

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



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

**AUTORES**

**CABRERA BETANCOURT NATALIA GIOVANA  
CORTÉS MOSQUERA KRISS ALEJANDRA**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR  
BOGOTA D.C 2016**

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

**AUTORES**

CABRERA BETANCOURT NATALIA GIOVANA

CORTÉS MOSQUERA KRISS ALEJANDRA

**Asesora Científica**

Dra. Liliana Jara López

Od, Mg en Educación con énfasis en Investigación especialista en ortodoncia

Ing. Oscar Rodrigo López Vaca

Ing mecánico, Mg en materiales y procesos

**Asesora Metodológica**

Dra. Diana Parra

**Asesor Estadístico**

Dr. Liliana Betancourt López

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

**BOGOTA D.C 2016**

El trabajo de grado **“COMPARACIÓN DE TRABA MECÁNICA Y DEFORMACIÓN ÓSEA EN NICHOS PARA MINI-IMPLANTES EN COSTILLA DE CERDO CON DOS TIPOS DE FRESA”** elaborado por Natalia Giovana Cabrera Betancourt, Kriss Alejandra Cortés Mosquera, como requisito para optar por el título de especialistas en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

---

Dra. Liliana Jara López  
Asesora Científica

---

Dra. Diana Y. Parra  
Asesora Metodológica

---

Dra. Sandra Aguilera Rojas  
Directora Centro de Investigación

## TRANSFERENCIA DE DERECHO DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“Comparación de traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes en costilla de cerdo con dos tipos de fresa”**, Autores: Las Dras. Natalia Giovana Cabrera Betancourt, Kriss Alejandra Cortés Mosquera. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de Autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

---

Dra. LILIANA JARA  
C.C 51.744.113

---

NATALIA GIOVANA CABRERA B.  
C.C 27.222.161

---

KRISS ALEJANDRA CORTÉS M.  
C.C 1.019.031.375

## INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

### CESIÓN DE DERECHOS

Yo, Natalia Giovana Cabrera Betancourt, Kriss Alejandra Cortés Mosquera, manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“Comparación de traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes en costilla de cerdo con dos tipos de fresa”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialistas en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La Institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

---

Dra. LILIANA JARA  
C.C 51.744.113 C.C

---

NATALIA GIOVANA CABRERA B.  
C.C 27.222.161

---

KRISS ALEJANDRA CORTÉS M.  
C.C 1.019.031.375

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de Investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado **“COMPARACIÓN DE TRABA MECÁNICA Y DEFORMACIÓN ÓSEA EN NICHOS PARA MINI-IMPLANTES EN COSTILLA DE CERDO CON DOS TIPOS DE FRESA”** Presentado a la unidad de investigación como requisito del programa a optar el título de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar, siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le de crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

---

Dra. LILIANA JARA  
C.C 51.744.113 C.C

---

NATALIA GIOVANA CABRERA B.  
C.C 27.222.161

---

KRISS ALEJANDRA CORTÉS M.  
C.C 1.019.031.375

## **FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DEL TRABAJO DE GRADO**

**TITULO DEL TRABAJO:** “Comparación de traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes en costilla de cerdo con dos tipos de fresa”

**AUTORES:** Kriss Alejandra Cortés Mosquera, Natalia Giovana Cabrera Betancourt.

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dra. Liliana Jara López

Ing. Oscar Rodrigo López Vaca

**ASESOR METODOLOGICO:** Dra. Diana Y. Parra

**ASESOR ESTADISTICO:** Dr. Liliana Betancourt López

**MATERIAL ANEXO:** 2 CD, 2 Artículos Científicos

**FACULTAD:** Odontología

**TITULO OBTENIDO:** Especialistas en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

**CATEGORIA:** Postgrado

**PALABRAS CLAVES:** Miniimplante, estabilidad primaria, traba mecánica, fresas.

## CONTENIDO

	PÁGINA
<b>1. ASPECTO TEORICO CIENTIFICO</b>	11
1.1. Planteamiento del problema	11
1.2. Pregunta de investigación	12
1.3. Justificación	13
1.4. Propósito	14
1.5. Antecedentes	14
1.6. <b>MARCO TEORICO</b>	<b>18</b>
1.6.1 Mini-implantes	18
1.6.2 Clasificación de los mini-implantes	19
1.6.3 Estabilidad primaria	21
1.6.4 Anclaje	21
1.6.5 Elementos finitos	22
1.6.6 Fresas	24
1.6.7 Máquina universal de ensayos	24
1.7. Objetivos	25
1.7.1 Objetivo general	25
1.7.2 Objetivos específicos	25
<b>2. ASPECTOS METODOLÓGICOS</b>	26
2.1 Tipo de estudio	26
2.2 Objeto de estudio	26
2.3 Población de estudio	26
2.4 Muestra	26
2.5 Criterios de selección	27
2.5.1 Criterios de inclusión	27

2.5.2 Criterios de exclusión	27
2.6 Variables	27
2.6.1 Variables dependientes	27
2.6.2 Variables independientes	28
2.7 Procedimiento	28
<b>3. RESULTADOS</b>	<b>52</b>
<b>4. DISCUSIÓN</b>	<b>67</b>
<b>5. CONCLUSIÓN</b>	<b>70</b>
<b>6. RECOMENDACIONES</b>	<b>72</b>
<b>7. REFERENCIAS</b>	<b>73</b>
<b>8. ANEXOS</b>	<b>78</b>

## 1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

### 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los mini-implantes se presentan como pequeños dispositivos 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. (1,2)

El anclaje es la resistencia al movimiento dental indeseado, siendo un prerrequisito para el tratamiento ortodóntico de mal oclusiones dentales y esqueléticas, el cual ha sido evaluado identificándose limitaciones al mover dientes anclados de otros dientes, debido a que puede haber reabsorciones a nivel de las raíces lo que generó la idea del uso de anclaje occipital, estacionario y oclusal. (3)

Diversas investigaciones han mostrado que la utilización de mini-implantes es óptima para lograr un anclaje ideal en ortodoncia pero no en todos los casos se debe usar pues depende de las necesidades del paciente, de la técnica que se va emplear, los objetivos que se quieren lograr y del presupuesto del paciente, sin embargo se ha recomendado su uso debido a que ha mostrado resultados favorables tanto en el tiempo de tratamiento como para el cumplimiento de los objetivos del mismo. (1)

Las fresas para la preparación de nichos en la colocación de mini-implantes son de gran importancia para obtener la estabilidad primaria y concluir con éxito el tratamiento debido

a que aumenta la 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 de nicho, pero no existe literatura que aporte conocimientos sobre la fresa óptima 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.

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, (2) la cual depende en gran medida de la situación mecánica, la cicatrización de la fractura directa y la perfecta estabilidad.

Por lo anterior se realizará una prueba piloto en costilla de cerdo con el fin de obtener mayor confiabilidad de los datos para luego proceder a realizar el modelamiento por medio del análisis de elementos finitos que permitirá estudiar los tres componentes que se deben tener en cuenta para el éxito de la colocación del mini-implante y por ende para obtener una mejor estabilidad primaria.

## **1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuál de los diseños de fresas (helicoidal y anceta) permite una mejor traba mecánica en nichos para mini-implantes en costilla de cerdo desarrollado a través de estudio *in-vitro* y modelamiento computacional con método de elementos finitos?

### 1.3 JUSTIFICACIÓN

El interés científico de la presente investigación, se basa en la importancia de analizar la traba mecánica dada por los diferentes diseños de fresas para la preparación de nichos en la colocación de mini-implantes, ya que se ha identificado clínicamente el impacto que tiene este factor en el éxito de tratamiento en los pacientes, disminuyendo así el número de complicaciones y fracasos. (4)

Según estudios realizados se señaló que la traba mecánica de los mini implantes es dependiente del diámetro de la pre-perforación, el torque de inserción y la profundidad de inserción; adicionalmente, reportaron que la longitud del 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)

Cabe resaltar que según la revisión de literatura se encuentra poca información sobre el empleo de la fresa adecuada para la realización de nicho para la colocación de mini-implantes, siendo empleadas fresas de uso en implantología tradicional, donde comúnmente se recomienda el uso de fresas helicoidal y anceta por las características físicas que éstas presentan y porque facilitan la inserción del mini-implante.

El presente estudio se llevara a cabo realizando una prueba piloto en costilla de cerdo no mayor a 4 meses, donde se realizaran los nichos con fresas (helicoidal, anceta) y la inserción del correspondiente mini-implante, los resultados serán observados a través de la maquina universal de ensayos mecánicos para posteriormente con simulación computacional por medio del método de elementos finitos poder llevarlos a un análisis

muy preciso y poder obtener soluciones analíticas que nos brinden información específica y fidedigna. (6)

#### **1.4 PROPÓSITO**

Fortalecer la línea de investigación de mini-implantes que pertenece al grupo de implantología y cirugía oral de UNICOC; y apoyados con el convenio que se tiene con la Universidad Santo Tomas para el estudio del análisis de elementos finitos; tomando estudios previos como el análisis de la estabilidad primaria de mini-implantes en hueso de cerdo realizados en nichos de diferentes diámetros de fresas y la evaluación del esfuerzo sobre el hueso al colocar mini-implantes con método Pres-fit vs Line to Line mediante elementos finitos, publicados en el 2012. Con este estudio se va a aportar evidencia para evaluar los distintos tipos de fresas según su forma, diámetro y de longitud indicadas para ofrecer una mejor traba mecánica.

#### **1.5 ANTECEDENTES**

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. (3)

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. (2,1)

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. (3)

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. (3,4)

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. (3)

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, la cual depende en gran medida de la situación mecánica, la cicatrización de la fractura directa y la perfecta estabilidad. (2)

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. (7)

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. (8)

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.

## 1.3 MARCO TEÓRICO

### **Mini implantes**

Los mini-implantes se presentan como pequeños dispositivos confeccionados en titanio, que se fibroóseo integran es decir se implantan temporalmente en el hueso basal, sirven para nombrar el anclaje absoluto en las mecánicas ortodonticas.(1)

Los mini-implantes son aditamentos que se utilizan en los tratamientos de ortodoncia para anclaje, ya que en la mayoría de los tratamientos ortodónticos se utiliza las piezas dentales posteriores para anclaje y poder mover las piezas anteriores; han revolucionado los tratamientos de ortodoncia, ya que con ellos nos podemos anclar sin tocar las piezas posteriores para poder mover los dientes anteriores, son conocidos como microtornillos o bien como mecanismos de anclaje temporal, los cuales son removidos una vez que termina su función.(4)

El mini-implante de pequeño tamaño puede colocarse en cualquier lugar de la boca, incluyendo entre las raíces, dado al pequeño tamaño. (9, 10)

Han sido usados términos tales como mini implantes, minitornillos, micro implantes, y microtornillos para describir los aparatos de anclaje esquelético. Aunque el grupo de estos términos describe aparatos más pequeños que los implantes dentales convencionales que proporcionan anclaje esquelético el cual es discontinuado después del tratamiento, éstos no deben ser usados intercambiamente. (3)

El Mini -implante es un tornillo de titanio con un diámetro que oscila entre 1,2 mm y 2 mm, y una longitud entre 6 y 12mm. Por lo tanto , se puede instalar en diversas regiones

del maxilar y la mandíbula , proporcionando anclaje esquelético para la solución de situaciones clínicas adversas tales como la intrusión , verticalización y distalización de molares superiores e inferiores , retracción en masa anterior con anclaje máximo, la intrusión de los dientes anteriores en los casos de sobremordida profunda y tracción de caninos impactados. (11)

Las ventajas de posicionamiento exacto de los mini-implantes incluyen la mejoría en la retención durante la carga ortodóntica y el control preciso del vector de fuerza. La colocación de un mini-implantes sin una guía quirúrgica aumenta el riesgo de los problemas. (12)

### **CLASIFICACIÓN DE LOS MINI-IMPLANTES:**

Los aparatos de anclaje esquelético pueden ser clasificados en 2 categorías principales, basados en su origen. La primera categoría tiene sus orígenes en implantes dentales óseo integrados e incluye los mini implantes ortodónticos, los implantes retromolares, y los implantes palatinos. La segunda categoría encuentra su origen en los mini implantes quirúrgicos, tales como el usado por Creekmore y Eklund y los descritos más tarde por Kanomi y Costa y colaboradores. Las principales diferencias entre las 2 categorías están en que los aparatos de la segunda categoría tienen un diámetro más pequeño, superficies lisas, y son diseñados para ser cargados al poco tiempo después de la inserción. (3)

En una clasificación más completa de los implantes usados para anclaje ortodóntico, Labanauskaite y colaboradores sugirieron la siguiente clasificación:

**De acuerdo a la forma y tamaño o cónico (cilíndrico):**

-Implantes de minitornillo.

-Implantes palatinos.

-Implantes prostodónticos

-implantes de miniplaca.

-Implantes de disco (onplantes).

**De acuerdo al contacto óseo del implante:**

-Óseo integrado.

-No óseo integrado.

**De acuerdo a la aplicación:**

-Usado solamente para propósitos ortodónticos (implantes ortodónticos).

-Usado para propósitos prostodónticos y ortodónticos (implantes prostodónticos).

**Tipos y propiedades:**

Las principales diferencias entre los implantes minitornillo actualmente existentes se relacionan con su composición, tamaño, y diseño, e incluyen: 1) la aleación o metal usado para su fabricación. 2) el diámetro de la parte roscada. 3) la longitud del implante. 4) el diseño de la cabeza.(3)

## **ESTABILIDAD PRIMARIA:**

En la actualidad, se define como estabilidad primaria a la ausencia de movimiento de un implante tras su inserción quirúrgica. Existen varias maneras de medir el grado de estabilidad de un implante en el momento de su inserción; un sencillo test de movilidad manual que incluye el uso de una ligera fuerza rotacional horaria o la percusión con instrumento metálico sobre la montura del implante. También se puede comprobar mediante la medición electrónica de los valores de la fuerza rotacional empleados para la inserción del mismo y mediante el uso de un instrumento, PERIOTEST, que mide la amortiguación del tejido peri-implantario a la aplicación de una ligera percusión o mediante la medición de la frecuencia de resonancia (FR) de un piezoeléctrico que une al implante y se estimula mediante una pequeña corriente eléctrica.(13)

## **ANCLAJE:**

El anclaje, definido como una resistencia al movimiento dental indeseado, es un prerrequisito para el tratamiento ortodóntico de mal oclusiones dentales y esqueléticas. Su rol en el tratamiento ortodóntico fue apreciado tempranamente, debido a que destacados ortodoncistas tales como Gunnel, Desirabode y Angle reconocieron las limitaciones de mover dientes contra otros dientes usados para anclaje, introduciendo ideas tales como el uso de anclaje occipital, estacionario, y oclusal.(3)

El control del anclaje ayuda a evitar movimientos dentales indeseables. Sin embargo, incluso una pequeña fuerza reactiva puede provocar movimientos indeseables; es importante tener un anclaje absoluto para evitar éstos. El anclaje absoluto o infinito es

definido como ningún tipo de movimiento de la unidad de anclaje (cero pérdida de anclaje) como consecuencia de las fuerzas de reacción aplicadas a los movimientos dentales. Tal anclaje puede solamente ser obtenido mediante el uso de dientes anquilosados o de implantes dentales como anclajes, ambos apoyándose en el hueso para inhibir el movimiento. El anclaje proporcionado por los aparatos, tales como implantes o implantes de minitornillo fijados al hueso pueden ser obtenidos aumentando el soporte de la unidad reactiva (anclaje indirecto) o fijando unidades de anclaje (anclaje directo), por tanto facilitando el anclaje esquelético. (3)

#### **Tipos de anclaje:**

Los implantes de minitornillo pueden proporcionar 2 diferentes tipos de anclaje: directo e indirecto. Cuando se usan para anclaje indirecto, estos son conectados a través de barras o alambres a la unidad reactiva, mientras que cuando se usan para anclaje directo, estos reciben directamente las fuerzas reactivas actuando como una unidad de anclaje. (4)

#### **ELEMENTOS FINITOS:**

Los elementos finitos es una técnica moderna de análisis numérico de las tensiones que tienen la gran ventaja de ser aplicable 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.(14) Las aplicaciones de este método tiene un gran campo de trabajo por ejemplo: en el análisis de esfuerzo y deformaciones de automóviles, aeronaves, edificios y estructuras, al igual que tiene campos de estudio en mecánicas de fluidos, flujo

magnético, pruebas en prototipos y todos ellos con el fin común de llevarlos a un análisis muy preciso y poder obtener soluciones analíticas que nos brinden información específica y fidedigna. (15)

El método de los elementos finitos es una herramienta muy interesante para la evaluación de la respuesta biomecánica de mini-implantes dentales. En un tiempo relativamente corto pueden analizarse los efectos de la calidad del hueso, de la morfología anatómica, la conveniencia de diversos tipos de materiales.(9)

Los pasos para la realización del análisis de elementos finitos son:

- Discretización del problemas
- Imágenes
- Mallas
- Condiciones de limite
- Tipos de soluciones

En la Discretización del problema, los cálculos son realizados en los nodos y los resultados son interpolados para los elementos. Todos los elementos numéricos incluido el elemento finito siguen un método discreto; la conformación de la malla o red (nodos y elementos) no representan nada sin la discretización de un sistema continuo con grados infinitos de libertad hasta grados finitos de libertad. (14)

El método de elementos finitos utiliza un sistema complejo de puntos (nodos) y elementos, los cuales conforman una estructura denominada malla. El tema básico del análisis de elementos finitos es hacer cálculos en solamente un limitado número de

puntos (finito) y luego interpolar los resultados para un dominio completo (superficie o volumen). Cualquier objeto final tiene grados infinitos de libertad. (14)

### **FRESAS:**

Las fresas para la preparación de nichos en la colocación de mini-implantes son de gran importancia para obtener la estabilidad primaria y concluir con éxito el tratamiento.

Wilmes y Drescher (2009) señalaron que la estabilidad primaria de los mini implantes es dependiente del diámetro de la pre-perforación, el torque de inserción y la profundidad de inserción.(16)

Tseng y colaboradores (2006) reportaron que la longitud del implanté está relacionada con la tasa de éxito y señalaron que la profundidad de inserción es más importante que su localización o longitud, la profundidad recomendada es de por lo menos 6mm. (16)

### **MÁQUINA UNIVERSAL DE ENSAYOS:**

Éste máquina 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. (7)

## 1.4 OBJETIVOS

### 1.7.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la traba mecánica y deformación ósea en nichos para mini-implantes realizados en costilla de cerdo con fresa helicoidal y anceta mediante estudio *in-vitro* y modelamiento computacional.

### 1.7.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Describir la traba mecánica según el diámetro, longitud y forma de la fresa en la costilla de cerdo mediante aplicación de cargas por método *in-vitro* (Instron).
2. Describir la deformación ósea según el diámetro, longitud y la forma de la fresa en la costilla de cerdo mediante análisis de elementos finitos.
3. Identificar el nicho ideal para la traba mecánica en costilla de cerdo, a través del método *in-vitro* y de elementos finitos.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO**

Estudio experimental *In-vitro* y de simulación computacional con elementos finitos.

### **2.2 OBJETO DE ESTUDIO**

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 un estudio *In-Vitro* en aparato de medición Shimadzu universal Testing Instruments y posteriormente con elementos finitos.

### **2.3 POBLACIÓN DE ESTUDIO**

Mini-implantes de Titanio grado 5 (Ti6A14V), longitud de 6mm, diámetro de 1.8mm y transmucoso de 2mm.

Diseños de fresas para la realización de nichos de mini-implantes, fresa helicoidal y en anceta.

Costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (Hueso tipo II). Espesor de hueso cortical de 1.32-1.34mm.

### **2.4 MUESTRA**

Mini-implantes, de Titanio grado 5 (Ti6A14V), longitud de 6mm y diámetro de 1.8mm

Diseños de fresas helicoidales y en anceta con diferentes características físicas.

Costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (hueso tipo II)

Total muestra: 14 Mini-implantes

## **2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

### **2.5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

- Mini-implante de titanio grado 5, longitud de 6mm, diámetro de 1.8mm y transmucoso de 2mm.
- Fresa helicoidal tipo N 1.6 larga
- Fresa anceta Dia 1.0x5 mm
- Costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (hueso tipo II). Espesor de hueso cortical de 1.32-1.34mm.

### **2.5.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

- Mini-implantes con algún problema de control de calidad

## **2.6 VARIABLES**

### **2.6.1 Variables Dependientes**

Traba mecánica

## 2.6.2 Variables independientes

Mini implantes de Titanio grado 5, longitud de 6mm, diámetro de 1.8mm y transmucoso 2mm.

Forma de diseño de fresa helicoidal

Forma de diseño de fresa anceta

Costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses (hueso tipo II)

Ver anexo, cuadro de operacionalización de variables

## 2.7 PROCEDIMIENTO

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.

La investigación se realiza en dos etapas, una inicial donde se realiza una prueba *in-vitro*, seguida del modelamiento computacional con elementos finitos.

Siguiendo los pasos para el desarrollo de la prueba *in-vitro* se planteó el siguiente protocolo:

Diseño y evaluación de los nichos realizados para la colocación de mini-implantes en costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses, con dos fresas de diferente diseño.

- Prueba de estabilidad primaria o traba mecánica.
- Prueba de hipótesis.

Se realiza la compra de costillas de cerdo no superior a 4 meses de vida, se retira la carne y se deja solamente el hueso de la costilla. (Figura 1)



**FIGURA 1.** Limpieza de las costillas

Luego se obtuvo catorce segmentos óseos de costilla de 12x2cm aproximadamente y fueron sumergidos en solución buffer con fosfato de Sorensen Ph de 7.4; éstas fueron manejados con un protocolo de crioconservación (hielo seco  $-40^{\circ}\text{C}$ ), se transportaron en una nevera de hiepor donde se conservó a una temperatura de  $4^{\circ}\text{C}$  (figura 2) hasta las instalaciones del centro radiológico donde se realizó la tomografía computarizada con un equipo marca Sirona Orthophos XG 3D de 8cm de diámetro y 8cm de altura, resolución estándar de 160 micras, volumen estandar 8X8cm con un corte de 0.1mm (figura 3), éstas fueron descongeladas con suero fisiológico al momento de realizar las pruebas, posteriormente se realiza la medición del tamaño del espesor de la cortical y luego se transportaron a la sede de la institución universitaria UNICOC, clínica sede centro donde se realizó el procedimiento de preparación de dos nichos con fresa (helicoidal, anceta)

en sus respectivos fragmentos con previa marcación de la ubicación del nicho, durante el proceso se contó con la coordinación de la Dra. Liliana Jara, asesora científica de la investigación.



**FIGURA 2.** Conservación de la muestra



### FIGURA 3. Tomógrafo

Una vez lista las costillas con sus respectivos nichos, se procedió a la colocación de los mini-implantes. Las fresas y los mini-implantes fueron de la casa comercial Conexao.(Figura 4)



FIGURA 4. Mini-implantes

Las fases del procedimiento se describirán a continuación:

Solicitud de las fresas a la casa comercial Conexao (helicoidal y anceta).

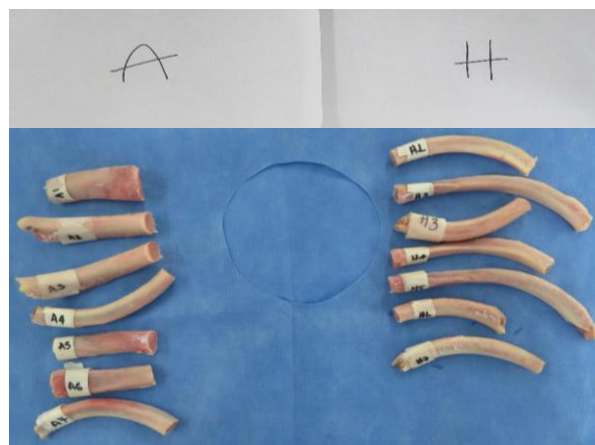
Solicitud de los mini-implantes a la casa comercial Conexao.

Compra de las costillas de cerdo con edad no mayor a 4 meses y medio o inferior a 4 meses y su posterior conservación para poder llevar a cabo la práctica.

Realización de los nichos implantarios por parte del grupo de investigadores.

Preparación del material:

Se escogieron varias costillas de cerdo las cuales fueron de un tamaño similar, donde se formaron dos grupos (A,H) y de estos tres subgrupos (A1,A2,A3,A4,A5,A6,A7,H1,H2,H3,H4,H5,H6,H7) donde siete eran de hueso intacto, siete con nichos y siete con el nicho y su mini-implante que fueron seleccionados de manera aleatoria en cada fracción de costilla. (Figura 5)



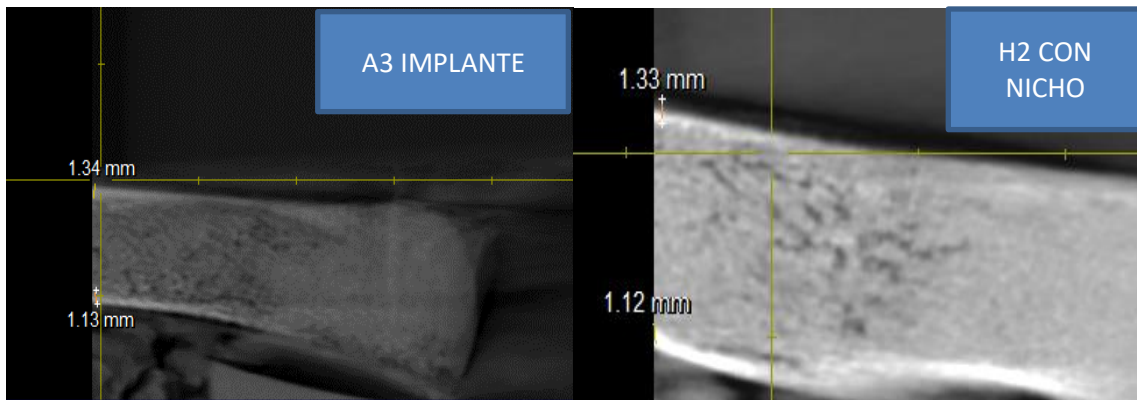
**FIGURA 5.** Costillas seleccionadas

Asignación de los nichos:

Para facilitar la colocación de los mini-implantes en el material óseo preparado, cada uno de éstos fue colocado en una fracción individual de costilla de cerdo para evitar la fractura del hueso y una falla en la medición.

Para la ubicación del nicho se realiza una marcación con marcador indeleble donde nos indicó la localización exacta para la preparación del mismo. (Figura 7)

Previamente a la marcación del lugar donde se iba realizar el nicho, se tuvo en cuenta el grosor del hueso cortical teniendo presente que debería ser el mismo para las catorce muestras, estas mediciones se realizaron en la tomografías computarizadas donde se obtuvo un promedio de hueso cortical entre 1.32 a 1.34mm (Figura 6), y posteriormente si realizar el nicho.



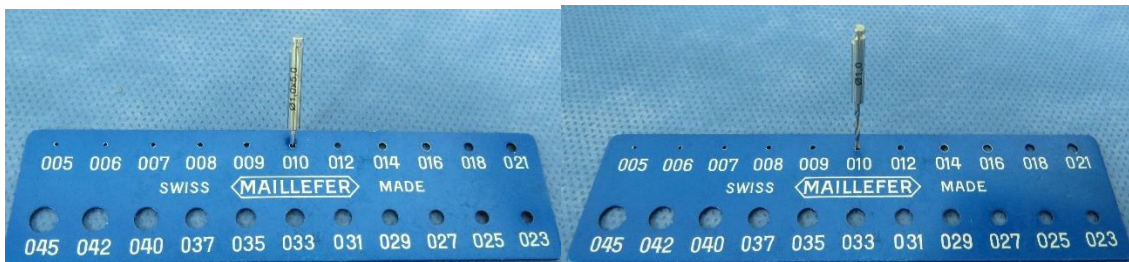
**FIGURA 6.** Medición de la cortical ósea





**FIGURA 7.** Marcación del lugar del nicho

Como en esta investigación se realizaron dos nichos con dos fresas diferentes, se denominaron A y H respectivamente, se hizo una asignación al azar de las mismas, con el fin de evitar sesgos. (Figura 8)





**FIGURA 8.** Fresas Anceta y Helicoidal

Elaboración de los nichos:

Se utilizaron fracciones de costilla de cerdo con edad no superior a 4 meses y medio e inferior a 4 meses. El hueso se manejó con el protocolo de crío conservación (hielo seco  $-40^{\circ}\text{C}$ ), se descongelaron con suero fisiológico al momento de realizar las pruebas. Para elaboración de los dos tipos de nichos se colocó la fresa en la zona prevista (punto marcado) y se introdujo hasta la corteza, para no desviar el lugar de perforación. El protocolo de inserción utilizado para cada miniimplante fue el siguiente: se realiza una pequeña perforación llamada nicho en la costilla con fresas helicoidal y anceta con pieza de baja velocidad (contra-ángulo), (Figura 9) posterior a esto se hace la colocación de cada mini-implante en el grupo correspondiente con torque de inserción de 15 N.cm. (Figura 10)



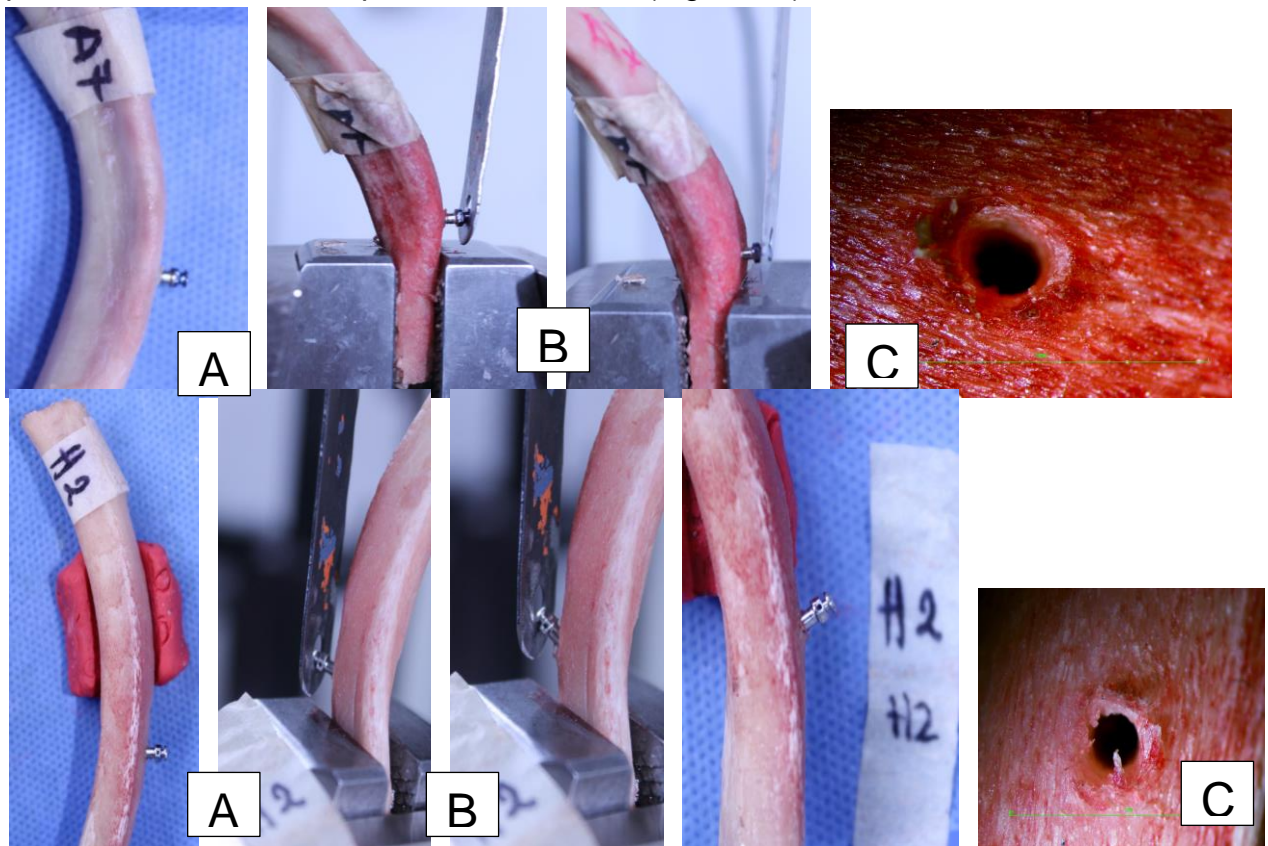
**FIGURA 9.** Realización de Nicho



**FIGURA 10.** Colocación de mini-implantes

Después de tener los mini-implantes en su respectivo nicho, se llevan las costillas a la maquina universal de ensayos marca Shimadzu con certificado de calibración No 4625 expedido por ICCLAB, en el mes de diciembre del 2015; ubicado en el laboratorio de ensayos mecánicos y deformación plástica del departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia. Donde se realiza la medición de fuerza de tracción en todas las muestras, verificando siempre que la dirección de la tracción fuera de  $90^\circ$  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, tenía una perforación del tamaño de la cabeza del mini-implante, esta fue sujeta por dos mordazas que la mantenían a una misma altura, para asegurarnos que esto se cumpliera se hizo una marcación con marcador indeleble a la platina al igual que a la costilla que también era sujeta por dos prensas con el fin de eliminar cualquier movimiento de deslizamiento. Posteriormente, se mide el torque de desinserción para cada mini-implante después de realizado el ensayo de tracción y se realiza un toma fotográfica en microscopio para cada nicho después de desalojar el mini-implante, este procedimiento se realizó para cada muestra. (Figura 11)



**FIGURA 11.** A: verificación 90° de eje axial del mini-implante. B: aplicación de tracción. C: Fotografía microscópica de nicho.

Se usó una velocidad de la cruceta de 0.05mm por segundo, similar a la usada en estudios de tracción axial de minitornillos. El desplazamiento del sistema fue medido a los 0.60mm de movimiento.

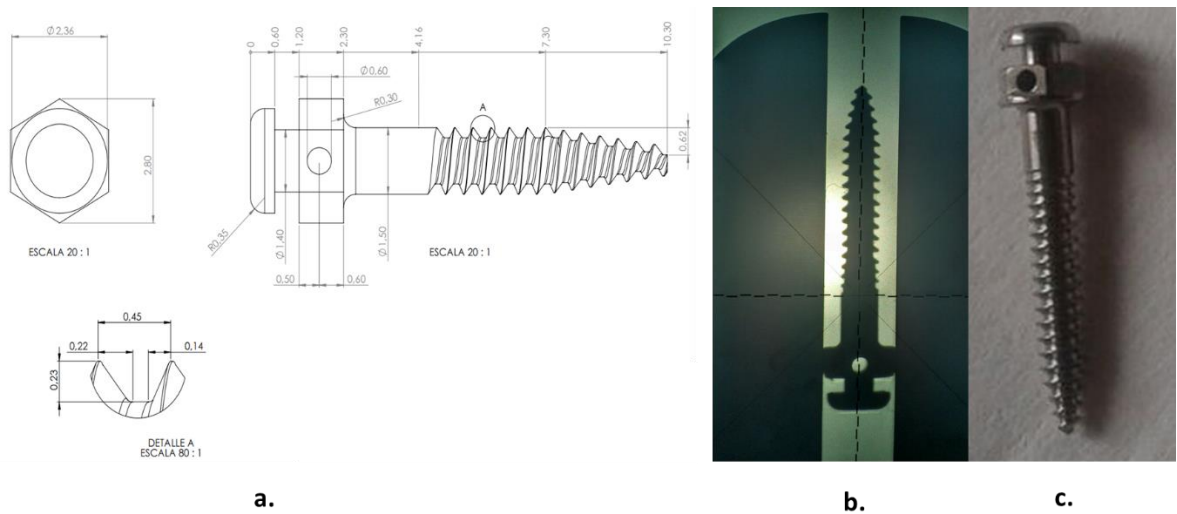
Una vez realizadas las respectivas pruebas se llevan los resultados para hacer analizados y así realizar el modelamiento con el programa Ansys R 16.2 de elementos finitos, y con el software simular la realización de nichos, el hueso y el mini-implante.

## **PROCESO DE SIMULACIÓN COMPUTACIONAL**

El desarrollo de una simulación computacional permite validar resultados dados por ensayos experimentales, mediante la inducción de condiciones de contorno físicas reales. Gracias a la parametrización de todos los componentes que contiene el ensamble de simulación, se puede llevar a cabo una toma de resultados computacionales, que bien definidos, se acercan bastante a la realidad. Para ello fue necesario realizar tareas posteriores con el fin de alimentar las características de la simulación. El proceso se describe a continuación.

## **METROLOGÍA**

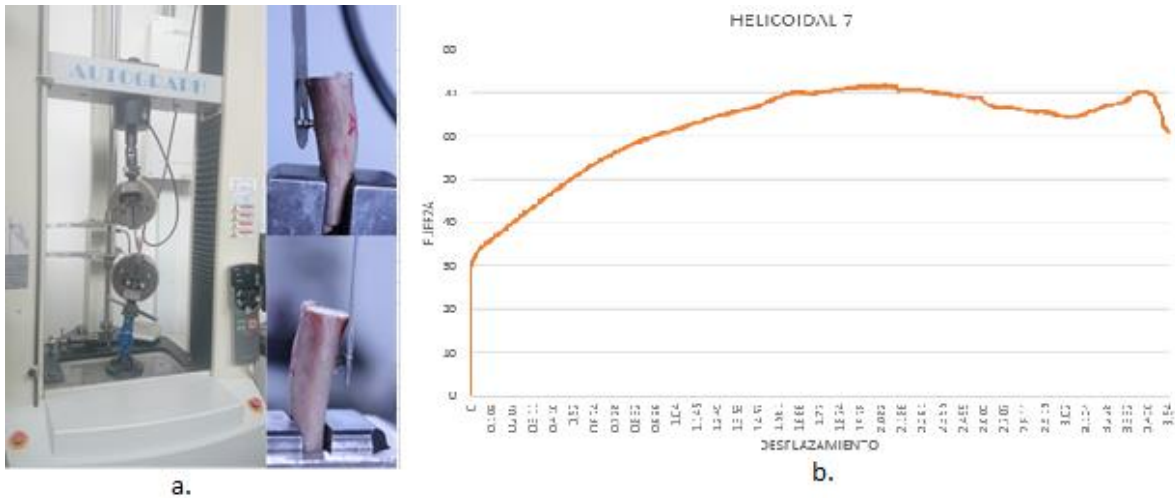
Para que la simulación tenga unos resultados consecuentes a la realidad es necesario realizar la metrología del implante de prueba. Para ello, el DAT es llevado al proyector de perfiles horizontal (MITUTOYO PH-3515 F), en donde se toman las mediciones necesarias para que permitan el modelado computacional.



**FIGURA 12.** Metrología del mini-implante. **a.** Plano del dispositivo de anclaje temporal (unidades en mm). **b.** Imagen del mini-implante en el proyector de perfiles **c.** Mini-implante.

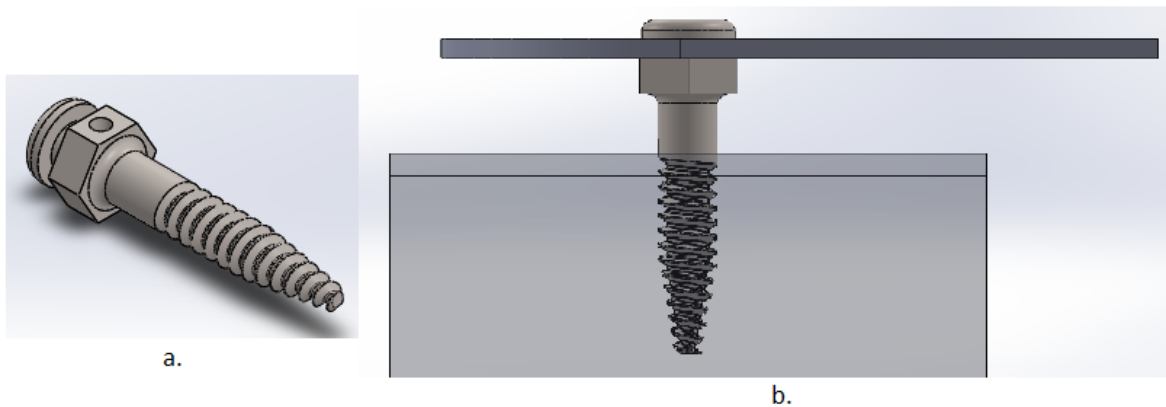
## MODELO CAD (COMPUTER AIDED DESIGN)

Una vez realizada la metrología del mini-implante, se procede a realizar el modelo computacional del dominio. El modelo CAD se hace basado en el montaje del ensayo de tensión realizado sobre la interfaz hueso - mini-implante en la máquina de ensayos universal (SHIMADZU AG-IS 5kN). A la vez, tomografías realizadas a las costillas de prueba son utilizadas para definir las propiedades del hueso (basadas en densitometría) y el espesor de la zona cortical.



**FIGURA 13.** Ensayo de tensión y resultados. **a.** Montaje del ensayo de tensión en donde se evidencia costilla de cerdo, mini-implante y placa. **b.** Curva esfuerzo – deformación para la interfaz hueso – mini-implante.

En el primer dominio que se realiza no se tiene en cuenta la geometría de la costilla, sin embargo, el mini-implante es introducido en un bloque de dimensiones  $10 * 10 * 8\text{mm}$ , que asemeja las propiedades del hueso en la zona implantada. El espesor de la zona cortical fue tomado de un valor medio de todas las tomografías (0,7mm). En el modelo CAD es importante asegurar una buena interfaz del hueso y el mini implante, para ello la cavidad en el bloque se realiza mediante operaciones booleanas a partir de un implante un 1% más grande que el original para que así, exista una pequeña separación entre las superficies haciendo que el modelo sea más próximo a las condiciones físicas reales.



**FIGURA 14.** Modelo CAD para la simulación. **a.** Modelo computacional del mini-implante. **b.** Modelo CAD del conjunto utilizado en la prueba de tensión.

## MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Los modelos CAD del conjunto son analizados por el método de los elementos finitos en ANSYS Workbench 16.2. A los sólidos importados se les asigna el material y se tiene en cuenta para el hueso un comportamiento isotrópico bilineal debido a que trabaja con pendiente elástica y plástica. Se realiza una malla acorde a la geometría de las superficies y se realiza el análisis de convergencia respectivo sobre los resultados. El análisis es no lineal debido a las no linealidades del hueso.

Asignación de material:

Para dar solución a los modelos de elementos finitos, las condiciones necesarias a conocer para un material son el módulo de Young ( $E$ ) y el número de poisson. Basta de estas dos variables para que la matriz de rigidez del sistema pueda ser solucionada bajo una condición isotrópica elástica lineal. El comportamiento de la región elástica presenta

una relación lineal para la mayoría de los materiales lo que hace que pueda ser estudiado mediante la ley de Hooke.

$$[\sigma] = C[\varepsilon]$$

Donde  $[\sigma] = [\sigma_{11} \ \sigma_{22} \ \sigma_{33} \ \sigma_{23} \ \sigma_{13} \ \sigma_{12}]$  es el vector tensión,  $C$  es la matriz de rigidez

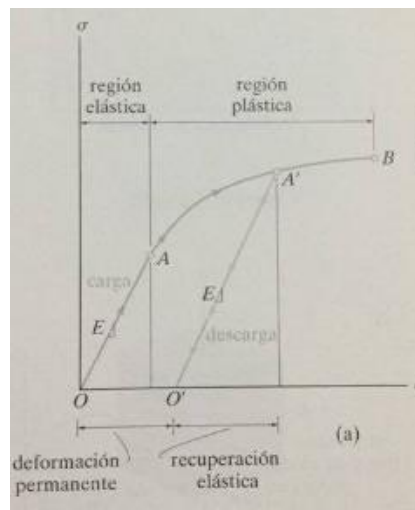
y  $[\varepsilon] = [\varepsilon_{11} \ \varepsilon_{22} \ \varepsilon_{33} \ \varepsilon_{23} \ \varepsilon_{13} \ \varepsilon_{12}]$  es el vector deformación.

1. Si se considera el hueso anisótropo, éste tendrá 21 elementos distintos  $C_{ij}$ . La matriz de rigidez es simétrica,  $C_{ij} = C_{ji}$ , debido a la simplificación adoptada, los procesos de carga – deformación serán conservativos.
2. Muchos de los elementos se anularán si la estructura del hueso delimita una simetría elástica y los demás elementos serán una combinación lineal de los ya existentes. En el peor de los casos, si la simetría elástica tuviese lugar en todos los planos, es decir, el hueso fuese un material isotrópico, se crearía una matriz de la siguiente manera.

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{12} & C_{11} & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} \end{bmatrix}$$

Donde,  $C_{11} = \frac{E}{1-\mu^2}$  y  $C_{12} = \frac{\mu E}{1-\mu^2}$

Dado esto, se demuestra que solo es necesario conocer los valores  $E$ ,  $\mu$  para su solución. Sin embargo como se dijo anteriormente el análisis se hará por el método no lineal de material (isotrópico bilineal), esto hace que sea necesario definir la zona plástica, para ello se realiza una búsqueda en literatura donde se encuentran unos valores del límite de elasticidad y el modulo tangente para el hueso cortical y trabecular.

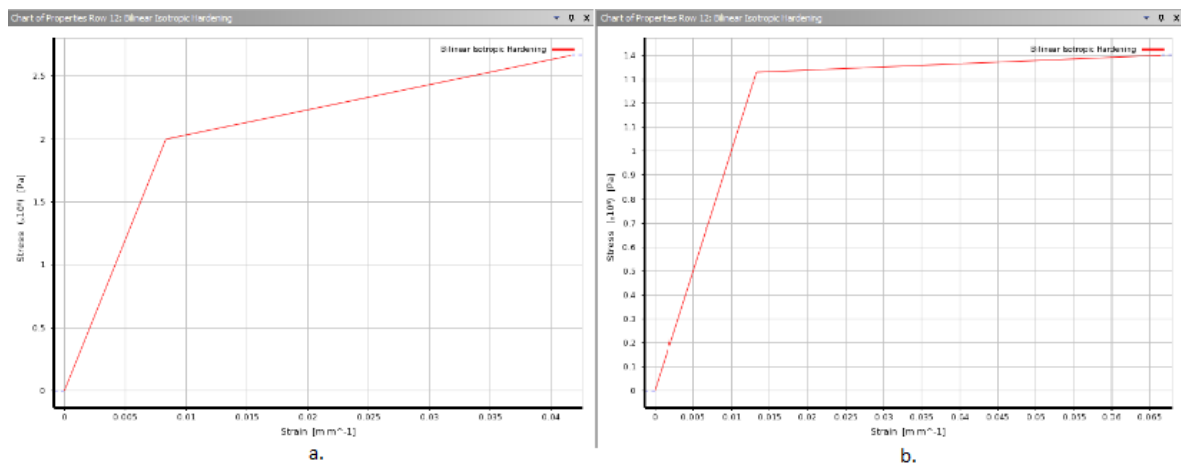


**FIGURA 15.** Representación del diagrama elástico – plástico para un material con carga y descarga. Tomado de Mecánica de Materiales, Russell C. Hibbeler.

Todas las asignaciones de material son isotrópicas y lineales, excepto las del hueso trabecular y cortical, las propiedades asignadas se concentran en la siguiente tabla.

Pieza	Módulo de Elasticidad (MPa)	Número de Poisson	Límite de Elasticidad (Mpa)	Módulo Tangente (Mpa)
Hueso Cortical	10000	0,26	133	133
Hueso Trabecular	240	0,3	2	20
Mini - implante	96000	0,36	930	-
Placa	207000	0,3	215	-

**TABLA 1.** Propiedades utilizadas en los materiales para el modelo de elementos finitos

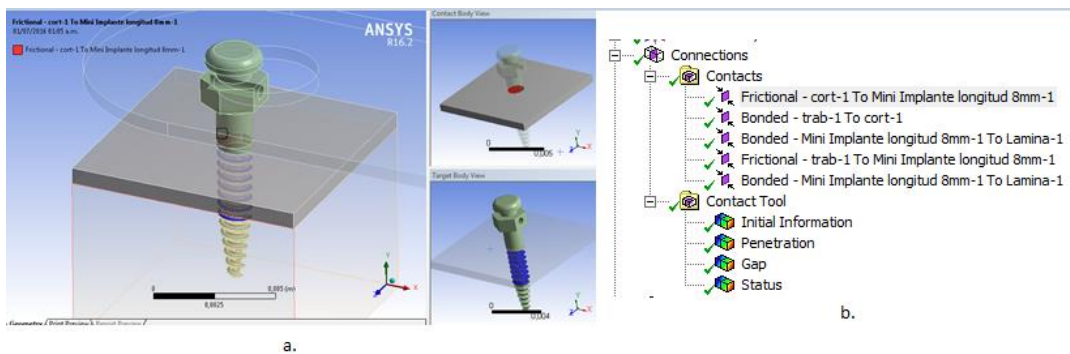


**FIGURA 16.** Diagramas elástico – plástico de los modelos isotrópicos bilineales.  
**a.** Diagrama para el hueso trabecular. **b.** Diagrama para el hueso cortical.

Condiciones de contacto:

Las condiciones de contacto juegan un papel primordial en los resultados del análisis computacional, éstas definen las condiciones de interacción entre los diferentes componentes del dominio y se ajustan según las condiciones físicas que se quieran simular.

Cuando el dominio es exportado a ANSYS Mechanical el sistema reconoce todas las superficies en contacto y les pone la condición de contacto tipo Bonded (no permite desplazamientos normales ni tangenciales), sin embargo esta condición no es la requerida para el análisis. Todos los contactos son ajustados según la interacción que se tiene del hueso – mini implante y del mini implante – placa.



**FIGURA 17.** Condiciones de contacto en el modelo. **a.** contacto por fricción entre el mini implante y el hueso cortical. **b.** Tipos de contacto utilizados en el modelo acompañado de las herramientas de contacto.

En la interfaz hueso (cortical y trabecular) - mini-implante se seleccionó un contacto por fricción, el valor del coeficiente de fricción se determinó por valores encontrados en la literatura que para este caso fue de 0,37, además se determinó que el contacto entre la lámina y el mini implante es un tipo bonded, dado que en esta zona el material no sufre desplazamientos tangentes ni normales.

En las condiciones de contacto existe una herramienta bastante útil para determinar el estado actual de los contactos en el modelo sin necesidad de dar solución al modelo. Entre las opciones de esta herramienta encontramos penetración, separación y estado

del sistema. Es importante el uso de esta aplicación ya que determina si en el modelo CAD existe interferencia o separación en zonas que no se desean.

La validación de contactos nos muestra si las condiciones iniciales impuestas para la interacción entre superficies en modelo son correctas, están en alerta o contienen errores.

Las etiquetas de colores nos muestran fácilmente el estado de cada contacto.

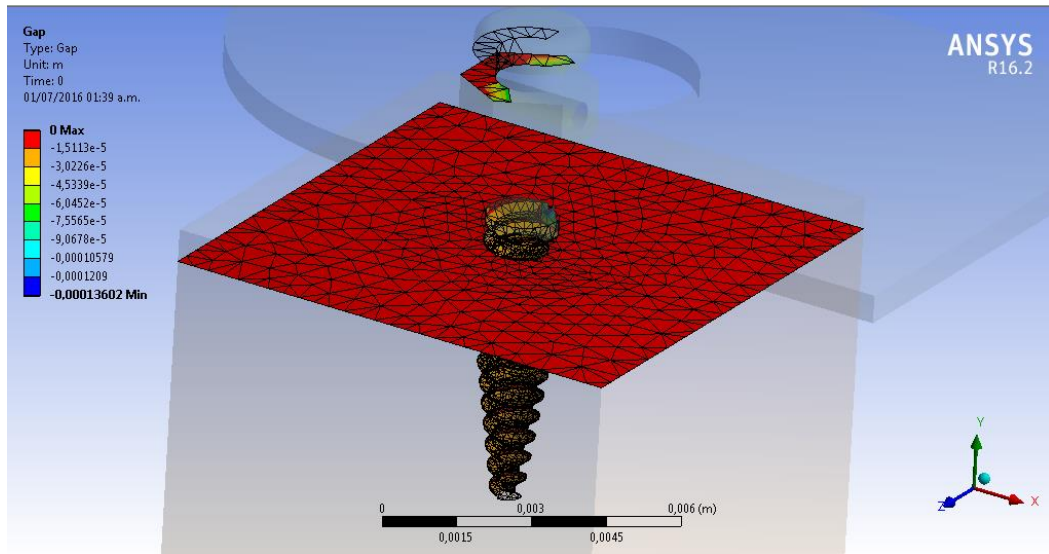
Initial Information									
For additional options, please visit the context menu for this table (right mouse button)									
Name	Contact Side	Type	Status	Number Contacting	Penetration (m)	Gap (m)	Geometric Penetration (m)	Geometric Gap (m)	Resulting Pinball (m)
Frictional - cort-1 To Mini Implante longitud 8mm-1	Contact	Frictional	Closed	10,	2,7455e-007	0,	2,7455e-007	8,6736e-019	1,3602e-004
Frictional - cort-1 To Mini Implante longitud 8mm-1	Target	Frictional	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Bonded - trab-1 To cort-1	Contact	Bonded	Closed	834,	0,	0,	1,301e-018	1,301e-018	1,0965e-004
Bonded - trab-1 To cort-1	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Bonded - Mini Implante longitud 8mm-1 To Lamina-1	Contact	Bonded	Closed	26,	0,	0,	2,1684e-019	2,1684e-019	7,1701e-005
Bonded - Mini Implante longitud 8mm-1 To Lamina-1	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Frictional - trab-1 To Mini Implante longitud 8mm-1	Contact	Frictional	Closed	11,	2,5537e-007	0,	2,5537e-007	1,6818e-008	1,0618e-004
Frictional - trab-1 To Mini Implante longitud 8mm-1	Target	Frictional	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Bonded - Mini Implante longitud 8mm-1 To Lamina-1	Contact	Bonded	Closed	10,	1,9836e-018	0,	0,	7,4816e-005	8,2743e-005
Bonded - Mini Implante longitud 8mm-1 To Lamina-1	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

Color Legend	
<b>Red</b>	The contact status is open but the type of contact is meant to be closed. This applies to bonded and no separation contact types.
<b>Yellow</b>	The contact status is open. This may be acceptable.
<b>Orange</b>	The contact status is closed but has a large amount of gap or penetration. Check penetration and gap compared to pinball and depth.
<b>Gray</b>	Contact is inactive. This can occur for MPC and Normal Lagrange formulations. It can also occur for auto asymmetric behavior.

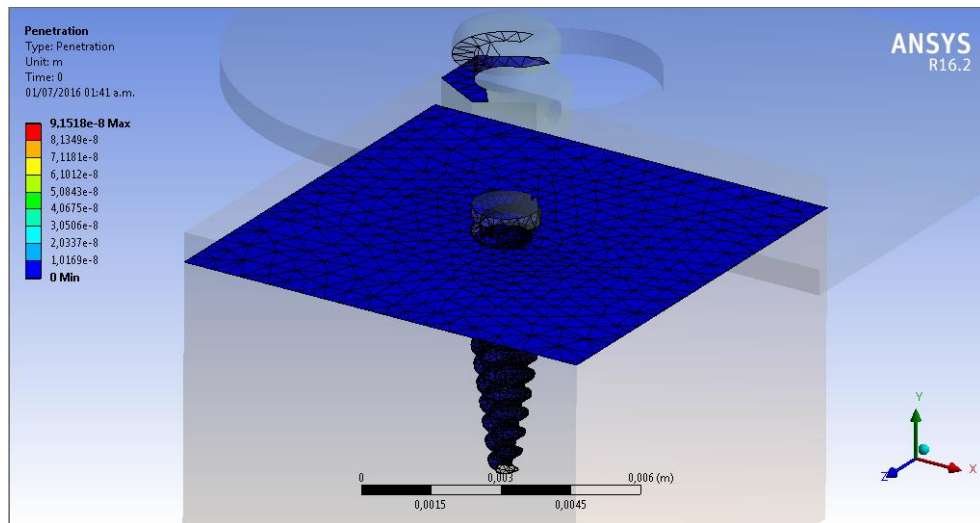
**FIGURA 18.** Validación de los contactos

La opción Gap nos permite observar en qué lugares del modelo se presenta separación entre las superficies de los contactos asignados, gracias a las escala de colores podemos medir que tanto es la distancia entre caras. Es importante observar que en la zona de interfaz hueso – mini-implante se tiene una separación de las superficies acorde al fenómeno físico real.



**FIGURA 19.** Valores de separación (m) entre las superficies del modelo de elementos finitos.

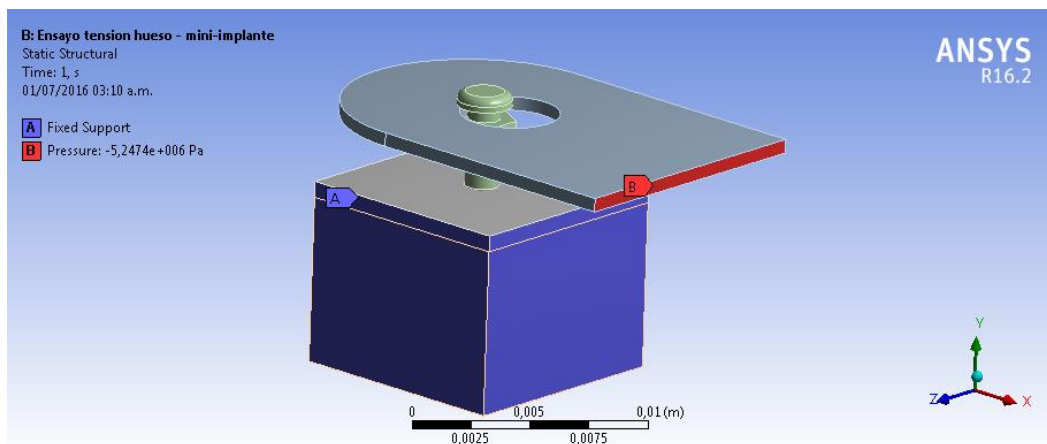
La validación por penetración se realiza para asegurar que las superficies de contacto en el estudio no posean incrustaciones o interferencias. La validación de contactos por medio de este tipo de herramientas evita unos malos resultados.



**FIGURA 20.** Validación por penetración del dominio.

Condiciones de frontera:

Se deben establecer unas adecuadas condiciones de frontera para el sistema, ya que sobre éstas se basan los valores iniciales de solución. Para este modelo se tendrán en cuenta dos condiciones: presión aplicada y soporte fijo. Los valores para las condiciones de frontera se basan en los ensayos de tensión realizados posteriormente, el valor de carga aplicado, corresponde al valor de 0,6 mm en desplazamiento del diagrama esfuerzo deformación para el test "ANCETA 1". Y el soporte fijo se toma sobre todas las caras del cubo ya que en el ensayo esa zona se encuentra totalmente restringida.



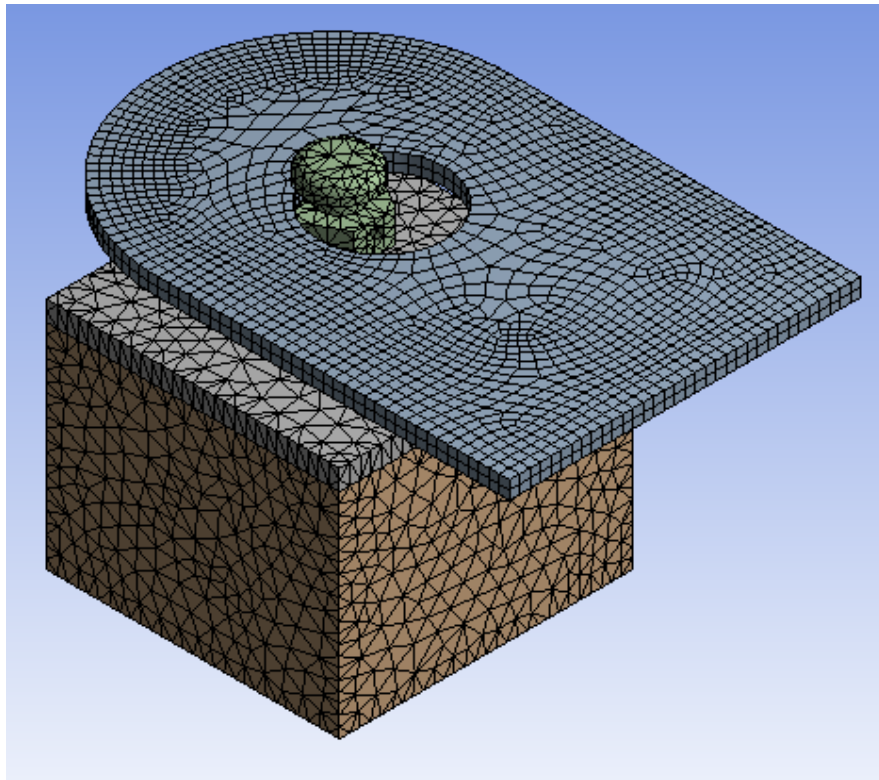
**FIGURA 21.** Condiciones de frontera para el estudio del conjunto mediante el método de elementos finitos.

Malla:

El enmallado del conjunto es uno de los requisitos más importantes en el análisis de elementos finitos ya que éste define la proximidad de los resultados y la calidad de los mismos. El implante y su interfaz definen un dominio realmente irregular, por lo cual, es

de vital importancia un buen ajuste en la malla con el fin de eliminar algún tipo de inestabilidad en los resultados. Una malla con elementos mucho más reducidos nos brinda unos resultados mucho mejores.

Gracias a la variación de la malla podemos realizar un análisis de convergencia, el cual consiste en el análisis de los resultados de la solución del modelo con diferentes números de elementos y nodos. La convergencia se encuentra cuando los valores en los resultados no varían notablemente.



**FIGURA 22.** Enmallado final del modelo de elementos finitos (79720 nodos y 38457 elementos)

## **2.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

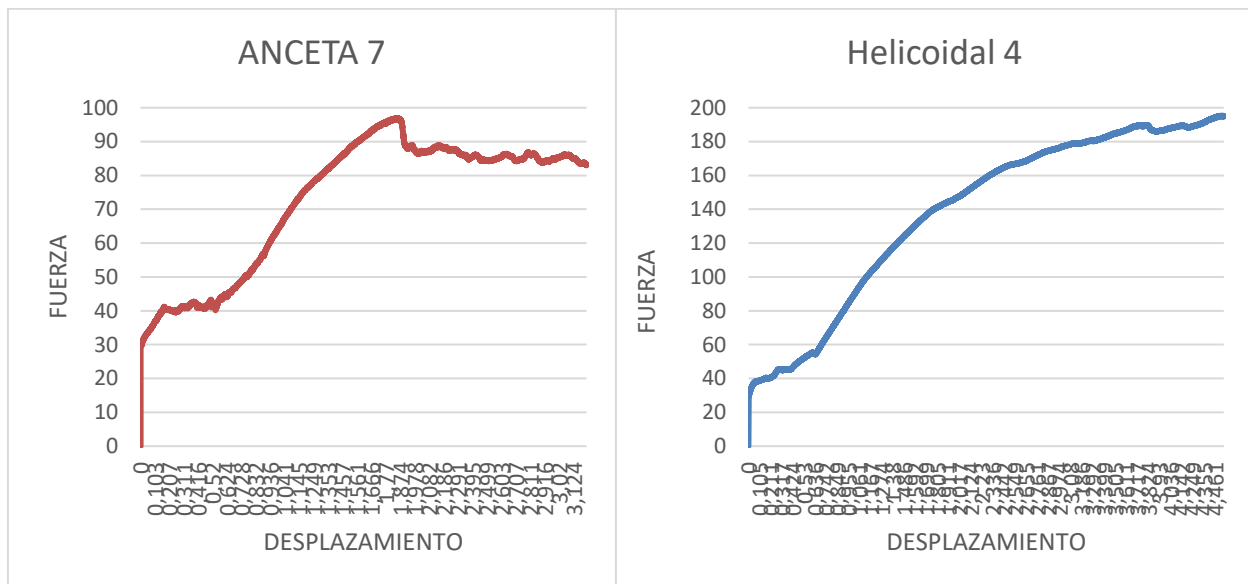
En este estudio se empleó el test T de student. Los datos fueron tabulados en una matriz de Microsoft Excel y analizados en el programa estadístico SPSS versión 22.

### 3. RESULTADOS

Para la selección del sitio de realización del nicho se tuvo en cuenta que fuera el mismo espesor de la cortical para las catorce costillas con un promedio entre 1,32 a 1,34mm. El nicho fue realizada por la persona capacitada en mini-implantes la Dra. Liliana Jara.

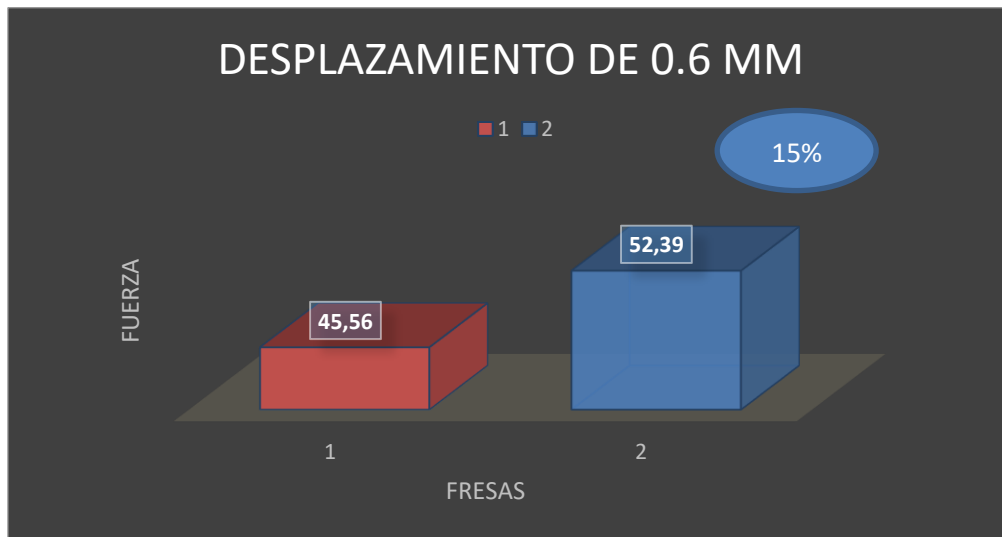
De las 14 muestras de costilla de cerdo, 7 pertenecían al grupo de nichos realizados con fresa helicoidal y 7 con nichos realizados con fresa anceta.

Se les aplica fuerza de tracción y el desplazamiento es medido a los 0,60mm para cada mini-implante; los datos del comportamiento de cada uno fue graficado. (Figura 23)



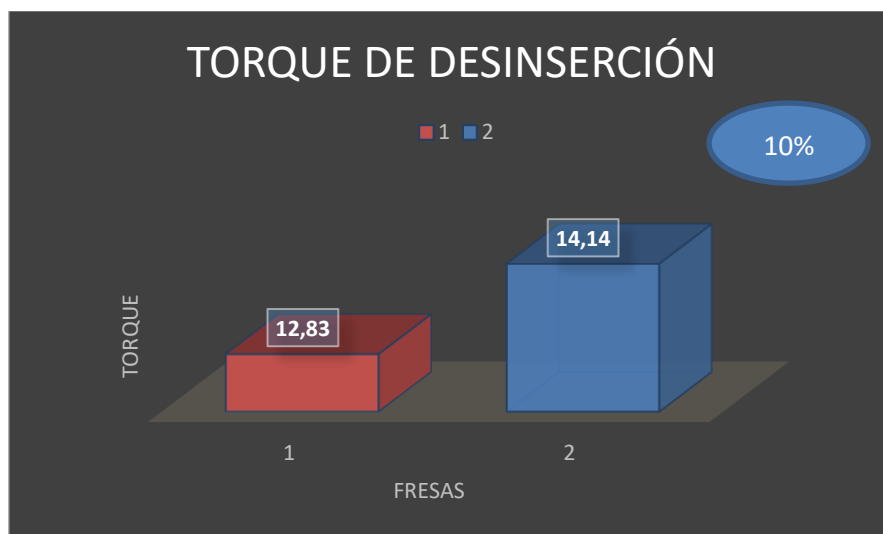
**FIGURA 23.** Desplazamiento del mini-implante

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 24.** 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 25.** Torque desinserción

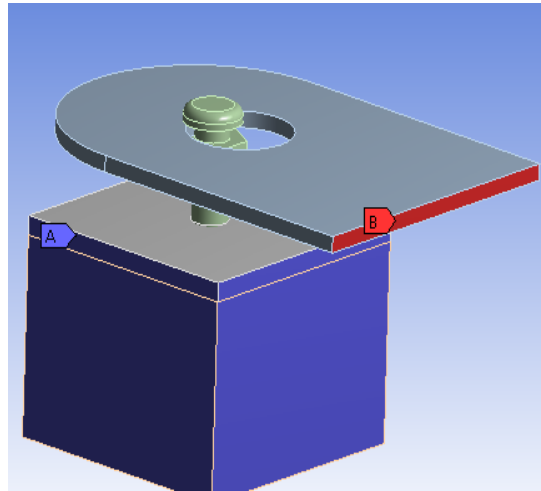
Para el análisis estadístico se usó el test T de student., en la prueba estadística se rechazó la hipótesis nula donde los resultados para el torque de desinserción para el grupo de nicho con fresa anceta y helicoidal es  $P=0,16305622$ . Para el desplazamiento de las mordazas a los 0.6mm es de  $P= 0,03648536$ . 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.

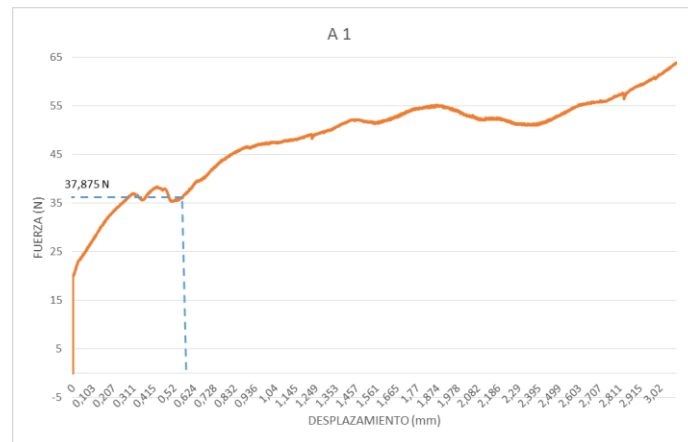
### **Modelo Isotrópico lineal elástico:**

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) (3,1,5,17). La simulación se realizó de acuerdo a las condiciones de frontera, contactos y propiedades de material descritos en la sección anterior. 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 estabilidad primaria 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 26). El valor de la carga obtenido del ensayo para la muestra A1 según la gráfica de la figura 5 es de 37,875 N.



**FIGURA 26.** 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.

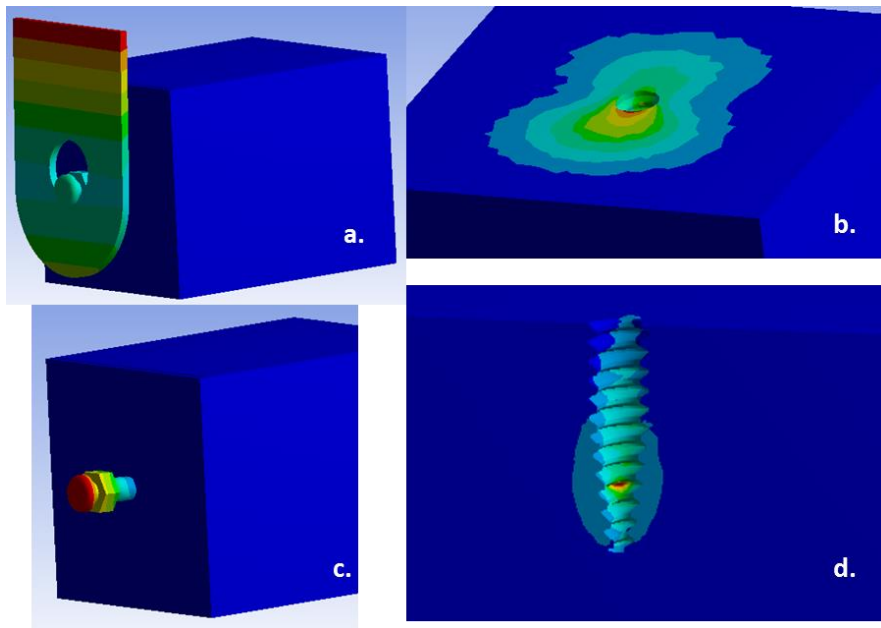


**FIGURA 27.** Gráfica fuerza vs desplazamiento obtenida del ensayo de tensión para la muestra A1.

Como se observa en la gráfica de la figura 27, 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 y el mini-implante se inclina produciendo

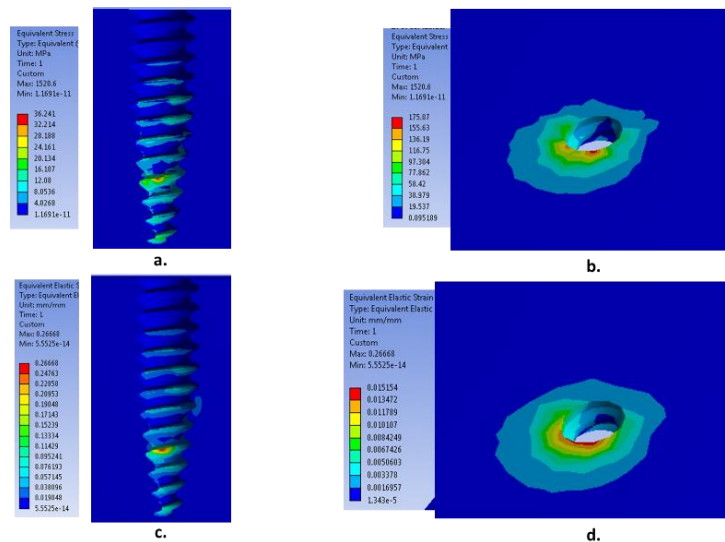
componentes de fuerza axiales que tienden a halar el mini-implante, produciendo una deformación plástica del hueso cortical y pérdida de los hilos de la rosca generados al momento de implantar el mini-implante en el hueso trabecular. En este caso no hay separación del mini-implante del hueso porque la 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.

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 de la figura 28.



**FIGURA 28.** 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.

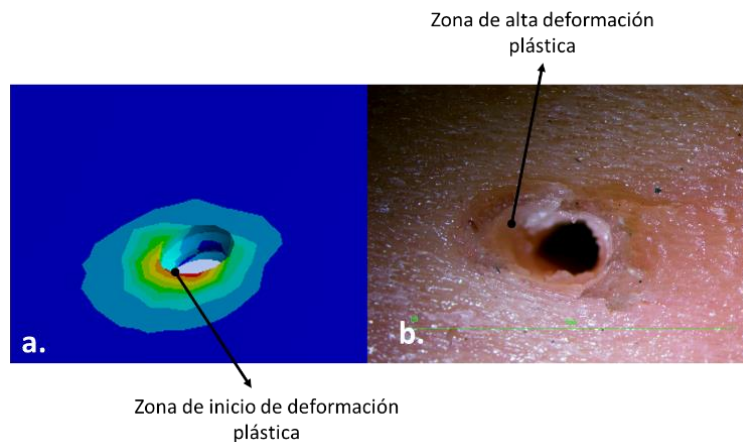
El comportamiento de los esfuerzos y deformaciones para el hueso trabecular y cortical se muestra en la figura 29.



**FIGURA 29.** 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 (ver tabla 1) y el esfuerzo de Von Mises en el modelo es de 36,241 MPa (ver figura 7a), 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. Las figuras 29c y 29d, 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 figura 30, 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 30.** 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 (ver figura 30), 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 estabilidad primaria 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.

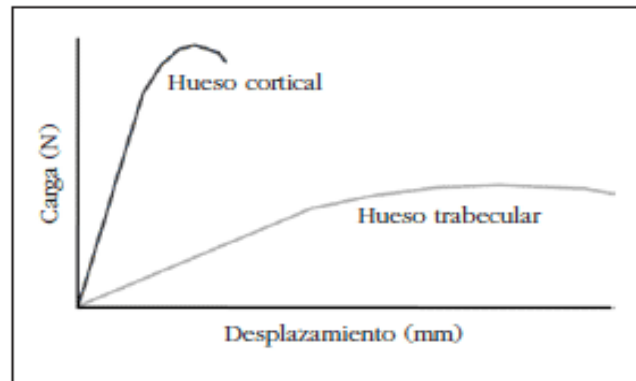
De acuerdo a los resultados obtenidos y tomando como referencia el modelo experimental, no es posible utilizar un modelo elástico lineal para el modelo computacional para realizar el estudio de la estabilidad primaria del conjunto mini-implante – hueso.

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

### **Modelo isotrópico bilineal (plasticidad):**

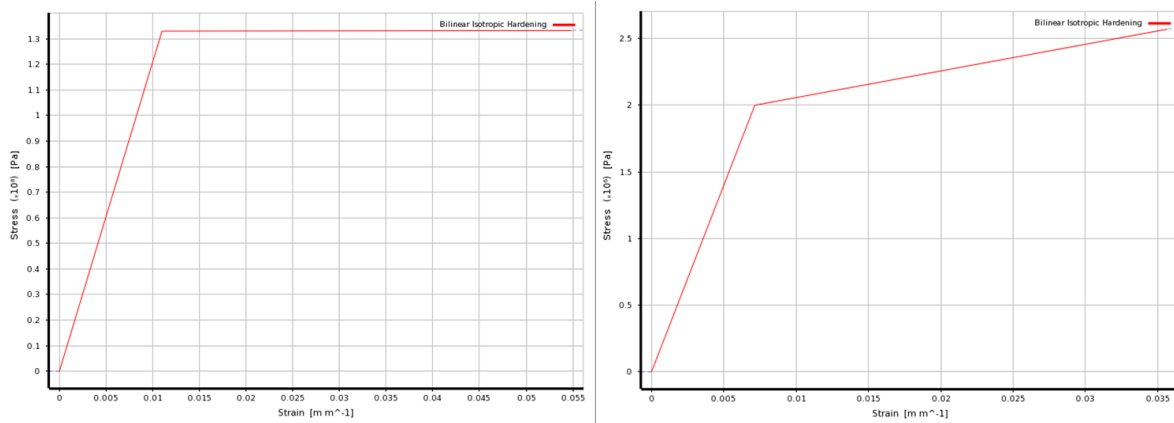
El hueso es un tejido cuya estructura es compleja y jerarquizada y puede ser analizada a diferentes escalas, de tal forma que a escala nano-métrica puede ser tomado como un material compuesto con fibras de colágeno tipo I reforzadas con cristales de fosfato de calcio, y desde el punto de vista macro-estructural se puede tomar como un material compuesto por dos tipos de tejidos, tejido cortical y trabecular (18). El tejido cortical es un tejido rígido, denso, continuo y mineralizado en un 95%. El tejido trabecular se caracteriza por ser un entramado tridimensional de trabéculas óseas ramificadas que se orientan según las líneas de esfuerzos producidas por los estímulos mecánicos aplicados (19). El comportamiento mecánico de estos dos tejidos es completamente diferente, el hueso cortical es rígido y es capaz de resistir esfuerzos últimos mucho más grandes que el hueso trabecular, pero es mucho más rígido (20). El hueso trabecular exhibe un comportamiento poco uniforme, por lo que presenta una gran variabilidad en su resistencia mecánica y su rigidez, las cuales dependen en gran parte de su densidad aparente. Debido a la configuración y heterogeneidad del tejido trabecular tanto la densidad aparente como el módulo de elasticidad dependen de la ubicación, estímulo mecánico y calidad del tejido. Por otro lado tanto el tejido trabecular como cortical, presentan un comportamiento visco-poro-elástico, el cual permite que los dos tejidos tengan una deformación excesiva sin llegar a la plasticidad. La figura 31 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.



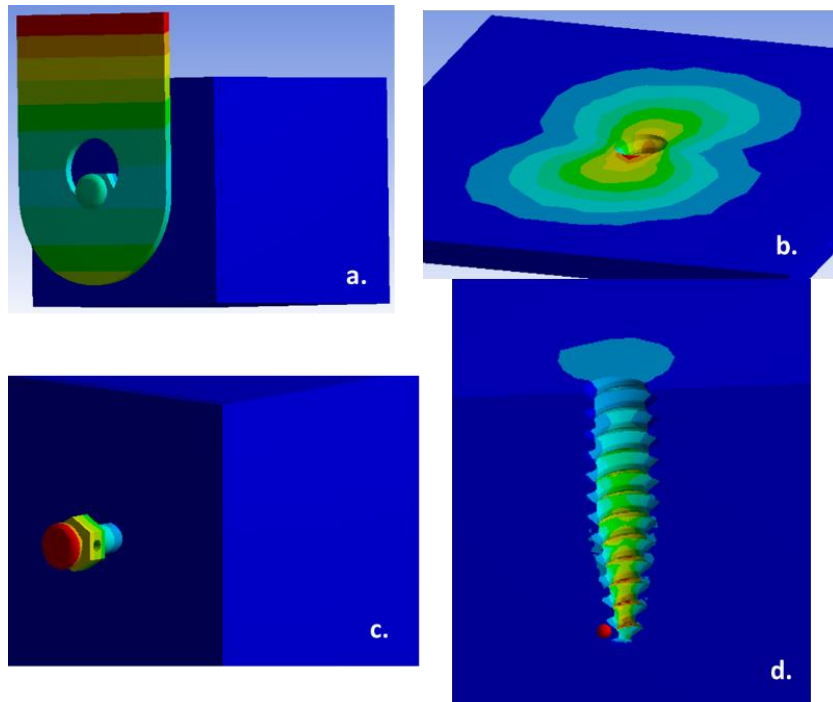
**FIGURA 31.** Curva carga desplazamiento para el hueso trabecular y cortical. tomado de (21)

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 incluyo 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 las figura 32, y es el utilizado en el modelo computacional.



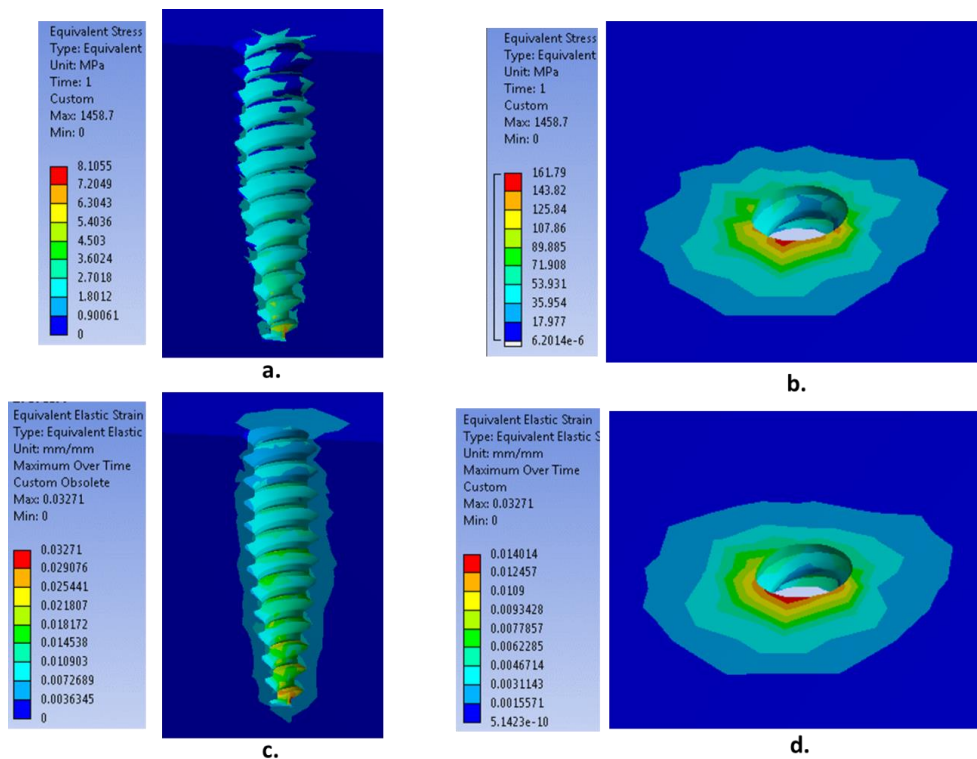
**FIGURA 32.** Curvas esfuerzo-deformación para un material isotrópico bilineal (elástico – plástico). **a.** Curva para el hueso cortical. **b.** Curva para el hueso trabecular.

De acuerdo al comportamiento bilineal seleccionado para los tejidos trabecular y óseo y a las condiciones de frontera (ver figuras 13 y 15), 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 de la figura 33.



**FIGURA 33.** 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.

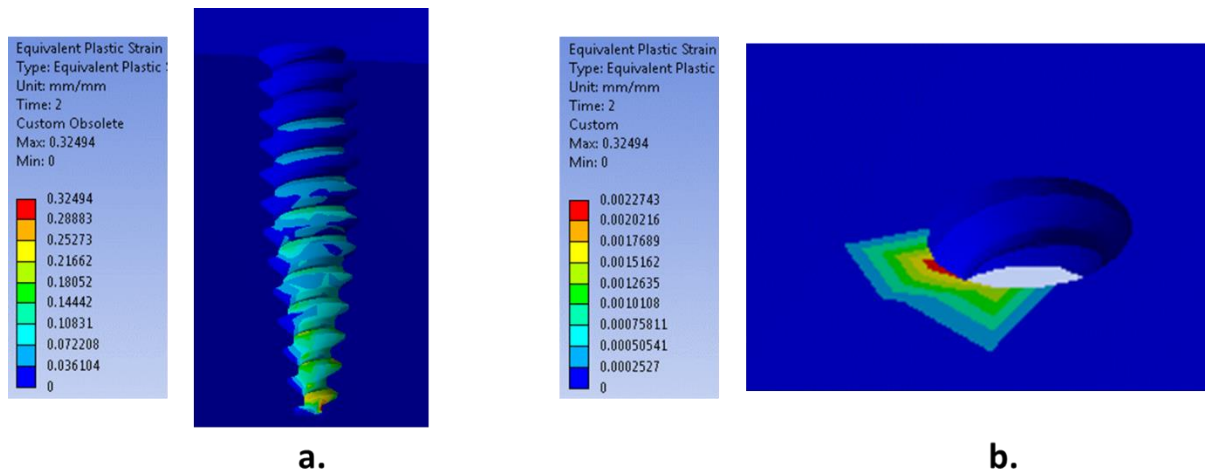
Los resultados de desplazamiento obtenidos para este modelo, muestran que los valores se incrementaron y el desplazamiento de la placa se ajusta mucho mejor a los resultados obtenidos en el ensayo experimental, puesto que el desplazamiento medido para la prueba seleccionada es de 0,6 mm y el modelo computacional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



**FIGURA 34.** 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 de la figura 34 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 (ver figura 34b) 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 35.** Comportamiento de deformación plástica a. Deformación plástica para el hueso trabecular. b. Deformación plástica para el hueso trabecular.

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 35a, 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% (ver figura 34b), 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.

#### 4. DISCUSIÓN

Este estudio se lleva a cabo en las instalaciones de UNICOC, Universidad Santo Tomas y de la Universidad Nacional de Colombia, 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.(22) También con el estudio realizado en UNICOC en el 2005 donde se utilizó elementos finitos para evaluar la angulación del tornillo (23) 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. (24)

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. (25)

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.

## 5. 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.

## 6. 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 y con un grupo control.

Se sugiere para estudios futuros, usar un torcómetro 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, al ingeniero Oscar López y al estudiante de ingeniería mecánica por su valiosa colaboración.*

## 7. REFERENCIAS

1. 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.
2. Echarri P, Tae-weon K, Favero L. *Ortodoncia y Microimplantes: tecnica completa paso a paso*. Editorial medica rupano, Madrid 2007: 37-52.
3. Moschos A, Papadopoulos, Tarawneh F, Thessaloniki, Greece Aristotle university of thessaloniki. The use of the miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Med oral pathol oral radiol endod* 2007; 103:e6- e15.
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 remodeling and implant stability after using an osteotome technique. *Clinical Oral Implant Reserch*. 2005; 16: 1-8.
6. Previdente L.H, Suzuki H, Barbosa J, Rodriguez C. Surgery protocol for using orthodontic mini-implants. *Rev Clin Ortod Dental Press*. Abr 2011; 10(2):30-40.
7. 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.
8. Introducción al modelamiento por 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)
9. Jansson K, Raghoobar GM, Vissink A, Sandham A, Skeletal anchorage in orthodontics, A review of various systems in animal and human studies, *Int. J, Oral Maxillofacial Implants*. 2008, 78(1): 107-113.

10. Sevimay M. three dimensional finite element analysis of effect of different bone quality on stress distribution in a implant supported crown. *Journal Prosthetic Dentistry* March 2005;93: 227-234.
11. Park H, Yoon D, Par C, Jeoung S, Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the tweed- Merrifield technique, Seoul, Korea. *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2003; 133(4): 593-600.
12. Cagri T, Mustafa S.A, Cumhur T. The effect of drill- free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. *European Journal of Orthodontics.* 3 Dic 2010.
13. Kang T. H, Kim S.G. Finite element stress analysis according to apical coronal implant position. *Journal Korean Oral Maxillofacial Surgery.* 2006; 32:51-59.
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. Motoyoshi M, Inaba A, Ono S, Schimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontics miniimplants and on the strees distribution in surrounding bone. *International Journal maxillofacial surgery.* 2009; 38: 13-18.
16. Seong H. K, Yong S. Ch, Eui H. H, Kyu R. Ch, Yoon A. K, Gerald N. Surgical positioning of orthodontic mini- implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131:00.
17. 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.
18. Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogirogos 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.
- 19.** Nawathe S, Nguyen BP, Barzarian N, Akhlaghpour H, Boussein ML, Keaveny TM. Cortical and trabecular load sharing in the human femoral neck. *J Biomech*. Elsevier; 2015;48(5):816–22.
20. 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.
21. Caeiro JR, González P, Guede D. Biomechanics and bone (& II): trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength. *Rev Osteoporos y Metab Miner*. 2013;5(2):99–108.
22. 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.
- 23.** 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.
24. 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.
25. Desai S.R, Shinde H. Finite element analysis: basics and its applications in dentistry. *Indian Journal of dental sciences*. March 2012, 1:4.

## 8. ANEXOS

### TABLA DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA	NIVEL	RELACIÓN
<b>Traba mecánica</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Si</li><li>• No</li></ul>	Cualitativa	Nominal	Dependiente
<b>Tipo de fresa</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Fresa anceta</li><li>• Fresa helicoidal</li></ul>	Cualitativa	Nominal	Dependiente
<b>Deformación ósea</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Si</li><li>• No</li></ul>	cuantitativa	Continua	Dependiente
<b>Fuerza</b>	0 a 500 N/mm	Cuantitativa	Continua	Independiente

**TABLA CON LAS PROPIEDADES DE LOS MATERIALES**

<b>BIOLÓGICOS</b>	<b>MATERIALES DEL MI</b>	<b>FRESAS</b>
<p><b>Hueso:</b></p> <p><b>Módulo de Young:</b> tipo II 1.4x 10</p> <p><b>Poisson Ratio:</b> 0.3  (25)</p>	<p>Mini- implantes de Titanio grado 5</p> <p><b>Módulo de Young:</b> 9.60E+10 Pa</p> <p><b>Poisson Ratio:</b>  0,36</p>	<p>Fresas helicoidales y en anceta: fabricadas en acero quirúrgico.</p>

