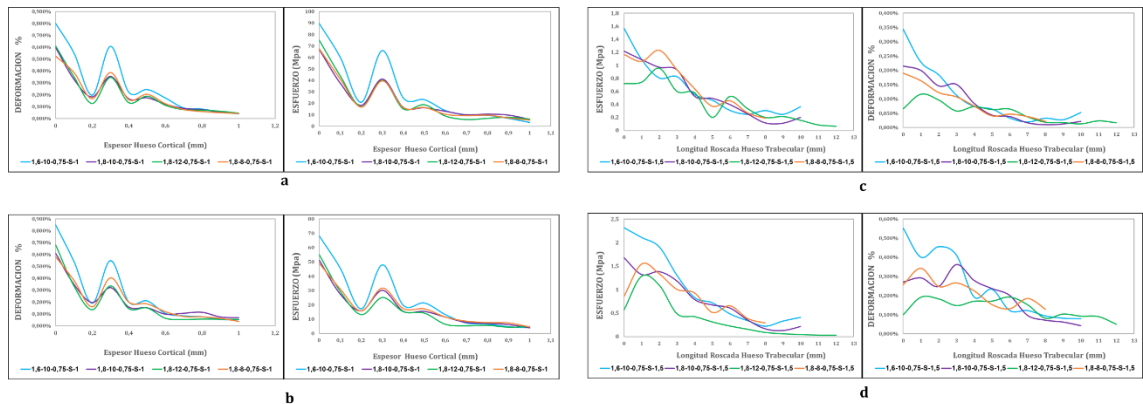
También se puede observar (Figura 18) la importancia de usar longitudes largas (12mm – 10mm) para reducir la deformación en el hueso, y cómo este cambio ayuda a minimizar los esfuerzos y deformaciones para densidades bajas del hueso.



Gráfica 1. Esfuerzo y deformación generado a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT manteniendo constante la densidad del hueso Cortical ($1,83 \text{ g/cm}^3$), el espesor del hueso cortical (1mm), el perfil de rosca (Sierra), el paso de rosca (0,75) y variando la longitud roscada (12mm-10mm-8mm), densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$) y diámetro DAT (1,8-1,6 mm). (a) Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. (b) Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. (c) Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. (d) Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

En la gráfica 1a los resultados muestran que respecto al diámetro del DAT, una reducción de 0,2mm disminuye la deformación un 40% y los esfuerzos un 34%, para el hueso cortical y para el trabecular presenta una reducción de 65% para la deformación y un 25% en los esfuerzos (Gráfica 1 c). Ahora un aumento en la longitud del DAT de 4mm aumenta los esfuerzos y deformaciones en un 5% y 10% para el hueso cortical, para el trabecular un 40% y 60%, teniendo en cuenta una densidad alta para el hueso. Al reducir la densidad del hueso trabecular un 70% observamos en las gráficas 1b y 1d un ligero aumento del 5% en la deformación del cortical y un 70% en el trabecular mientras que los esfuerzos disminuyen un 35% para el cortical

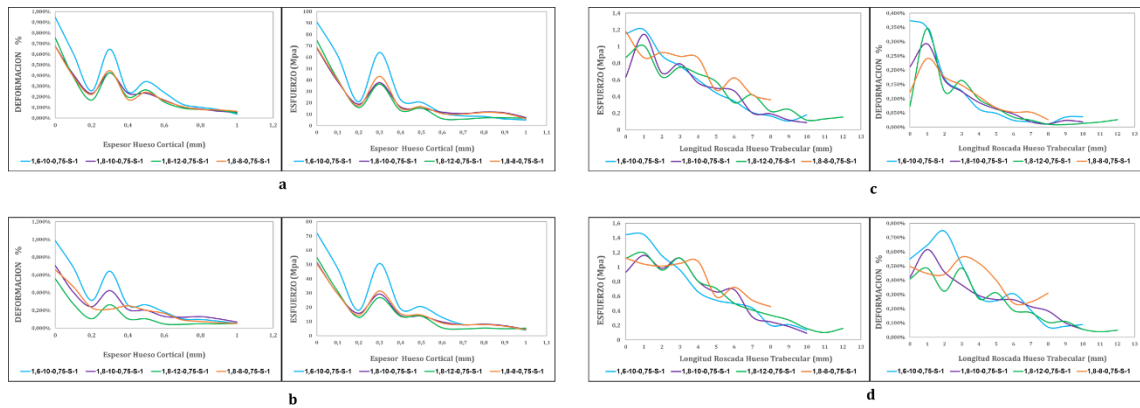
y apenas un 8% para el trabecular. Con la reducción de la densidad la distribución de los esfuerzos y deformaciones son más estables para geometrías del DAT con longitudes largas (12mm) y diámetros grandes (1,8mm). Esto quiere decir que el DAT con mejores resultados es el de configuración 1,8-12mm-0,75-S.



Grafica 2. Esfuerzo y deformación generado a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT con una densidad del hueso Cortical ($1,46 \text{ g/cm}^3$), espesor del hueso cortical (1mm), perfil de rosca (Sierra), paso de rosca (0,75) y variando densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$), la longitud rosada (12mm-10mm-8mm) y diámetro del DAT.(12mm – 10mm – 8mm) **(a)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(b)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. **(c)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(d)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

Al reducir un 20% la densidad del hueso cortical para una densidad alta en el hueso trabecular, un aumento de 4mm en la longitud del DAT incrementa el esfuerzo un 10% y 18% en la deformación del hueso cortical (**Grafica 2a**), mientras que para el trabecular, el esfuerzo disminuye un 30% y la deformación un 60% (**Grafica 2c**). Al reducir la densidad trabecular y manteniendo fija la densidad cortical, se aprecia en la gráfica 2b un aumento en la deformación y una reducción en el esfuerzo de 12% y 30% respectivamente para el hueso cortical. Para el hueso trabecular el esfuerzo se incrementa un 30% y la deformación aumenta un 70% (**Grafica 2d**).

Con la reducción en la densidad del hueso trabecular una longitud de 12mm y diámetro de 1,8mm en el DAT ayuda a minimizar la distribución de los esfuerzos y las deformaciones a lo largo del hueso trabecular, en comparación con las longitudes y diámetros pequeños como se aprecia en la gráfica 2d, para el hueso cortical la variación en la longitud no presenta grandes diferencias, pero si se evidencia un aumento en los esfuerzos y deformaciones en diámetros del DAT menores a 1,8mm(**Grafica 2b**).



Grafica 3. Esfuerzo y deformación generado a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT manteniendo constante la densidad del hueso Cortical ($1,16 \text{ g/cm}^3$), el espesor del hueso cortical (1mm), el perfil de rosca (Sierra), el paso de rosca (0,75) y variando la longitud roscada (12mm-10mm-8mm), densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$) y diámetro DAT (1,8-1,6 mm). **(a)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(b)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. **(c)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(d)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

Se realiza una reducción del 36% en la densidad del hueso cortical y una alta densidad para el hueso trabecular, se puede apreciar en la gráfica 3a que un aumento en el diámetro de $0,2 \text{ mm}$ disminuye el esfuerzo máximo un 20% generado en el espesor del hueso cortical y la deformación máxima se reduce un 25%; la longitud del DAT presenta una variación máxima del 6% en el esfuerzo y la deformación al disminuir 4 mm la longitud, mientras que para el hueso trabecular esta variación en la longitud muestra una reducción en la deformación del 50% (Grafica 3c).

Al disminuir la densidad del hueso trabecular manteniendo baja la densidad para el cortical se logra apreciar en la gráfica 3b una reducción en el esfuerzo máximo de un 40% para un diámetro de $1,6 \text{ mm}$ y un 30% para $1,8 \text{ mm}$ en el espesor del hueso cortical, para la deformación hay un incremento de 5% para un diámetro de $1,6 \text{ mm}$ y una disminución del 25% para un diámetro de $1,8 \text{ mm}$. En el hueso trabecular los esfuerzos presentan un aumento del 25% para los dos diámetros del DAT y la deformación se incrementa hasta un 97% para un diámetro de $1,6 \text{ mm}$ y 40% para $1,8 \text{ mm}$ (Grafica 3d). De acuerdo a lo anterior el DAT que presenta mejores resultados son los de una configuración geométrica 1,8-12mm-0,75mm-S.

6.2 Resultados de Esfuerzo y Deformación para un espesor cortical de 1,5mm

En la figura 19 se observa la distribución de esfuerzos y deformaciones a lo largo de la zona roscada del hueso, en donde se realizó la variación progresiva en la densidad del hueso cortical de un 20% a un 36% con respecto a una reducción en el hueso trabecular del 70%. Estas variaciones se evaluaron para diámetros ($1,8mm - 1,6mm$) y longitudes ($12mm - 10mm - 8mm$) diferentes del DAT. Con la obtención de los datos se realizaron varias gráficas con la intención de comparar las variaciones de esfuerzo y deformación al cambiar las características geométricas del DAT y las condiciones biológicas del hueso.

En la gráfica 4 se relaciona la afectación del cambio en más del 50% de la densidad del hueso trabecular para los diferentes modelos geométricos del DAT manteniendo alta la densidad del hueso cortical. En la gráfica 2 se puede observar el comportamiento de los esfuerzos y las deformaciones a lo largo de la zona roscada reduciendo la densidad cortical un 20% y manteniendo los valores máximos y mínimos de densidad trabecular. Para la gráfica 3 se reduce un 36% la densidad del hueso cortical y se mantienen las variaciones de la densidad trabecular.

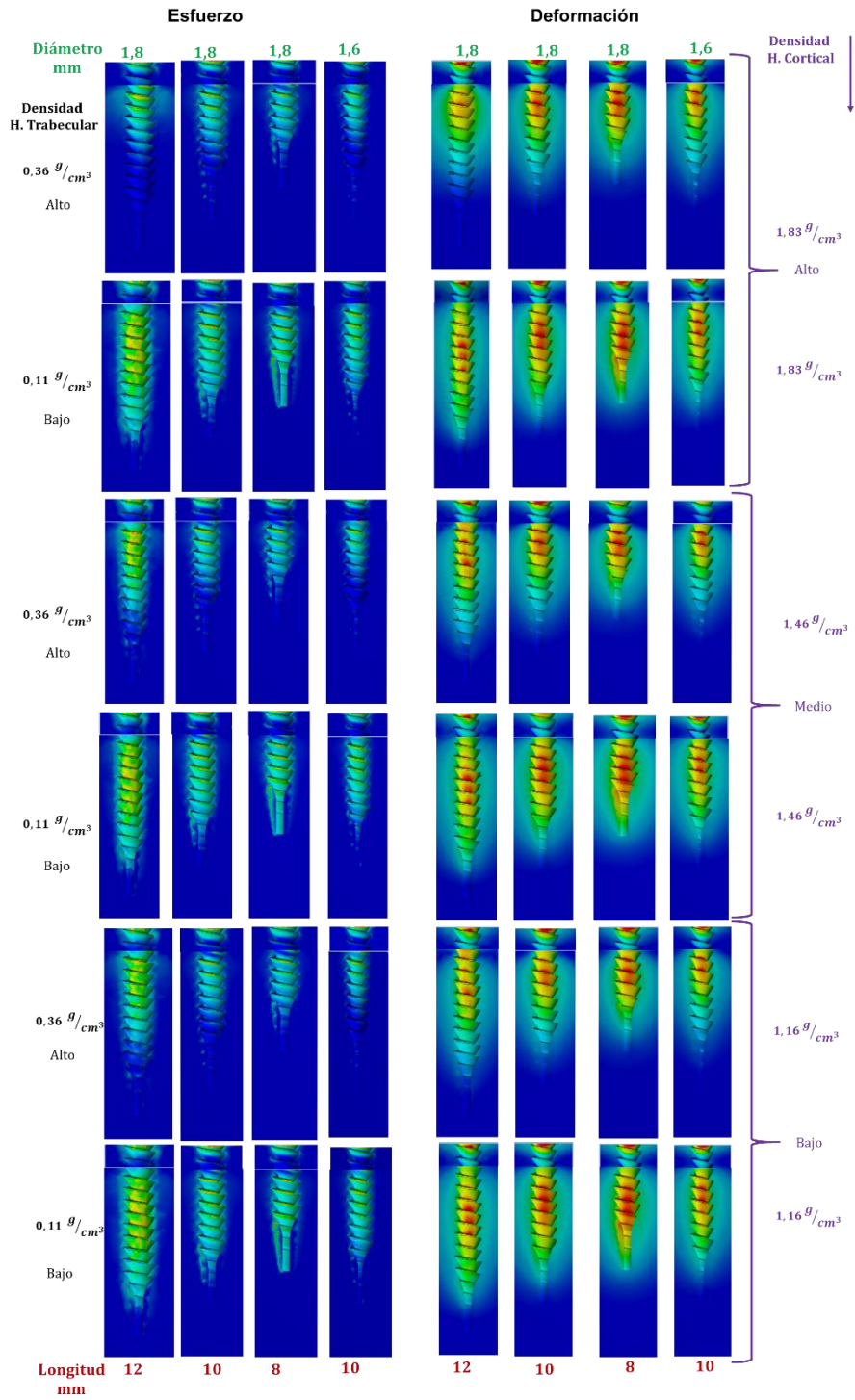
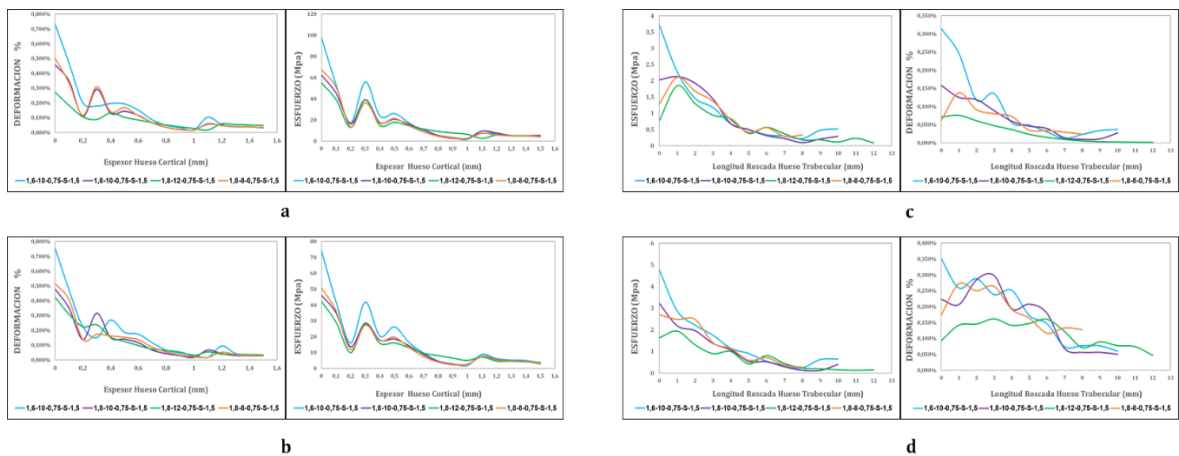


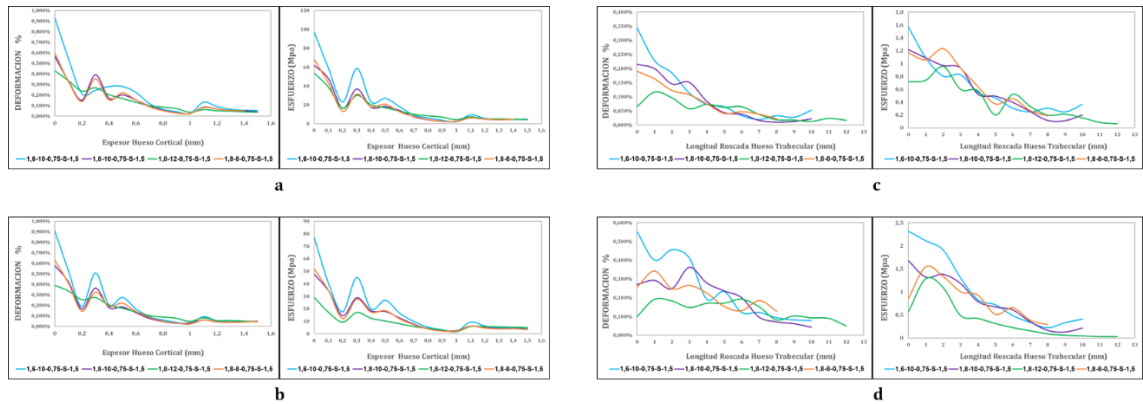
Figura 19. Distribución de esfuerzos y deformaciones a lo largo de la zona roscada del hueso cortical y trabecular para un espesor en el hueso cortical de 1,5mm, variando las densidades del hueso trabecular y cortical, la longitud y diámetro del mini-implante.

Con los resultados obtenidos en la distribución de esfuerzos y deformaciones en la figura 19, se puede observar una distribución en los primeros hilos de la zona roscada del hueso para densidades altas en el hueso trabecular y cortical ($0,36 \text{ g/cm}^3 - 1,83 \text{ g/cm}^3$), al disminuir la densidad trabecular ($0,11 \text{ g/cm}^3$) la distribución de esfuerzos y deformaciones aumentan a lo largo de la zona roscada, lo cual disminuye el esfuerzo máximo pero incrementa la deformación en el hueso. Al reducir la densidad del hueso cortical un 30% ($1,46 \text{ g/cm}^3$) y mantener alta la del hueso trabecular se aprecia una distribución de esfuerzos más uniforme a lo largo de la zona roscada para diámetros de $1,8 \text{ mm}$ y longitudes de 12 mm , reduciendo el esfuerzo máximo. Estas características geométricas ayudan a minimizar el aumento en la deformación del hueso trabecular. Con la reducción en la densidad del 60% para el hueso cortical ($1,16 \text{ g/cm}^3$), los esfuerzos y deformaciones máximas aumentan para longitudes menores a 12 mm y se incrementan más si el diámetro es menor a $1,8 \text{ mm}$. Al mantener la reducción en la densidad cortical ($1,16 \text{ g/cm}^3$) y disminuir la densidad trabecular ($0,11 \text{ g/cm}^3$) observamos un gran incremento en la deformación y los esfuerzos a lo largo del hueso trabecular, exponiendo la estabilidad primaria del conjunto DAT-hueso.



Grafica 4. Esfuerzo y deformación generado a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT manteniendo constante la densidad del hueso Cortical ($1,83 \text{ g/cm}^3$), el espesor del hueso cortical ($1,5 \text{ mm}$), el perfil de rosca (Sierra), el paso de rosca ($0,75$) y variando la longitud roscada ($12 \text{ mm} - 10 \text{ mm} - 8 \text{ mm}$), densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$) y diámetro DAT ($1,8 - 1,6 \text{ mm}$). **(a)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(b)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. **(c)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(d)** Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

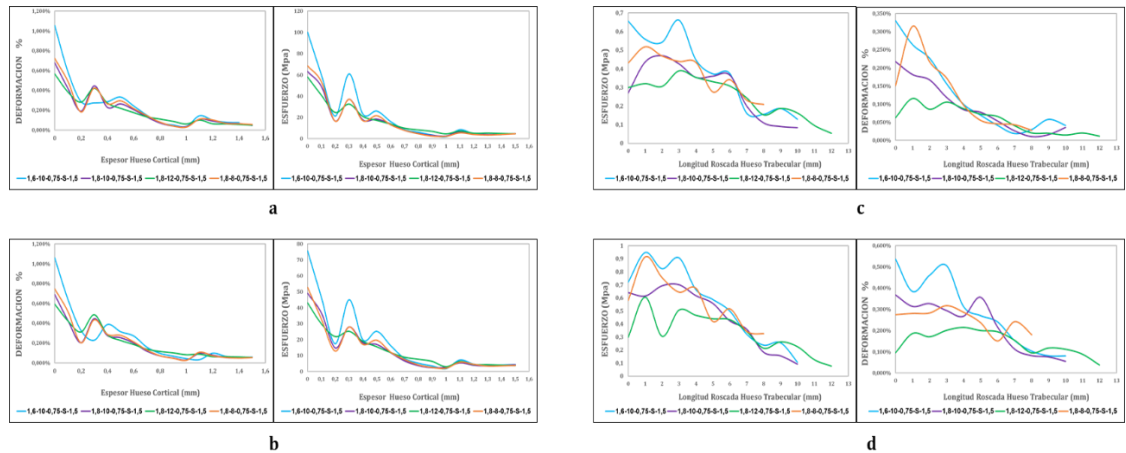
En la gráfica 4a se aprecia una reducción en los esfuerzos máximos para el hueso cortical del 60% al incrementar 0,2mm en el diámetro del DAT, y un 6% a 8% si la longitud del DAT es de 1,8mm, para la deformación se aprecia una reducción del 60% si se incrementa la longitud 4mm y entre un 50% y 100% si el diámetro es mayor a 1,6mm. En el hueso trabecular la longitud de 12mm y diámetro de 1,8mm reduce los esfuerzos entre un 16% y 70% y la deformación disminuye más del 200% (Grafica 4c) Al realizar una reducción en la densidad trabecular del 200% el hueso cortical disminuye el esfuerzo máximo un 30% mientras que la deformación se incrementa entre un 10% y 30% (Grafica 4b), para el hueso trabecular el esfuerzo máximo aumenta entre un 10% y 30% y la deformación se incrementa en más del 100%(Grafica 4d). De lo anterior podemos concluir que el DAT con mejores resultados es el de una configuración de 1,8mm-12mm-0,75-S.



Grafica 5. Esfuerzo y deformación generados a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT con una densidad del hueso Cortical ($1,46 \text{ g/cm}^3$), espesor del hueso cortical (1,5mm), perfil de rosca (Sierra), paso de rosca (0,75) y variando la densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$), la longitud rosca (12mm-10mm-8mm) y diámetro del DAT.(12mm – 10mm – 8mm) (a) Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. (b). Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. (c). Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. (d). Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

Con la reducción del 20% en la densidad del hueso cortical, los esfuerzos y deformaciones disminuyen un 80% si el diámetro del DAT aumenta 0,2mm, y un 20% a 30% para longitudes mayores a 8mm(Grafica 5a). Para el hueso trabecular este aumento en el diámetro y en la longitud reduce el esfuerzo hasta un 40% y un 130% para la deformación(Grafica 5c). Al disminuir la densidad trabecular manteniendo igual la densidad cortical para un aumento de 0,2mm en el diámetro y 4mm en la longitud, el esfuerzo máximo se reduce un 50% y la deformación

disminuye un 5% en el espesor del hueso cortical. Para el hueso trabecular el esfuerzo y la deformación aumentan un 30% y 80% respectivamente (Grafica 5d), obteniendo mejores resultados con la geometría de un DAT de 1,8mm-12mm-0,75-S.



Grafica 6. . Esfuerzo y deformación generado a lo largo del Hueso cortical y trabecular para los 4 modelos geométricos DAT manteniendo constante la densidad del hueso Cortical ($1,16 \text{ g/cm}^3$), el espesor del hueso cortical (1,5mm), el perfil de rosca (Sierra), el paso de rosca (0,75) y variando la longitud rosca (12mm-10mm-8mm), densidad del hueso trabecular ($0,36 - 0,11 \text{ g/cm}^3$) y diámetro DAT (1,8-1,6 mm). **(a)** Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(b)**. Esfuerzo y deformación H. cortical con densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$. **(c)**. Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,36 \text{ g/cm}^3$. **(d)**. Esfuerzo y deformación a lo largo del hueso trabecular y densidad trabecular de $0,11 \text{ g/cm}^3$.

Se realiza una reducción del 36% en la densidad del hueso cortical manteniendo una densidad alta para el trabecular, en la gráfica 6a se aprecia una reducción del 40% en el esfuerzo máximo y un 45% en la deformación del hueso cortical para un diámetro de 1,8mm y longitud de 12mm, para el hueso trabecular el esfuerzo y la deformación disminuyen un 40% para las mismas geometrías del DAT (Grafica 6c). Al efectuar una reducción del 70% en la densidad trabecular, los esfuerzos disminuyen un 30% mientras que la deformación no presenta variación para el espesor del hueso cortical (Grafica 6b), ya en hueso trabecular el esfuerzo máximo se incrementa un 50% y la deformación un 40% (Grafica 6d), teniendo en cuenta una geometría de un diámetro de 1,8mm y longitudes de 12mm, el cual presenta mejor relación entre los esfuerzos y deformaciones generadas en el hueso.

6.3 Discusión

Al establecer los estados de esfuerzo y deformación del conjunto Hueso-DAT para diferentes densidades óseas del hueso, se evidenció una reducción del 10% al 25% en los esfuerzos y un aumento en las deformaciones del 30% al 70%, esto al ir disminuyendo la densidad del hueso hasta un 70%. Esto quiere decir que una calidad de hueso alta proporciona menor deformación en el hueso, lo cual aumenta la posibilidad de obtener una mayor estabilidad primaria en el conjunto DAT-Hueso, caso contrario se produce si dicha calidad ósea es muy baja, llegando a generar deformaciones plásticas en el hueso. Estos resultados corroboran el estudio realizado a 727 pacientes en la universidad nacional de Taiwán [14] en donde la tasa de fracaso del tratamiento fue de un 20% por temas relacionados con la calidad ósea del paciente. Con lo anterior y analizando estos resultados se puede inferir que una calidad ósea alta, brinda mejor estabilidad primaria en el conjunto DAT-Hueso que a pacientes con calidad baja.

Con los resultados obtenidos para el hueso cortical y trabecular a lo largo de la zona roscada, se logró identificar que un aumento en el espesor del hueso cortical de $0,5mm$ reduce los esfuerzos y deformaciones en el hueso entre un 20% y 50% para un uso de DAT de diámetro $1,8mm$, longitud de $12mm$ y densidades altas y medias en el hueso. Dicho de otra forma, el DAT que mejor estabilidad presenta ante variaciones en la densidad ósea es el de diámetro grande y longitud larga y que al incrementar el espesor cortical reduce más los esfuerzos y deformaciones garantizando mayor estabilidad. Resultados que confirman lo realizado por el instituto de ciencias dentales en Taiwán [15] en donde tomaron diferentes longitudes de DAT y se implantaron en 27 pacientes, arrojando una tasa de éxito del 90% y 100% a pacientes con calidad ósea Media-Baja y longitudes de $12mm$ y $14mm$ respectivamente. Al analizar estos resultados se puede apreciar una relación entre la densidad del hueso y la longitud del DAT, es decir, al reducir la densidad del hueso es conveniente el uso de mini-implantes (DAT) largos mientras que implantes cortos presentan mejor estabilidad en huesos de densidad alta.

7. CONCLUSIONES

En esta investigación se construyó un modelo tridimensional compuesto por 4 piezas (hueso cortical, hueso trabecular, DAT y Placa de tensión) representando el ensayo a tensión experimental. Lo cual condujo al uso de un aplicativo que permite variar las dimensiones del DAT y espesores del hueso cortical

Con la selección de densidades de cada hueso se estableció el estado de esfuerzos y deformaciones mediante el uso de elementos finitos encontrando una relación directa entre la longitud del DAT y la densidad del hueso.

Se desarrollaron las condiciones de carga de acuerdo a un ensayo experimental que llevo al desarrollo de un modelo bilineal con diferentes variaciones en las propiedades mecánicas del material, este modelo fue creado con un numero de nodos los cuales permitieron obtener el mejor comportamiento mecánico en donde se podía observar las distribuciones de esfuerzos y deformaciones que variaron en función de las propiedades geométricas y que se vio seriamente afectado en la deformación de la longitud roscada del hueso trabecular por las bajas densidades.

La deficiencia de calidad ósea en el hueso trabecular, minimizo los esfuerzos máximos y su distribución en la longitud roscada del hueso, pero a su vez incremento su deformación unitaria, la cual se logra minimizar con un aumento en el espesor de 0,5mm en el hueso cortical y el uso de mini-implantes con diámetros de 1,8mm y longitudes mayores a 10mm.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] H. P. Chang and Y. C. Tseng, "Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics," *Kaohsiung J. Med. Sci.*, vol. 30, no. 3, pp. 111–115, 2014, doi: 10.1016/j.kjms.2013.11.002.
- [2] A. Alkadhimi and E. a. Al-Awadhi, "Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems," *J. Orthod.*, vol. 45, no. 2, pp. 102–114, 2018, doi: 10.1080/14653125.2018.1443873.
- [3] Y. J. Liu *et al.*, "Mechanical properties of temporary anchorage device," *J. Dent. Sci.*, vol. 10, no. 1, pp. 68–73, 2015, doi: 10.1016/j.jds.2013.09.004.
- [4] S. Ueno, N. Shimizu, M. Motoyoshi, a. Ono, and M. Inaba, "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, 2008, doi: 10.1016/j.ijom.2008.09.006.
- [5] G. Lambert *et al.*, "Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 1, pp. 3–13, 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.021.
- [6] M. a. Papadopoulos and F. Tarawneh, "The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review," *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 103, no. 5, pp. 6–15, 2007, doi: 10.1016/j.tripleo.2006.11.022.
- [7] J. A. Z. I. O. R. L. V. PULIDO, "Efecto de la geometría de los mini-implantes y la densidad del hueso mandibular en la estabilidad primaria de los dispositivos ortodónticos de anclaje temporal," Santo Tomas, 2017.
- [8] J. Zambrano, R. López, J. Ramírez, J. García, and L. Jara, "Determinación de la estabilidad primaria en mini-implantes en función de su geometría y la calidad del hueso maxilar..pdf," *Ingeniería mecánica y mecatrónica: Innovacion para un nuevo país*. pp. 96–106, 2017.
- [9] A. C. Cunha *et al.*, "How do geometry-related parameters influence the clinical performance of orthodontic mini-implants? A systematic review and meta-analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 46, no. 12, pp. 1539–1551, 2017, doi: 10.1016/j.ijom.2017.06.010.
- [10] S. Baumgaertel, C. L. Jones, and M. Unal, "Miniscrew biomechanics: Guidelines for the use of rigid indirect anchorage mechanics," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 152, no. 3, pp. 413–419, 2017, doi: 10.1016/j.ajodo.2017.04.020.
- [11] Y. P. K. Lee, "Principios biomecánicos en la ortodoncia con mini tornillos," pp. 93–96.
- [12] M. Vázquez Santarén, "Microimplantes como anclaje en ortodoncia,"

Universidad de Salamanca.

- [13] E. De Los, "Miniimplant stability in Orthodontics . ' Bone Biology and Biomechanics ' Revisiones Te m a Revisiones Te m a," vol. 27, no. 2, pp. 93–103, 2014.
- [14] C. C. J. Yao, H. H. Chang, J. Z. C. Chang, H. H. Lai, S. C. Lu, and Y. J. Chen, "Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic anchorage," *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 114, no. 11, pp. 1122–1128, 2015, doi: 10.1016/j.jfma.2014.08.001.
- [15] Y. C. Tseng, C. H. Hsieh, C. H. Chen, Y. S. Shen, I. Y. Huang, and C. M. Chen, "The application of mini-implants for orthodontic anchorage," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 35, no. 8, pp. 704–707, 2006, doi: 10.1016/j.ijom.2006.02.018.
- [16] M. Azeem, M. M. Saleem, A. Liaquat, A. Ul Haq, W. Ul Hamid, and M. Masood, "Failure rates of mini-implants inserted in the retromolar area," *Int. Orthod.*, vol. 17, no. 1, pp. 53–59, 2019, doi: 10.1016/j.ortho.2019.01.006.
- [17] M. J. Hisam, I. Zaman, S. Sharif, D. Kurniawan, and F. M. Nor, "Finite element analysis of mini implant biomechanics on peri-implant bone," *Procedia Manuf.*, vol. 30, pp. 308–314, 2019, doi: 10.1016/j.promfg.2019.02.044.
- [18] 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, doi: 10.1016/j.ajodo.2011.11.012.
- [19] 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, doi: 10.1016/j.advengsoft.2009.05.008.
- [20] S. Cowin, and J. Telega, *Bone Mechanics Handbook, 2nd Edition.* -, vol. 56, no. 4. 2003.
- [21] I. Fleps, H. Bahaloo, P. Zysset, S. J. Ferguson, H. Pálsson, and B. Helgason, "Empirical relationships between bone density and ultimate strength: A literature review," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, p. 103866, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103866.
- [22] S. Eberle, M. Göttliger, and P. Augat, "An investigation to determine if a single validated density-elasticity relationship can be used for subject specific finite element analyses of human long bones," *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 7, pp. 875–883, 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.08.022.
- [23] D. C. A. Acosta and L. F. C. M. G. C. T. Gonzalez, "Cálculo de tamaños de muestra para simulaciones de esfuerzo de mini-implantes de anclaje temporal (DAT) en el hueso maxilar," Bogota, 2020