

## COMPARACIÓN DE TRABA MECÁNICA Y DEFORMACIÓN ÓSEA EN NICHOS PARA MINI-IMPLANTES EN COSTILLA DE CERDO CON DOS TIPOS DE FRESA

Cortés K\*, Cabrera N\*,  
Jara L\*\*, López O\*\*,  
Parra D\*\*\*,  
Betancourt L\*\*\*\*

### RESUMEN

**OBJETIVO:** Comparar la traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes realizados en costilla de cerdo con fresa helicoidal y anceta. **MÉTODO:** Este estudio se lleva a cabo en las instalaciones de UNICOC, Universidad Santo Tomas y de la universidad Nacional de Colombia, donde se toman 14 especímenes de costilla de cerdo de 12x2cm aproximadamente, en los cuales se realizan 7 nichos con fresa helicoidal y 7 con anceta donde posteriormente se implanta los tornillos de una longitud de 6mm y diámetro de 1.8mm para ser llevados a una maquina Universal de ensayos donde se realiza la medición de la fuerza de tracción en todas las muestras. Se evaluó la traba mecánica de los mini-implantes en cada nicho según el diseño de la fresa. **RESULTADOS:** Se realiza la prueba de medias donde se determina que los nichos realizados con fresa helicoidal presentan significancia ( $p < 0.05$ ) dando mejor traba mecánica; y se determina que el coeficiente de variación es confiable. **CONCLUSIÓN:** La resistencia a la tracción es mayor en los nichos realizados con fresa helicoidal, presentando una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ), ofreciendo mayor traba mecánica que con los nichos de fresa anceta.

**Palabras claves:** Mini implante; estabilidad primaria; traba mecánica; fresas.

### ABSTRACT

**OBJECTIVE:** Compare The Mechanical Lock and osea Deformation in niches for mini- implants performed in pork chop with twist drill and anceta. **METHOD:** This study was carried out at the premises of UNICOC, University of Santo Tomas and the National University of Colombia, where 14 specimens of pork chop 12x2cm were taken, and were realized 7 niches with twist drill and 7 were performed with anceta. Posteriorly, screws with length 6mm and diameter 1.8mm were implanted for be taken to a universal test machine for measuring the tensile force in all of the samples. It was evaluated the mechanical lock of the mini - implants in each niche according to the design of the drill. **RESULTS:** It was realized the mean test where it is determined that the niches made with twist drill were significant ( $p < 0.05$ ) giving better mechanical lock. and it is determined that the coefficient of variation is reliable. **CONCLUSION:** The tensile strength is greater in the niches made with twist drill , showing a statistically significant difference ( $p < 0.05$ ) , offering greater mechanical lock with strawberry anceta niche .

**Key words:** Mini implant; primary stability; mechanical locks; drills.

\*Odontólogas residentes de V semestre postgrado Ortodoncia y Ortopedia Maxilar, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC, Sede Bogotá

\*\*Ortodoncista, Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC, Sede Bogotá, \*\*Ingeniero Mecánico, Docente Universidad Santo Tomas, sede Bogotá.

\*\*\* Asesora metodológica, Institución Universitaria, Colegios de Colombia, UNICOC, Sede Bogotá.

\*\*\*\* Estadística especialista en Epidemiología. Asesora estadística.

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad la ortodoncia se ha visto en la necesidad de analizar las técnicas utilizadas tradicionalmente para lograr disminuir los efectos secundarios no esperados durante el tratamiento ortodóntico como lo es la utilización de piezas dentales para anclar los movimientos deseados. Este aspecto ha sido ampliamente estudiado reportando limitaciones al mover dientes anclados de otros dientes, presentándose reabsorciones mayores a las esperadas a nivel de las raíces predisponiendo la disminución de la tasa de éxito del tratamiento; por lo tanto se generó la idea del uso de anclaje absoluto caracterizado por no requerir dientes para anclaje en el tratamiento. (1)

Dentro de las opciones de este tipo de anclaje se encuentra la utilización de mini-implantes que son confeccionados en titanio que se fibroóseo integran, es decir se implantan temporalmente en el hueso basal mejorando el anclaje absoluto en las mecánicas ortodónticas, disminuyendo el tiempo de tratamiento. Sin embargo, en la práctica clínica se ha observado que el anclaje absoluto más allá de disminuir el tiempo de tratamiento, facilita ciertas mecánicas ortodónticas que no se pueden realizar con la ortodoncia convencional. (2,3)

Los mini-implantes han revolucionado los tratamientos de ortodoncia, ya que con ellos se puede anclar sin tocar las piezas posteriores para mover los dientes anteriores, son también conocidos como microtornillos o bien como mecanismos de anclaje temporal,

los cuales son removidos una vez termina su función. (1)

Las principales diferencias entre estos dispositivos de anclaje temporal se relacionan con: la aleación o metal usado para su fabricación, el diámetro de la parte roscada, la longitud del implante y el diseño de la cabeza; siendo seleccionado el tipo de dispositivo según la necesidad del paciente y del operador. (1,4)

Al utilizar mini-implantes como opción de anclaje en los movimientos ortodónticos es importante tener en cuenta la traba mecánica que pueden generar, definida como la ausencia de movimiento de un mini-implante tras su inserción quirúrgica y posterior a la aplicación de una carga, siendo un prerrequisito para el tratamiento ortodóntico de mal oclusiones dentales y esqueléticas. (1)

Según estudios realizados se ha señalado que la traba mecánica de los mini implantes es dependiente del diámetro de la pre-perforación, el torque y la profundidad de inserción; adicionalmente, se reporta que la longitud del mini-implante está relacionada con la tasa de éxito y la profundidad de inserción es más importante que su localización o longitud; la profundidad recomendada es de por lo menos 6mm. (5)

Adicionalmente las fresas para la preparación de nichos en la colocación de mini-implantes podrían jugar un papel importante para obtener mejor traba mecánica influyendo de esta manera en la estabilidad primaria del mini-implante.

Existe gran diversidad de fresas las cuales pueden brindar condiciones ideales para la preparación del nicho, pero no existe literatura que aporte conocimientos sobre la fresa optima que ofrezca una traba mecánica favorable en la colocación de mini-implantes, lo cual impide que el ortodoncista tome decisiones acertadas a partir de lo reportado en la literatura. Dentro de las fresas utilizadas se encuentran la anceta que es un instrumento cilíndrico de corte, fabricado en acero inoxidable, atemperado para una dureza de 52-54 HRc; y la fresa Helicoidal 1.0mm.

En este sentido, una de las preocupaciones de la práctica clínica en ortodoncia es conseguir una adecuada traba mecánica del mini-implante después de su colocación, <sup>2</sup> la cual depende en gran medida de la situación mecánica, la cicatrización de la fractura directa y la perfecta estabilidad.

Para definir la utilidad y uso de un instrumento (fresas) que favorezca la traba mecánica de los mini-implantes se cuenta con sistemas que, mediante simulación de cargas permiten observar el comportamiento de la interfaz hueso-mini-implante dentro de los que se encuentra el sistema de ensayos mecánicos que tiene la capacidad de realizar pruebas de cargas dinámicas y/o estáticas en materiales y componentes. Posee un sistema variado de cargas controladas que fácilmente puede ser configurado para cumplir con las necesidades de cada material o componente que se quiera probar, con una capacidad desde 25 kN hasta 500 kN. Ofrece la posibilidad de realizar

diferentes pruebas como tensión, compresión, fatiga, fractura mecánica y durabilidad de los materiales. (6)

Así mismo en el área de la mecánica ortodóntica se han utilizado herramientas computacionales como lo es el modelamiento matemático con elementos finitos definida como una técnica moderna de análisis numérico de las tensiones cuya ventaja se relaciona con su aplicabilidad a sólidos de geometría irregular y materiales con propiedades heterogéneas. Es una poderosa herramienta en la solución de problemas en el área de la ingeniería y en el campo de la odontología especialmente en el área de implantología. (7)

Por lo anterior el presente estudio tiene como objetivo comparar la traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes realizados en costilla de cerdo con fresa helicoidal y anceta.

## **MÉTODO**

El estudio se llevó a cabo inicialmente con un estudio experimental In vitro, seguido de una simulación matemática con elementos finitos; donde se tomó como población de estudio n=14 min-implantes de Titanio grado 5, de longitud 6mm, diámetro de 1.8mm y transmucoso de 2mm; los diseños de fresas para la realización de nichos de mini-implantes fueron helicoidal y anceta; los especímenes utilizados fueron de costilla de cerdo.

Los criterios de inclusión para la investigación fueron:

- Mini-implantes de titanio grado 5, de longitud 6mm, diámetro de 1.8mm y transmucoso de 2mm, parafuso cortical master ortoimplante Slim button.
- Fresa helicoidal 1.0mm
- Fresa anceta 1.0x5 mm
- Costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (hueso tipo II).

El criterio de exclusión fue mini-implantes con algún problema de control de calidad.

La variable dependiente de la investigación fue la traba mecánica, y las independientes, los mini implantes de Titanio grado 5, longitud de 6mm y diámetro de 1.8mm, la forma de diseño de fresa helicoidal y anceta, la costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (hueso tipo II)

Los especímenes de costilla de cerdo se dividieron en catorce segmentos óseos de 12x2cm aproximadamente, los cuales fueron sumergidos en solución buffer de Sorensen Ph 7.4, manejadas con protocolo de crio-conservación (hielo seco 4°C). Para la identificación de las muestras se dividieron en dos grupos uno denominado H (helicoidal) y el otro A (anceta), en cada grupo se ubicaron siete especímenes con nichos y siete con mini-implante sumergido respectivamente.

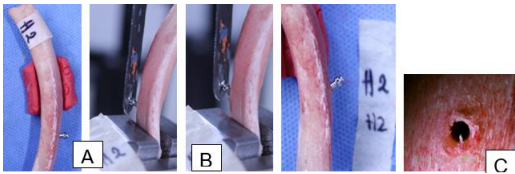
Para la elaboración de los nichos fue utilizada una pieza de mano de baja velocidad con cada uno de los tipos de fresa (helicoidal y anceta) realizado por el investigador principal.

Para observar los diferentes tamaños de espesor del hueso cortical se realizaron tomografías en un equipo de marca Sirona Orthopos XG 3D de 8cm de diámetro y 8 cm de altura, resolución estándar de 160 micras, volumen estándar 8x8cm. La lectura de las imágenes fue realizada por el investigador principal con ayuda de un observador experto en el análisis e interpretación de imágenes tomográficas. .

Después de insertar los mini-implantes a 15N de torque en su respectivo nicho, fueron llevadas las costillas a la maquina universal de ensayos marca Shimadzu con certificado de calibración No 4625 expedido por ICCLAB, ubicado en el laboratorio de ensayos mecánicos y deformación plástica del departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia. Se realiza la medición de fuerza de tracción en todas las muestras, verificando siempre que la dirección de la tracción fuera de 90° con respecto al eje axial de cada mini-implante, siempre se tuvo en cuenta la precarga que estuvo entre 20 a 30 kg, esta se aplicó al momento de realizar el ensayo, y se hizo de manera individual para cada muestra con el fin de evitar sesgos.

La aplicación de la fuerza se hizo con una placa delgada fabricada en acero para herramientas, la cual tuvo una perforación del tamaño de la cabeza del mini-implante, esta fue sujeta por dos mordazas que la mantenían a una misma altura; para asegurar que esto se cumpliera se hizo una línea con marcador indeleble a la platina al igual que a la costilla que también era sujeta por dos

presas con el fin de eliminar cualquier movimiento de deslizamiento. Posteriormente, se midió el torque de desinserción para cada mini-implante después de realizado el ensayo de tracción y se realizó una toma fotográfica en microscopio para cada nicho después de desalojar el mini-implante en todas las muestras. (Figura 1).

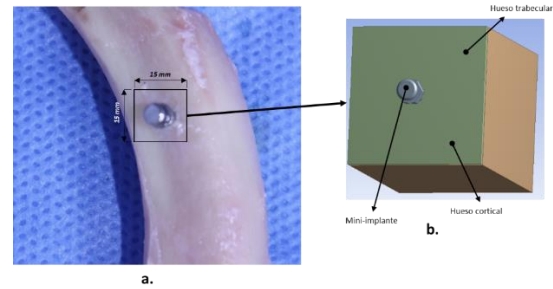


**Figura 1.** A. verificación 90° de eje axial del mini-implante. B. aplicación de tracción. C. Fotografía microscópica del nicho.

Después de obtener los resultados de la prueba in vitro, se llevan estos para hacer el modelamiento matemático siendo este realizado en convenio con los ingenieros de la Universidad Santo Tomas con el programa Ansys R 16,2 de elementos finitos.

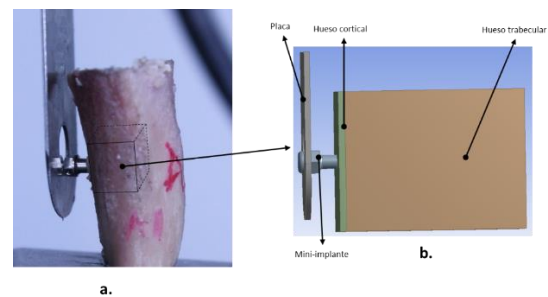
Para el estudio computacional y la contrastación de los resultados obtenidos en el modelo experimental, se realizaron dos modelos computacionales. Cada modelo fue reproducido de acuerdo al montaje realizado en el ensayo de tracción y se enfocó en la zona donde se realizó la inserción de los mini-implantes en el hueso de costilla de cerdo. El dominio utilizado fue representado mediante un elemento cúbico 15mmx15mmx20mm (figura 2), para el primer modelo el material del hueso trabecular y cortical se asumió como isotrópico, lineal y elástico, y en el segundo

modelo se asumió como un material bilineal con comportamiento perfectamente plástico.



**Figura 2.** Tornillo implantado en hueso de costilla. a. Modelo real. b. Modelo computacional extrayendo una porción cúbica de hueso (15mmx15mmx20mm) alrededor del implante.

En el ensamble del modelo computacional 3D se emplearon 4 sólidos: hueso trabecular, hueso cortical, mini-implante y placa de aplicación de la carga. (Figura 3)



**Figura 3.** Representación del ensamble hueso-mini-implante. a. Montaje del sistema hueso-mini-implante en máquina de ensayos universal. b. modelo CAD 3D.

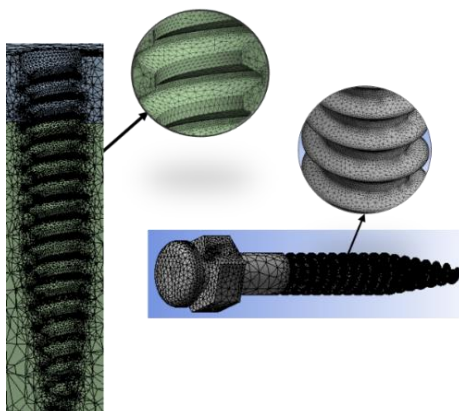
El espesor del hueso cortical tomado fue de 1.33 mm y se modeló un mini-implante de parafuso cortical master ortoplante Slim

button de 1.8 mm de diámetro, longitud 6 mm y transmucoso 2mm. El hueso fue tomado como tipo II con previa comprobación de la densitometría ósea. Las propiedades mecánicas vistas por modelamiento matemático con elementos finitos para el hueso trabecular, cortical, placa y mini-implante se muestran en la tabla 1.

Material	Módulo elástico E (MPa)	Relación de Poisson	Esfuerzo de fluencia (MPa)
Hueso trabecular	280	0.3	2
Hueso cortical	12.100	0.26	133
Mini-implante	114.000	0.34	880
Placa	207.000	0.3	250

**Tabla 1.** Propiedades mecánicas de los diferentes materiales.

Cada uno de los elementos del conjunto fue discretizado utilizando elementos tridimensionales tetraédricos con un tamaño mínimo de 0,2 mm y máximo de 1 mm, las dimensiones de los elementos tetraédricos están en función de las dimensiones del cuerpo roscado del mini-implante y la rosca generada en el hueso trabecular y cortical, (figura 4). Para la solución del modelo computacional se utilizaron 193.437 nodos y 79.574 elementos.



**Figura 4.** Detalle de la malla de elementos finitos utilizada en el cuerpo roscado del tornillo y la rosca generada en el hueso trabecular y cortical.

Como condiciones de frontera para restringir el modelo se aplicó una fuerza de 37,84 N sobre la cara plana superior de la placa y se restringieron todas las caras planas exteriores de la geometría que representa el hueso cortical y trabecular. Las condiciones de contacto utilizadas en el modelo se presentan en la tabla 2.

Interface	Comportamiento del contacto
Mini-implante – Hueso trabecular	$\mu = 0,37$
Mini-implante – Hueso cortical	$\mu = 0,37$
Hueso cortical – Hueso trabecular	Bonded
Placa – mini-implante	Bonded

**Tabla 2.** Comportamiento de los contactos mecánicos en el ensamble hueso – mini-implante.

Para el análisis estadístico se usó el test T de student., en la prueba estadística se rechazó la hipótesis nula donde los resultados para el torque de desinserción para el grupo de nicho con fresa anceta y helicoidal es  $P=0,16305622$ . Para el desplazamiento de las mordazas a los 0.6mm es de  $P=0,03648536$ . Dando como coeficiente de variación ( $p < 0.05$ ), indicando que los promedios son diferentes.

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

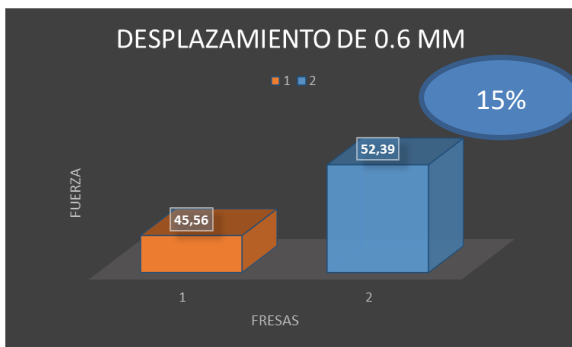
En este estudio se empleó el test T de student. Los datos fueron tabulados en una matriz de

Microsoft Excel y analizados en el programa estadístico SPSS versión 22.

## RESULTADOS

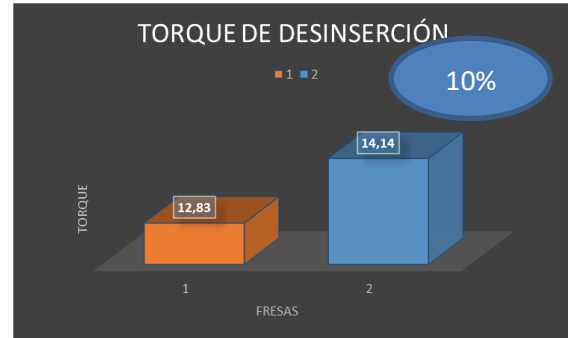
Para la selección del sitio de realización del nicho se tuvo en cuenta que fuera el mismo grosor de la cortical para las catorce costillas con un promedio entre 1,32 a 1,34mm.

Según los resultados del estudio al desplazamiento de 0,6mm es más resistente el nicho con fresa helicoidal en un 15% más que los nichos con fresa anceta.



**Figura 5.** Medición del desplazamiento del mini-implante del grupo helicoidal y anceta a los 0,6mm mediante Instron.

Teniendo en cuenta el torque de desinserción para los nichos de fresa helicoidal es el 10% mayor que para los anceta.



**Figura 6.** Torque de desinserción

Para el análisis estadístico se usó el test T de student., en la prueba estadística se rechazó la hipótesis nula donde los resultados para el torque de desinserción para el grupo de nicho con fresa anceta y helicoidal es  $P=0,16305622$ . Para el desplazamiento de las mordazas a los 0.6mm es de  $P= 0,03648536$ . Dando como coeficiente de variación ( $p < 0.05$ ), indicando que los promedios son diferentes.

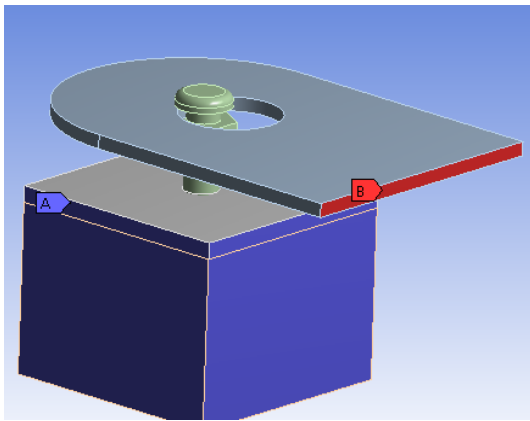
Los nichos realizados con fresa helicoidal presentan significancia ( $p < 0.05$ ) dando mejor traba mecánica; y se determina que el coeficiente de variación es confiable.

### Modelo Isotrópico lineal elástico

En este modelo se consideró el hueso como un material de comportamiento elástico lineal, isotrópico y homogéneo, esto, de acuerdo a los trabajos realizados por Jara y colaboradores<sup>9-11</sup>. La simulación se realizó de acuerdo a las condiciones de frontera, contactos y propiedades de material descritos. Aunque el modelo consta de 4 elementos, en los resultados solo se hará referencia al comportamiento biomecánico del hueso trabecular y cortical, puesto que el interés de

este estudio es determinar la traba mecánica del conjunto implante hueso.

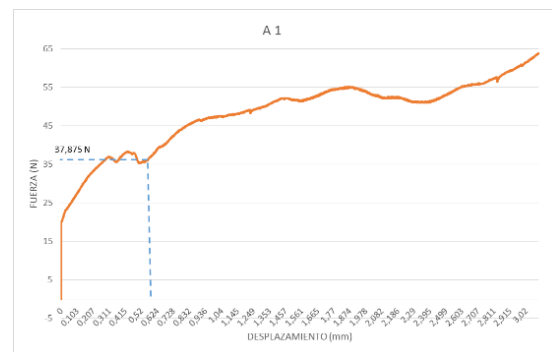
De acuerdo a los ensayos de tensión experimentales, los datos de carga para el modelo computacional se tomaron del ensayo realizado a la muestra A1, en donde la carga máxima se tomó a 0,6 mm de desplazamiento generado por el cabezal móvil de la máquina de ensayo de tensión, y medido en el modelo computacional en el extremo donde se aplica la carga en la placa (punto B de la figura 7)



**Figura 7.** Condiciones de frontera para el modelo computacional. Zonas de color morado representan restricciones de movimiento en todas las direcciones. Zona roja representa el área de aplicación de la carga.

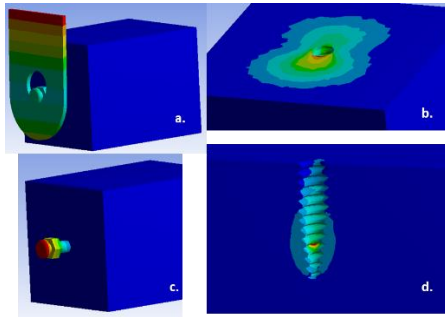
Como se observa en la gráfica de la figura 8, a partir de 0,6 mm de desplazamiento para deformar la unión mini-implante-hueso, se requiere aumentar la magnitud de la carga aplicada, esto indica que en este punto las fuerzas aplicadas superan la resistencia mecánica del hueso trabecular y cortical; el mini-implante se inclina produciendo

componentes de fuerza axiales que tienden a halar el mini-implante, produciendo una deformación plástica del hueso cortical y pérdida de los hilos de la rosca generados al momento de colocar el mini-implante en el hueso trabecular. En este caso no hay separación del mini-implante del hueso porque la velocidad del cabezal móvil de la máquina de ensayos es constante y no se pierde el agarre del mini-implante al hueso, fenómeno que no ocurriría si la carga o la velocidad variaran de forma cíclica.



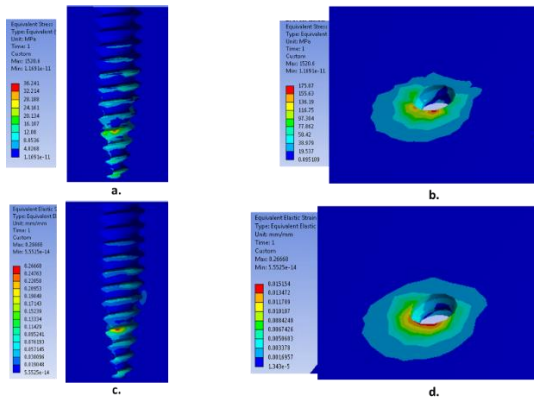
**Figura 8.** Gráfica fuerza vs desplazamiento obtenida del ensayo de tensión para la muestra A1.

De acuerdo con lo anterior, los desplazamientos máximos presentes en el conjunto modelado son de 0,53518 mm en la placa, para el mini-implante de 0,20192 mm, para el hueso cortical de 0,01355 mm y para el hueso trabecular de 0.06608 mm y se presentan para cada uno de los elementos del conjunto, en las zonas marcadas con color rojo (figura 9).



**Figura 9.** Gráficas de desplazamientos máximos. **a.** Placa. **b.** Hueso cortical **c.** mini-implante. **d.** Hueso trabecular. Las zonas rojas indican la ubicación de los desplazamientos máximos en cada uno de los elementos del conjunto.

El comportamiento de los esfuerzos y deformaciones para el hueso trabecular y cortical (figura 10).



**Figura 10.** Estados de esfuerzos y deformaciones para el hueso trabecular y cortical. **a.** Esfuerzos presentes en el hueso trabecular. **b.** Esfuerzos presentes en el hueso cortical. **c.** Deformaciones presentes en el hueso trabecular. **d.** Deformaciones presentes en el hueso cortical.

Los resultados del modelo computacional para los esfuerzos y deformaciones hacen evidente que para las condiciones de carga impuestas tanto en el hueso trabecular como cortical sufren una deformación plástica. En el caso del hueso trabecular es posible que se produzca una fractura de las trabéculas, esto debido a que el esfuerzo de fluencia de este tejido es de 2 MPa (tabla 1) y el esfuerzo de Von Mises en el modelo es de 36,241 MPa (figura 9a), lo que indica que el material está sobre esforzado en un 1712 % de su capacidad de deformación elástica, lo que hace seguramente que este tejido se fracture.

El mismo fenómeno ocurre para el hueso cortical, en donde se reporta que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 175,07 MPa en el modelo y el esfuerzo de fluencia es de 133 MPa, lo que indica que el material está sobre esforzado en un 31,63 % de su capacidad de deformación elástica, este tejido con estos valores de carga estará en la zona de deformación plástica. La figuras 10c y 10d, permiten observar las zonas de deformación máxima para el hueso trabecular y cortical respectivamente. Las zonas demarcadas entre la gama de colores del verde al azul evidencian las zonas que por las condiciones de frontera impuestas se deformarán hasta alcanzar la plasticidad.

Es de notar que en el hueso trabecular se presenta una gran deformación en la zona apical del mini-implante, mientras que en el hueso cortical se presenta en la zona donde se apoya el mini-implante para producir una flexión debido a la carga axial aplicada.

En la figura 11, se realiza una comparación de la deformación producida por el ensayo de tensión y los resultados del modelo computacional. Esta comparación permite observar el comportamiento plástico del hueso en la zona de apoyo del implante una vez se aplica la carga, validando únicamente el fenómeno físico pero no los resultados obtenidos en el modelo computacional.



**Figura 11.** Comparación de los resultados de deformación obtenidos para el modelo computacional y experimental. **a.** modelo computacional: la franja roja indica la zona en donde se producirá la deformación plástica. **b.** modelo experimental: deformación plástica producida en el hueso cortical por el desplazamiento del mini-implante para una carga de 63,78N.

Los resultados numéricos del modelo computacional, en cuanto al valor de los esfuerzos, y la deformación plástica obtenida en el ensayo experimental (figura 10), indican que el modelo lineal utilizando un material isotrópico lineal y elástico no permite validar ni analizar el comportamiento real de la interface hueso implante, así como la traba mecánica ya que los resultados obtenidos

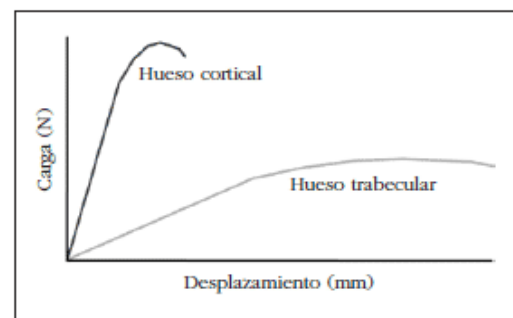
principalmente en el hueso trabecular para los esfuerzos, son demasiado elevados, y en el modelo experimental para la carga seleccionada no se tenía una deformación plástica permanente en el hueso.

De acuerdo a los resultados obtenidos y tomando como referencia el modelo experimental, no es posible utilizar un modelo elástico lineal para el modelo computacional para realizar el estudio de la estabilidad primaria del conjunto mini-implante – hueso.

Por lo anterior, el segundo modelo implementado en este estudio contempla la no-linealidad presente en el hueso trabecular y cortical.

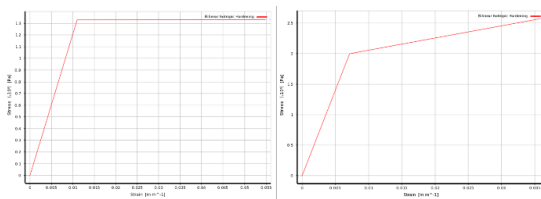
#### Modelo isotrópico bilineal (plasticidad)

La figura 12 muestra las curvas carga-desplazamiento obtenidas en ensayos de tensión para los tejidos trabecular y cortical. Se puede observar que el tejido trabecular exhibe una gran zona de deformación plástica en comparación con el hueso cortical.



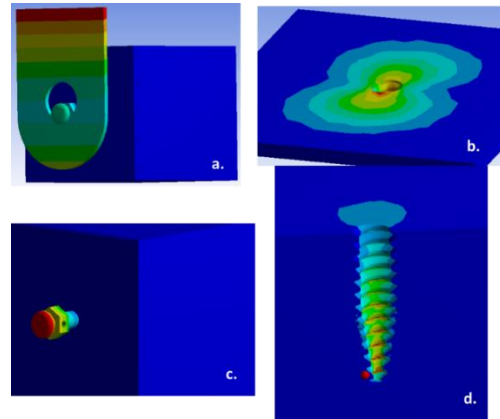
**Figura 12.** Curva carga desplazamiento para el hueso trabecular y cortical.

Este comportamiento mecánico junto con los resultados obtenidos en el modelo experimental, muestran que es necesario incluir en el modelo computacional el comportamiento plástico de los dos tejidos óseos, para esto, el modelo realizado incluyó un material con comportamiento bilineal, esto indica que además de la zona elástica se incluye una zona plástica que presenta una pequeña variación en los esfuerzos y que permiten grandes deformaciones en el material. Este comportamiento para el hueso cortical y trabecular se ilustra en la figura 13, y es el utilizado en el modelo computacional.



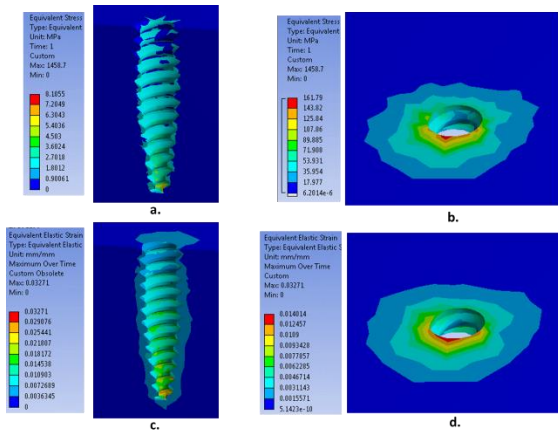
**Figura 13.** Curvas esfuerzo-deformación para un material isotrópico bilineal (elástico – plástico). **a.** Curva para el hueso cortical. **b.** Curva para el hueso trabecular.

De acuerdo al comportamiento bilineal seleccionado para los tejidos trabecular y óseo y a las condiciones de frontera (figuras 3 y 6), los desplazamientos máximos presentes en el conjunto modelado son de 0,608 mm en la placa, para el mini-implante de 0,2279 mm, para el hueso cortical de 0,0161 mm y para el hueso trabecular de 0.072177 mm y se presentan para cada uno de los elementos del conjunto, en las zonas marcadas con color rojo (figura 14).



**Figura 14.** Gráficas de desplazamientos máximos. **a.** Placa. **b.** Hueso cortical **c.** mini-implante sobre hueso trabecular. **d.** Hueso trabecular. Las zonas rojas indican la ubicación de los desplazamientos máximos en cada uno de los elementos del conjunto.

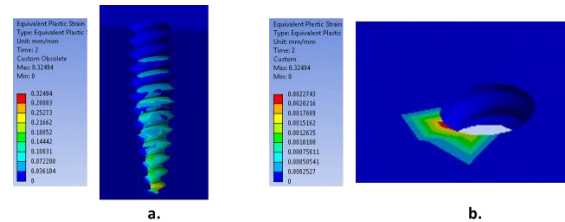
Los resultados de desplazamiento obtenidos para este modelo, muestran que los valores se incrementaron y el desplazamiento de la placa se ajusta mucho mejor a los resultados obtenidos en el ensayo experimental, puesto que el desplazamiento medido para la prueba seleccionada es de 0,6 mm y el modelo computacional se tiene un desplazamiento en el extremo de la placa de 0,608 mm, lo que indica un error del 1,33%.



**Figura 15.** Estados de esfuerzos y deformaciones para el hueso trabecular y cortical. **a.** Esfuerzos presentes en el hueso trabecular. **b.** Esfuerzos presentes en el hueso cortical. **c.** Deformaciones presentes en el hueso trabecular. **d.** Deformaciones presentes en el hueso cortical.

El estado de esfuerzos (figura 15 a) muestra un valor de esfuerzo equivalente de 8,105 MPa para el hueso trabecular, lo que indica una reducción de esfuerzos de 28,136 MPa con respecto al modelo lineal. Este esfuerzo máximo se presenta en la zona apical de la rosca, pero se observa que a lo largo del cuerpo roscado se genera una distribución de esfuerzos homogénea, lo que indica que en este tipo de uniones, con las condiciones de carga aplicadas, todo el cuerpo roscado participa en la estabilidad primaria del conjunto hueso mini-implante. Para el hueso cortical los esfuerzos máximos se presentan en la superficie del hueso, en la zona donde se apoya el mini-implante, y tiene un valor de 161,79 MPa (figura 15b) presentando una disminución de 13,28 MPa con relación al modelo lineal. La distribución de esfuerzos

presentes en el hueso cortical para los modelos bilineal y lineal, muestran que el comportamiento de este tejido no se ve afectado por el tipo de modelo de material utilizado, contrario a lo presentado en el hueso trabecular, donde sí se evidencia un cambio significativo en su comportamiento de los esfuerzos y deformaciones. Estos resultados permiten apreciar la importancia que tiene el espesor y calidad del hueso cortical, pues es en este donde se soportan los mayores esfuerzos producidos al cargar el mini-implante, para este modelo los esfuerzos presentes en el hueso cortical en la zona de inserción varían de 17MPa a 161,79 MPa.



**Figura 16.** Comportamiento de deformación plástica **a.** Deformación plástica del mini-implante sobre el hueso trabecular. **b.** Deformación plástica para el hueso cortical a la entrada del nicho.

Con la magnitud del esfuerzo presente en el hueso trabecular y su distribución, se evidencia que desde la zona media hasta el ápice de la rosca este hueso entra en una zona de deformación plástica, como puede apreciar en la figura 16a, con un valor máximo para el factor de plasticidad de 0,32% en la zona del ápice de la rosca, y disminuyendo hacia la zona media de la rosca con un valor

de 0,108%. Estos resultados indican que aunque hay presencia de deformación plástica, para el valor de carga aplicado (37,84 N) no se afecta la estabilidad primaria en la zona de hueso trabecular para un implante insertado mediante la realización de un nicho con fresa tipo helicoidal. Para el hueso cortical los resultados indican que la deformación plástica es de 0,0022% (figura 16b), por lo que, la estabilidad primaria en este tejido tampoco se ve afectada por la magnitud de carga aplicada. Para este tejido la deformación plástica es mucho más pequeña que la presentada en el hueso trabecular.

## **DISCUSIÓN**

Este estudio se lleva a cabo en las instalaciones de UNICOC y Universidad Santo Tomas, participando del convenio que dichas instituciones presentan bajo la dirección de la Doctora Liliana Jara y con la participación del grupo de ingeniería mecánica tanto de profesores como de estudiantes. Donde se estudió la Traba mecánica según los diferentes diseños de fresas empleados en la realización de nichos en costilla de cerdo para colocación de mini-implantes, evaluado inicialmente con tomografía computarizada, prueba in vitro y posteriormente con elementos finitos. Actualmente no se ha encontrado evidencia donde se haya evaluado la influencia de las fresas en la traba mecánica.

Los resultados de esta investigación son comparables en la posición con el estudio realizado por Woodall y Col en el 2011 donde realiza un estudio in vitro que evalúa la

hipótesis de que la angulación del tornillo afecta la resistencia al anclaje.(12) También con el estudio realizado en UNICOC en el 2005 donde se utilizó elementos finitos para evaluar la angulación del tornillo (13) y con otro estudio realizado por Jara y Col en el 2012 donde se realiza una comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini implantes ortodónticos con prueba in vitro utilizando la ligadura como elemento de tracción medido a través del Instron soportando este una carga de 7000 gramos de fuerza, siendo este último comparable con la fuerza de resistencia al desalojo del tornillo. (14)

Adicionalmente es directamente comparable con el estudio de Jara y Col, en el 2010 donde se evalúa el comportamiento de la estabilidad primaria de mini implantes en hueso de cerdo con realización de nicho con diferentes diámetros de fresas. (15)

En la presente investigación se realiza la prueba in vitro donde se cambia la ligadura por platina que es la que aplica la carga sobre el mini implante a través del Instron soportando éste 15000 gramos de fuerza y posteriormente se realiza el modelamiento con elementos finitos.

El principal hallazgo de este estudio in vitro fue encontrar que los nichos que se realizan con fresa helicoidal soportan más fuerza a la tracción y por ende tienen mejor traba mecánica.

Según los resultados del estudio al desplazamiento de 0,60mm es más resistente

el nicho con fresa helicoidal en un 15% más que los nichos con fresa anceta.

Teniendo en cuenta el torque de inserción para cada mini-implante, se requiere el 17% más de torque para los nichos realizados con fresa helicoidal; para el torque de desinserción para los nichos de fresa helicoidal es el 10% mayor que para los anceta.

Las limitaciones del estudio se deben al tiempo de la investigación y al modelo de montaje de las muestras, adicionalmente el destornillador manual no permite una medición precisa como lo es con el digital.

Basados en los resultados arrojados en la presente investigación, se recomienda el uso de fresa helicoidal para realización de nichos para colocación de mini-implantes debido a que esta ofrece una mejor traba mecánica.

## **CONCLUSIONES**

La resistencia a la tracción es mayor en los nichos realizados con fresa helicoidal, presentando una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ), ofreciendo mayor traba mecánica que con los nichos de fresa anceta. Esto indica que no se afecta la traba mecánica en la zona de hueso trabecular ni hueso cortical para un implante insertado mediante la realización de un nicho con fresa tipo helicoidal.

Después de aplicada la fuerza de tracción, el torque de desinserción es aproximadamente de 6 N.cm. Esto es importante puesto que la diferencia entre el torque de inserción y de desinserción es lo que nos da la estabilidad primaria.

Se determina que el mini-implante puede soportar hasta 15000 gramos de fuerza según los ensayos de tensión experimentales; lo que significa que un dispositivo de anclaje temporal no se pierde por la cantidad de fuerza aplicada sino por otros factores que influyen en la respuesta biológica, como el tipo de biomecánica utilizada que induce a inflamación localizada produciendo pérdida del mini-implante por peri-implantitis.

A partir de los 20 a 26° de inclinación del mini-implante, en el hueso se genera deformación plástica, lo que influye tanto en el hueso trabecular como en el cortical a que se produzca sobre esfuerzo de su capacidad de deformación elástica, lo que seguramente hace que este tejido se fracture, y se pierda el mini-implante por acción biológica.

Según los resultados del modelamiento computacional se observa que los nichos realizados con fresa helicoidal presenta una distribución homogénea de carga alrededor de las roscas dando menor deformación ósea y por ende mejor traba mecánica.

## **RECOMENDACIONES**

Analizando todos los hallazgos arrojados en este estudio, se recomienda complementarlo con una investigación donde se realice un análisis minucioso de la deformación ósea que ocasiona la fresa en el hueso.

Se recomienda también realizar una investigación adicional incluyendo mini-implantes de diferentes longitudes donde se

empleen estas mismas fresas en nichos para hacer las respectivas comparaciones.

Se sugiere para estudios futuros, usar un torcometro digital y realizar un dispositivo especial para realizar el montaje. Adicionalmente en estudios futuros tener en cuenta factores ambientales u externos a la colocación del mini implante.

Se aconseja realizar estudios donde se apliquen diferentes biomecánicas para ver qué pasa con el hueso alrededor del mini implante y la presencia de peri-implantitis.

### ***Agradecimientos***

*Agradecemos a la Dra. Liliana Jara por su apoyo incondicional y al ingeniero Oscar López y al estudiante de ingeniería mecánica por su valiosa colaboración.*

### **REFERENCIAS**

1. Moschos A, Papadopoulos, Tarawneh F, Thessaloniki, Greece Aristotle university of thessaloniki. The use the miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. Med oral pathol oral radiol endod 2007; 103:e6-e15.
2. Echarri P, Tae-weon K, Favero L. Ortodoncia y Microimplantes: tecnica complete paso a paso. Editorial medica rupano, Madrid 2007: 37-52.
3. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. Angle Orthod 2004; 74: 832-837.
4. Robert K, Schenk, Buser D. Óseo integración una realidad. Revista de Periodontologia .2000; 17: 22-35.
5. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrotherhu, Jogs U, Meyer U: Biological and Biomechanical evaluation of bone remodeline and implant stability after using an osteotome technique. Clinical Oral Implant Reserch. 2005; 16: 1-8.
6. Jara L, Reyes J, Gonzalez L, Torre E. Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini implantes ortodónticos. Bogota 2012.
7. Introducción al modelamiento ccon elementos finitos con ANSYS. Capítulo 1. [www.estructuras.unal.edu.co/pagina%20ANSYS/.../1modelam.pdf](http://www.estructuras.unal.edu.co/pagina%20ANSYS/.../1modelam.pdf)
8. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop. American Association of Orthodontists; 2011;139(1):e59-71.

9. Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogiorgos E, Buschang PH. Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop. American Association of Orthodontists*; 2011;139(2):e153–63.
10. Nawathe S, Nguyen BP, Barzarian N, Akhlaghpour H, Bouxsein ML, Keaveny TM. Cortical and trabecular load sharing in the human femoral neck. *J Biomech. Elsevier*; 2015;48(5):816–22.
11. Handa A, Hegde N, Reddy HVP. Effect of the thread pitch of orthodontic mini-implant on bone stress - A 3D finite element analysis. *J Dent.* 2011;1(4):91–6.
12. Woodall N, Tadepalli S, Qian F, Grosland N, Marshall S, Southard T. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:147-152.
13. Jara L, Cabrera J, Santa J. tesis efectividad del uso de mini-implantes en maxilares humanos indicados como anclaje y con carga inmediata para movimientos intrusivos en ortodoncia. Bogotá 2005.
14. Jara L, Bracho G.R, Cely H. I, Esguerra R.F, Moix M.C. Tesis evaluación del esfuerzo sobre el hueso al colocar mini-implantes con método Press Fit Vs Line to line mediante elementos finitos, 2012.
15. Jara L, Rosillo M, Lemus F. Comportamiento de la estabilidad primaria de mini implantes en hueso de cerdo con realización de nicho con diferentes diámetros de fresas. Bogotá 2010.