

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**  
**COLEGIO ODONTOLÓGICO**  
**ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA**  
**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**



**EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI  
IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS  
FINITOS**

**AUTORES**

BRACHO GONZÁLEZ RAFAEL LEONARDO

CELY HERNANDEZ INES MARCELA

ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI

MOIX MANZANARES CORINA

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR  
BOGOTA D.C 2012**

**EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI  
IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS  
FINITOS**

**Investigadores**

BRACHO GONZÁLEZ RAFAEL LEONARDO

CELY HERNANDEZ INES MARCELA

ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI

MOIX MANZANARES CORINA

**Asesor Científico**

OD. LILIANA JARA

Especialista en Ortodoncia Maxilar

**Asesor Metodológico**

OD. PIEDAD MALAVER

Master en Biología con énfasis en Genética Humana

**Ingeniero**

DIEGO PUERTO

Ingeniero Mecánico

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

**BOGOTÁ D.C 2012**

El trabajo de grado **“EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS”** elaborado por BRACHO GONZALEZ RAFAEL LEONARDO, CELY HERNANDEZ INES MARCELA, ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI, MOIX MANZANARES CORINA como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

---

**Dra. Liliana Jara**

**Asesor científico**

---

**Dra. Piedad Malaver**

**Asesora Metodológica**

---

**Dra. Carmenza Macias**

**Directora del centro de investigación**

**BOGOTA D.C 2012**

## **TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN**

Título del artículo: **“EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS:** Los Dres. BRACHO GONZALEZ RAFAEL LEONARDO, CELY HERNANDEZ INES MARCELA, ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI, MOIX MANZANARES CORINA, LILIANA JARA Y PIEDAD MALAVER. 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.

---

**LILIANA JARA**

**C.C 51.744.113**

---

**RAFAEL L. BRACHO G.**

**C.E. 392378**

---

**INES M. CELY H.**

**C.C. 52.155.911**

---

**FREDDY A. ESGUERRA R.**

**C.C 80.137.104**

---

**CORINA MOIX M.**

**C.E.394190**

# **INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

## **CESIÓN DE DERECHOS**

Yo: BRACHO GONZALEZ RAFAEL LEONARDO, CELY HERNANDEZ INES MARCELA, ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI, MOIX MANZANARES CORINA Y LILIANA JARA. 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:” **“EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista 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.

---

**LILIANA JARA**

**C.C 51.744.113**

---

**RAFAEL L. BRACHO G.**

**C.E. 392378**

---

**INES M. CELY H.**

**C.C. 52.155.911**

---

**FREDDY A. ESGUERRA R.**

**C.C 80.137.104**

---

**CORINA MOIX M.**

**C.E.394190**

**BOGOTA D.C 2012**

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 titulado: **“EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar al título de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

---

**LILIANA JARA**

**C.C 51.744.113**

---

**RAFAEL L. BRACHO G.**

**C.E. 392378**

---

**INES M. CELY H.**

**C.C. 52.155.911**

---

**FREDDY A. ESGUERRA R.**

**C.C 80.137.104**

---

**CORINA MOIX M.**

**C.E.394190**

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

**TÍTULO DEL TRABAJO: “EVALUACIÓN DEL ESFUERZO SOBRE EL HUESO AL COLOCAR MINI IMPLANTES CON MÉTODO PRESSFIT VS LINE TO LINE MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS”**

**AUTORES:** BRACHO GONZALEZ RAFAEL LEONARDO, CELY HERNANDEZ INES MARCELA, ESGUERRA ROMERO FREDDY ALEXI, MOIX MANZANARES CORINA

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dra. LILIANA JARA.

**ASESOR METODOLÓGICO:** Dra. Piedad Malaver Calderón.

**MATERIAL ANEXO:** 2 CD's. 2 Artículos empastados.

**FACULTAD:** Odontología.

**TÍTULO OBTENIDO:** Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

**CATEGORÍA:** Postgrado.

**PALABRAS CLAVE:** Mini- Implants, Finite Elements Model, Stress, Press-Fit, Line to Line

## **TABLA DE CONTENIDO**

### **1. Aspectos Teórico – Científicos**

1.1 Planteamiento del Problema

1.2 Justificación

1.3 Impacto

1.4 Marco Teórico

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

1.5.2 Objetivos Específicos

### **2. Aspectos Metodológicos**

2.1 Tipo de estudio

2.2 Población de estudio

2.3 Criterios de selección

2.4 Cuadro de Aspectos

2.5 Procedimiento

2.6 Instrumento

2.7 Presupuesto

### **3. Resultados**

### **4. Conclusiones**

## **ASPECTOS TEÓRICO**

Los mini implantes son utilizados hoy en día para el control de un anclaje absoluto, siendo su retención por medio de traba mecánica, lo que es necesario realizar un buen procedimiento en su colocación, para lograr una buena retención y estabilidad primaria de este aditamento al hueso.

¿Cuál de las técnicas de colocación de mini implantes Press-fit y Line to Line, produce mayor esfuerzo en el hueso tipo D2, evaluado mediante elementos finitos?

## **JUSTIFICACIÓN**

Los mini implantes en la actualidad son la alternativa ideal para obtener anclaje absoluto en tratamientos ortodónticos, existen varios diseños y métodos de colocación. El presente estudio nos brindará información sobre cuál de las dos técnicas sugeridas de colocación creará mayor esfuerzo sobre el hueso, teniendo en cuenta que éste producirá más estabilidad primaria y a su vez menor porcentaje de fracaso.

## **IMPACTO**

Este brindara un aporte importante a los ortodoncistas en la clínica durante el procedimiento de colocación de mini implantes mediante la técnica press-fit y line to line, ya que se dará a conocer cual técnica producirá mayor esfuerzo sobre el hueso del paciente disminuyendo el riesgo del fracaso en el tratamiento.

## **MARCO TEÓRICO**

### **Anatomía**

#### **Hueso Esponjoso**

Esta hecho de Trabécula individual cada uno con su propia rigidez que forma una estructura única. Las propiedades estructurales varían por diferentes regiones anatómicas dependiendo de la densidad osea esponjosa y la orientación trabecular. No contiene osteones, sino que laminas intersticiales están de forma irregular formando unas placas llamadas Trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa dejando huecos llenos de la medula osea roja. Dentro de las Trabéculas están los osteocitos, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocito. El hueso esponjoso es constituyente de las epífisis de los huesos largos y del interior de otros huesos. (1)

#### **Hueso Cortical**

Representa cerca del 80% de la masa esquelética. Es también llamado hueso compacto porque éste forma una capa protectora alrededor de cada hueso en el cuerpo. Tiene una alta resistencia a la flexión y torsión. (1)

## **Maxilar Inferior**

La mandíbula es el hueso más grande, más fuerte y más inferior de la cara. Desde la línea media de la mandíbula hasta el incisivo lateral, el espesor de la cortical vestibular gradualmente aumenta desde el ápice radicular hacia el borde inferior de la mandíbula. La cortical vestibular tiene un espesor más fino en el nivel más alto, con un promedio de 1,43mm. Sin embargo, en el nivel más bajo tiene un espesor más grueso con un promedio de 2.36. (2)

La morfología topográfica de la cortical vestibular es diferente en las secciones de las zonas interdentes entre el incisivo lateral y el canino, y entre el canino y el primer premolar. Lo mismo ocurre en las secciones caninas. En las secciones caninas, el espesor de la cortical vestibular es uniforme desde el nivel, mas alto hasta el tercio medio con un espesor promedio de 1.54mm, pero el espesor va aumentando desde este nivel hasta el borde inferior de la mandíbula. (3)

Con respecto al espesor de hueso trabecular, la parte más superior es la más estrecha y se hace más ancho hacia abajo a partir de la zona del ápice radicular. El mayor espesor se observa en la parte media. En las secciones desde la línea media de la mandíbula, hasta la región interdental entre el incisivo lateral y el canino, el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia abajo, con un máximo espesor en el tercio inferior. En la zona canina y la zona interdental entre el canino y el primer premolar, el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia abajo, con el espesor máximo en el tercio inferior. (3)

El espesor vestibulo-lingual del hueso mandibular también es menor en los dientes anteriores y mayor en los dientes posteriores. El hueso es más grueso de 5mm por debajo de la línea cervical de incisivos central a canino, y aumenta desde la línea cervical hacia el ápice radicular en otras zonas. El espesor vestibulo-lingual del hueso no es mayor de 8mm en la zona anterior, pero supera los 8mm a 5mm y 2mm debajo de la línea cervical del canino a segundo premolar y de segundo premolar a segundo molar, respectivamente. El espesor por debajo de la línea cervical de segundo premolar a primer molar, y entre el primer y segundo molar y entre el primer y segundo molar, respectivamente. En general, el espesor vestibulo-lingual del hueso mandibular es menor que el del maxilar superior. (3)

La cortical mandibular vestibular es más delgada en la zona de la sínfisis y más gruesa en la zona molar mandibular, mientras que la cortical lingual mandibular es más delgada en las zonas del segundo y del tercer molar. (4)

Las propiedades del hueso trabecular de la mandíbula no están disponibles. Las propiedades del hueso cortical mandibular son generalmente determinadas en tres direcciones ortogonales relativo a la superficie de cada muestra longitudinal, radial y tangencial. (5)

El hueso cortical de la mandíbula es anisotrópico (diferentes propiedades en diferentes direcciones), es más duro en dirección longitudinal que en la radial y tangencial. (5)

El promedio de módulo elástico en dirección radial y tangencial son cerca del 40-70% de la dirección longitudinal. El hueso cortical de la mandíbula puede ser considerado

transversalmente isotrópico con un alto modulo elástico en dirección longitudinal y un modulo elástico bajo en todas las direcciones transversas. (6)

La resistencia de la mandíbula es más grande en sentido longitudinal que en dirección transversal. La mandíbula es más resistente y fuerte en dirección longitudinal debido a la orientación de los osteones, fibras colágenas y cristales de hidroxiapatita. (7)

La densidad del hueso está clasificada en 4 grupos. Branemark et al (1985)

D1, D2, D3 y D4 basados en las unidades HOUNSFIELD UNIT (HU) que es una unidad de atenuación de rayos X usada en interpretación de tomografía computarizada para caracterizar la densidad de una sustancia. (8)

D1 (Mayor de 1250 HU): hueso cortical denso encontrado principalmente en la zona anterior de la mandíbula y en el área media del paladar. (8)

D2 (entre 850 y 1200 HU): Hueso cortical de aproximadamente 2mm con trabeculado grueso, encontrado principalmente en la zona anterior del maxilar y en la zona posterior de la mandíbula. (8)

D3 (entre 350 y 850 HU): Hueso cortical de aproximadamente 1mm con trabeculado fino, encontrado principalmente en la zona posterior del maxilar y en la mandíbula. (8)

D4 (entre 150-350 HU): Hueso trabeculado fino encontrado principalmente en la zona posterior del maxilar y en la región de tuberosidad. (8)

El hueso tipo D1 y D3 son óptimos para mini-implantes, D1 y D2 provee gran anclaje estacionario bajo fuerzas ortodónticas y el tipo D4 es el hueso menos recomendado para la ubicación de mini-implantes ya que se reportan altas tasas de falla. (8)

Estudios muestran cercana asociación entre densidad ósea y la falla en el porcentaje de implantes dentales. La falla de los implantes dentales fue de 3% para los tipos 1,2 y 3 ósea pero de 35% para los tipos 4 óseos definido por Lekholm y Zarb. Adicionalmente se ha evaluado el éxito de los mini-implantes con el espesor de la cortical encontrado que este puede ser influenciado por la calidad y tipo de hueso. (10)

## **ANCLAJE**

El anclaje es la resistencia a movimientos dentales no deseados. Es el lugar exacto que ofrece una resistencia a las fuerzas generadas como consecuencia de la activación de algún aditamento ortodóntico u ortopédico. Según el grado de resistencia existen diferentes tipos de anclaje:

- Anclaje mínimo: es aquel en que la unidad de anclaje no es estable y se produce un significativo movimiento de esta. (11)
- Anclaje moderado o reciproco: se da cuando la fuerza tanto de activación como la de reacción se dirige al mismo sitio. (11)
- Anclaje máximo: es aquel anclaje en donde se necesita que el grado de pérdida de estabilidad sea mínimo para óptimos resultados. (11)
- Anclaje absoluto: se refiere al uso de mini-implantes procurando una estabilidad del 100% es decir, en el que no hay pérdida de anclaje como consecuencia de las fuerzas reactivas. (11)

Edward Angle, fue uno de los primeros en describir las fuerzas opuestas de los aparatos para el control anclaje en 1900. El desarrollo del anclaje esquelético con el uso

de pequeños implantes óseos de titanio permite los movimientos dentales en los 3 planos del espacio lo cual mejora el tratamiento ortodóntico. (12)

Los sistemas de anclaje se han visto involucrados desde dos líneas:

La primera categoría se origina en un implante dental oseointegrado el cual ha tenido una base científica solida de estudios clínicos, mecánicos e histológicos. Los mini-implantes ortodónticos eran más pequeños que los implantes dentales, pero la superficie tratada era manejada de la misma forma; incluidos en esta categoría estaban los implantes retromolares descrito por Roberts y col, y los implantes palatinos introducidos por Wehrbein y Merz. Ambos eran usados para anclaje indirecto los cuales eran conectados directamente al diente y servían como unidades e anclaje. (13)

La otra categoría pertenecía a los mini-implantes quirúrgicos, Creekmore and Eklund, insertaron uno debajo de la cavidad nasal en 1983 pero no fue hasta 1997 en que Kanomi describió el mini-implante específicamente diseñado para uso ortodóntico. Ambos fueron usados como anclaje directo. En los siguientes años se describen un tornillo con una cabeza semejante a un bracket especial que podría el usado como anclaje directo o indirecto. En contraste con los implantes oseointegrados estas modificaciones los hicieron más pequeños en diámetro, tienen superficies pulidas, y son diseñados para ser cargados poco después de la inserción.

Gainsforth y cols 1945 fueron los primeros en estudiar la posibilidad del anclaje esquelético en 1945.

Robert y cols (1994) estudiaron la posibilidad del anclaje esquelético

Umemori y cols (1999) describieron el tratamiento de una mordida abierta con anclaje esquelético

Kanomi fue uno de los pioneros en el uso de micro-implantes en ortodoncia (1997)

Prosterman y cols describieron el uso de implantes palatinos oseointegrados como anclaje ortodóntico (1999)

Estos implantes oseointegrados tenían varios aspectos negativos:

- Requerían una intervención quirúrgica importante.
- Solo se pedían colocar fácilmente en espacios desdentados por sus dimensiones.
- Requerían intervención quirúrgica para ser retirados.
- Tenían un costo elevado.
- Demasiado tiempo de espera para la oseointegración.

Por este motivo su uso se fue limitando a los casos en que también era necesario la colocación de implantes para futuras prótesis.

## **MINI IMPLANTES**

Los Mini-implantes son aditamentos que se utilizan en los tratamientos de ortodoncia para anclaje, ya que en la mayoría de los tratamientos ortodónticos utilizamos las piezas dentales posteriores para anclarnos 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 micro tornillos o bien como mecanismos de anclaje temporal, los cuales son removidos una vez que termina su función.

Estos mecanismos de anclaje temporal ayudan, en algunos casos, a reducir el tiempo de tratamiento, obteniendo con su uso mejores resultados, incluso en ocasiones nos ayudan a evitar un tratamiento combinado de ortodoncia y cirugía, resuelto exclusivamente con Ortodoncia. (13).

El control del anclaje es uno de los aspectos más importantes en un tratamiento ortodóntico. Hay veces en las que se requiere anclaje máximo o absoluto, es decir, una alta resistencia al desplazamiento. (14)

Los mini implantes son pequeños dispositivos confeccionados en titanio, que se fibro-óseo integran, es decir, se implantan temporalmente en el hueso basal, sirven para lograr el anclaje absoluto en las mecánicas ortodónticas. (13)

El término “micro” se usa para enfatizar el tamaño pequeño y el termino “implante” será usado en lugar de tornillo, porque cuando un objeto extraño es retenido en el cuerpo humano por más de 1 mes, puede ser clasificado en la categoría de implante. (14)

El mini implante de pequeño tamaño puede colocarse en cualquier lugar de la boca, incluyendo entre las raíces, dado el pequeño tamaño. (14)

## **CARACTERISTICAS FISICAS**

Todo tornillo se identifica mediante características básicas:

-Cabeza: parte que permite sujetar el tornillo o imprimirle un movimiento giratorio con la ayuda de herramientas adecuadas

-Rosca: parte que tiene tallado del surco

- Longitud: Medida del largo total de la rosca

-Diámetro: grosor del tornillo medido en la zona de la rosca

- Filete o Hilo: parte saliente del surco

- Cresta: la parte más saliente del surco

- Fondo o Raíz: parte más baja del tornillo. (15)

Según el tipo de inserción encontramos los siguientes mini implantes:

Autorroscantes: Los cuales necesitan un inicio de apertura, tienen la mayor parte de su caña cilíndrica y el extremo en forma cónica. De cabeza plana, oval, redondeada o chata. La rosca es delgada, con su fondo plano, para que la plancha se aloje en él. Se usan en láminas o perfiles metálicos, porque permiten unir metal con madera, metal con metal, metal con plástico o con otros materiales. Estos tornillos son completamente tratados desde la punta hasta la cabeza y sus bordes.

## BIOMECANICA DE LOS MINI-IMPLANTES

El tipo de movimiento dental que puede producir el anclaje con mini-implantes está determinado por las mismas consideraciones y principios biomecánicos que operan durante el tratamiento ortodóntico convencional, por ej. Fuerzas, momentos, centro de resistencia, centro de rotación. Un mini-implante puede colocarse en muchas áreas de la boca y a diferentes alturas sobre la encía en relación al plano oclusal, creando diferentes orientaciones biomecánicas, por ej. Baja, media y alta. (14)

En estudios referentes a los movimientos en ortodoncia se explica cómo estos son consecuencia o se consiguen gracias a la aplicación de vectores de física, denominados fuerzas que son aplicadas por maquinas. Sin embargo, en el sistema de mini implantes utilizado en ortodoncia se observa que los resultados son una consecuencia de acciones de dos o más fuerzas. Teniendo en cuenta que cuando el mecanismo que ejerce la fuerza es superior a la fuerza resistente del objeto a mover, este recorre cierta trayectoria dependiendo de la habilidad y requerimiento del ortodoncista, para lo cual es necesario que el mini implante ejerza una fuerza adecuada de tal manera que el sistema que se aplique genere fuerzas diferentes en los dientes, y estas se transmiten al ligamento periodontal y al hueso alveolar para producir los diferentes movimientos en donde se generan momentos que para estandarizar se aplicaran fórmulas como  $M=Fx D$ . En ortodoncia es necesario tener en cuenta sistemas de medidas internacionales en unidades en donde la fuerza se mide en Newton (N) pero también se puede expresar en kilogramos fuerza (Kgf) siendo 1Kg igual a 9.8N y 1N es igual a 0.102Kgf. Lemoine (2006)

Para comprender mejor el concepto de momento, una de las grandes ventajas de la utilización de mini-implantes es la posibilidad de aplicar la fuerza cerca del centro de resistencia del segmento a mover. (11)

La magnitud de la fuerza que puede soportar un mini implante varía según los autores; las fuerzas a aplicar pueden ser fuerzas ligeras de 50 a 25gr, las de inclinación, rotación y extrusión se encuentran ente 30-60gr. Por tanto el tornillo puede soportar las fuerzas ligeras de retracción y a la vez soportar otros movimientos, anclar y distalizar. (17)

Una de las grandes ventajas de la utilización de micro tornillos es la posibilidad de aplicar la fuerza cerca del centro de resistencia del diente. Además, al no producir fuerzas de reacción en los dientes brinda un máximo anclaje. Antes de aplicar la tracción debe estudiarse el sistema de fuerzas que se va a desarrollar y de que manera se puede controlar y mejorar la biomecánica. (18)

Según Lemoine y col, 2006 “El anclaje es la resistencia a movimientos dentales no deseados. Es el lugar exacto que ofrece una resistencia a las fuerzas reactivas generadas como consecuencia de una activación de algún aditivo ortodóntico u ortopédico. Según el grado de resistencia existen distintos tipos de anclajes: el anclaje mínimo, que es aquel que brinda un cierto grado de movimiento requerido para un optimo resultado en el cierre de un espacio, es decir, donde la cantidad de movimiento de la unidades de anclaje no es importante; el anclaje moderado o reciproco, que se da cuando la fuerza tanto de activación como la reactiva se dirigen al mismo sitio; el anclaje máximo, aquel anclaje en donde se necesita que el grado de pérdida de

estabilidad sea mínimo para óptimos resultados, mientras que el anclaje absoluto o infinito se refiere al uso de micro implantes y la procura una estabilidad total al 100%, es decir, en el no hay pérdida de anclaje como consecuencia de las fuerzas reactivas” (11)

Con los mini-implantes la palanca ejercida puede emplearse para dos finalidades. Lisniewska-Machorowska; vencer fuerzas u obtener desplazamientos. Para ello se debe tener en cuenta Potencia (P), fuerza que se tiene que aplicar. Resistencia (R), fuerza que se tiene que vencer; es la que hace la palanca como consecuencia de haber aplicado la potencia. Brazo de potencia (BP), distancia entre el punto en el que se aplica la potencia y el punto de apoyo (fulcro) y Brazo de resistencia (BR), distancia entre el punto en el que se aplica la resistencia y el (fulcro). Con lo anterior se logra modificar la intensidad de una fuerza, en este caso se puede vencer grandes resistencias aplicando pequeñas potencias y modificar la amplitud y el sentido de un movimiento, de esta forma se puede conseguir grandes desplazamientos de la resistencia con pequeños desplazamientos de la potencia.

Los mini-implantes son más afilados que el de los tornillos convencionales. (16)

## METODOS DE COLOCACION DE IMPLANTES

- Técnica Press-fit: En este caso la zona receptora es creada con una fresa de dimensiones inferiores con respecto a las del implante; en consecuencia, la incorporación del mismo se sucede algo forzadamente, que de acuerdo al morfotipo, podrá ser reproducido a través de maniobras de persecución o de enroscado. El principio biológico de este sistema es el de alcanzar una estabilidad primaria notable. Con la inserción del mini-implante en press-fit, el implante puede ser puesto en funcionamiento precozmente, siempre y cuando la magnitud de cargas no superen la resistencia de la estabilización primaria. (25)
- Método Line to Line: Esta técnica prevé una perfecta congruencia entre la forma y las dimensiones del mini implante y las del sitio receptor. El mini implante es alojado sin haber forzado y la estabilidad primaria está garantizada por la misma fricción de las superficies contra las del hueso.
- Método autoperforante: el mini-implante se coloca en el hueso a través de la encía insertada sin perforación. Se introduce en un ángulo de 90 grados respecto a la superficie osea y se atornilla con atornillador manual. La colocación en un cierto ángulo requiere la realización de una muesca pequeña para prevenir el resbalamiento del micro-implante. La colocación angular de los micro-implantes con el método autoperforante puede dañar el área del hueso cortical denso y espeso.(26)

## **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 un 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 periimplantario a la aplicación de una ligera percusión o mediante la medición de la frecuencia de resonancia (FR) de un piezoeléctrico que se une al implante y se estimula mediante una pequeña corriente eléctrica. En una revisión de la literatura se establece que la estabilidad primaria está directamente relacionada con el éxito del implante y está determinada por la calidad y cantidad del hueso utilizado, la técnica quirúrgica y el diseño del implante. Es importante recordar aquí que un exceso de compresión sobre el tejido óseo a la hora de colocar el implante mejora la estabilidad primaria del mismo pero es posible que produzca necrosis del hueso denso, aunque probablemente no la produzca en huesos blandos y altamente vascularizados. (9)

## **FRACASOS DE LOS MINI IMPLANTES**

El fracaso de los mini implantes debe ser visto al principio, como una falta de estabilidad primaria, lo que luego se traduce en su pérdida. El fracaso mediato

generalmente ocurre en los primeros tres meses de haber colocado el mini implante si la estabilidad mecánica primaria no se logra adecuadamente. En ambos casos la solución puede ser colocarlo de nuevo en una zona cercana. (19)

Park, evaluó el grado de éxito de los mini implantes usados como anclaje, utilizando 73 pacientes a quienes se les colocó un total de 174 mini implantes de titanio. En general la tasa de éxito fue de 97%, correspondiéndole 96% al grupo maxilar vestibular, 85% para el grupo mandibular vestibular, 50% para el palatino y 67% para el grupo retromolar mandibular. (19)

Kim y Choi, referido por Sung usaron 33 pacientes y un total de 79 micro tornillos, a los que se aplicó un rango de fuerza de 200 a 300gr, obteniendo un índice de falla del 34% con el método de micro tornillos autorroscantes y de 63% con el Autoperforantes. (20)

En pacientes que padezcan enfermedades Periodontales, que son indoloras y silenciosas, pero que lentamente van aflojando los dientes, se puede producir infección. Los implantes se pueden contagiar; por ello el paciente debe ser tratado de esas enfermedades antes de utilizar mini implantes en su tratamiento. (21)

Movimiento y sobrecarga: igual que en una fractura, para que las partes suelden, se debe procurar mantener los implantes sin movimiento por etapa inicial. Por ello es que en ocasiones se solicita a los pacientes evitar usar prótesis y se indica dieta blanda. La sobrecarga puede afectar a implantes ya terminados, por lo que en los controles regulares el dentista chequeará que la oclusión este armónica de manera que los implantes no estén sufriendo fuerza excesiva durante la masticación. (22)

Aflojamiento de tornillos: El implante se une a la rehabilitación a través de un tornillo. Este pudiera aflojarse, especialmente en los sistemas de implantes tradicionales. (22)

## **ANTECEDENTES DE LOS ELEMENTOS FINITOS**

El método de elementos finitos (MEF) fue al principio desarrollado en 1943 por R. Courant, quien utilizó el método de Ritz de análisis numérico y minimización de las variables de cálculo para obtener solución aproximada aun sistema de vibración. Hacia 1950 cuando se produce la llegada de los primeros equipos de cómputo. (16)

Un documento publicado en 1956 por M.J. Turner, R.W. Clough, H.C. Martin, y L.J. Topp estableció una definición más amplia del análisis numérico. El documento se centró “en la rigidez y la deformación de estructuras complejas”. Con la llegada de los primeros ordenadores se instaura el cálculo matricial de estructuras. Este parte de la discretización de la estructura en elementos lineales tipo barra de los que se conoce su rigidez frente a los desplazamientos de sus nodos. (2)

La llegada de la computadora, permitió el resurgimiento del método de los desplazamientos ya conocidos en siglos anteriores (Navier, Lagrange, Cauchy), pero que eran difíciles de aplicar dado que al final conducían a la resolución de enormes sistemas de ecuaciones inabordables desde el punto de vista manual. (22)

De 1960 a 1970 cuando las aplicaciones prácticas de elementos finitos crecieron en tamaño, los requerimientos de tiempo de cálculos y memoria de los ordenadores crecieron. En ese punto el desarrollo de algoritmos más eficientes se volvió importante.

Este desarrollo se hace especialmente notable en estructuras de edificación donde la discretización de los pórticos en barras, es prácticamente inmediata a partir de las vigas y de los pilares. Con la llegada de los centros de calculos y los primeros programas comerciales, el MEF a la vez se populariza en la industria refuerza sus bases teóricas en los centros universitarios. (2)

En los años 70 se produce un gran crecimiento de la bibliografía, así como la extensión del método a otros problemas como los no lineales. En esta década, el MEF estaba limitado a caros ordenadores centrales generalmente poseídos por las industrias aeronáuticas, de automoción, de defensa y nucleares. Se estudian nuevos tipos de tipos de elementos y se sientan las bases matemáticas rigurosas del método, que había parecido antes mas como técnica de la ingeniería que como método numérico de la matemática. (23)

A partir de 1980, con la generalización de los ordenadores personales, se extiende el uso de los programas comerciales que se especializan en los diversos campos, instaurándose el uso de pre y post procesadores gráficos que realizan el mallado y la representación grafica de los resultados. Se continúa en los estudios de la aplicación del método a nuevos modelos de comportamiento (plasticidad, fractura, daño continuo, etc.) y en el análisis de los errores.

El MEF ha desarrollado una increíble precisión. Al día de hoy, los ordenadores son capaces de dar resultados exactos para todo tipo de parámetro. (23)

Desde el punto de vista de la programación algorítmica modular las tareas necesarias para llevar a cabo un cálculo mediante un programa MEF se dividen en:

- Pre-proceso, que consiste en la definición de geometría, generación de la malla, las condiciones de contorno y asignación de propiedades a los materiales y otras propiedades. En ocasiones existen operaciones cosméticas de regularización de la malla y pre -acondicionamiento para garantizar una mejor aproximación o una mejor convergencia de cálculo.

La malla se genera automáticamente y en general consta de miles (e incluso centenares de miles) de puntos. La información sobre las propiedades del p=material y otras características del problema se almacena junto con la información que describe la malla. Por otro lado las fuerzas, los flujos térmicos o las temperaturas se reaccionan a los puntos de la malla. A los nodos de la malla se les axina una densidad por todo el material dependiendo del nivel de la tensión mecánica u otra propiedad. Las regiones que recibirán mayor cantidad de tensión tienen normalmente una mayor densidad de nodos (densidad de malla) que aquellos que experimentos poco o ninguno. Puntos de interés consisten en: puntos de fracturas previamente probados del material, entrantes, esquinas, detalles complejos y áreas de elevada tensión. La malla actúa como la red de una araña en la que desde cada nodo se extiende un elemento de malla a cada nodo adyacente. Este tipo de red vectorial es la que lleva las propiedades del material al objeto, creando varios elementos. (24)

- Calculo, el resultado del pre-proceso en un problema simple no – dependiente del tiempo, permite generar un conjunto de N ecuaciones y N incógnitas. Cuando el problema a tratar es un problema no-lineal o un problema dependiente del tiempo a veces el cálculo consiste en una sucesión finita de

sistemas de  $N$  ecuaciones y  $N$  incógnitas que deben de resolverse uno a continuación de otro

Post- Procesos, el cálculo proporciona valores de cierto de conjuntos de funciones en los nodos de la malla que definen la discretización, en el post-proceso se computan magnitudes derivadas y en ocasiones se aplican operaciones de suavizado, interpolación e incluso determinación de errores de aproximación. (24)

## **ELEMENTOS FINITOS**

El método de elementos finitos (MEF) es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizados en diversos problemas de ingeniería y física.

Los elementos finitos es una poderosa herramienta en la solución de problemas en el área de la ingeniería. Las aplicaciones de este método tiene un gran campo de trabajo, por ejemplo: en el análisis de esfuerzos 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 brinde información específica y fidedigna (16).

Con los grandes avances tecnológicos que se han logrado en el área de la computación y sobre todo en los sistemas de diseño asistido por computadora, ahora es relativamente más fácil la modelación de prototipos, en los cuales podemos tener geometrías y superficies complicadas e irregulares, aplicaciones de cargas en forma específica para el estudio preciso de los esfuerzos internos y tener una modelación ajustada a los perfiles y estructuras que se emplean teniendo en consideración ciertas características como el cambio de secciones, estructuras huecas, con pared delgada, y con características en secciones transversales muy específicas.

Para poder tener una solución aceptable tomando en consideración los aspectos antes mencionados, al igual que las características de los materiales, es necesario la aplicación de métodos numéricos capaces de dar soluciones a ecuaciones ordinarias o parciales, para poder establecer una ecuación analítica válida a lo largo de todo el elemento de estudio, y es por ello que para poder establecer parámetros específicos y precisos, se necesita de la aplicación del método de elementos finitos (16).

El fundamento de elementos finitos está basado en la discretización de los cuerpos de estudio, y debido a la existencia de muchas divisiones se debe realizar una o más ecuaciones para representar el comportamiento de cada división del cuerpo.

Para poder emplear este método debemos hacer ciertas asunciones, tales como:

1. Una función continua bajo un dominio global, puede aproximarse por una serie de funciones operando bajo un número finito de pequeños subdominios, estas series de funciones continuas pueden aproximarse a la solución exacta, así como el número de subdominios se aproxima infinitamente a la pieza de estudio.

2. El dominio global del cuerpo está dividido en subdominios llamados “elementos”.
3. Los puntos que definen las uniones y conexiones entre los elementos son llamados nodos o puntos nodales.
4. Los elementos son especificados como uniones en sus nodos comunes, y son asumidos de esta manera para ser agrupaciones continuas a lo largo de sus fronteras, y cualquier función que represente el comportamiento de este nodo, es asumida para ser igualmente continua en las fronteras.
5. La función que existe bajo el dominio, es resuelta explícitamente para los puntos nodales. Se asume que el valor de la función en cualquier punto interno puede ser definido en términos de variables nodales del elemento de estudio.
6. Las variables nodales se refieren a los grados de libertad y estos son: 3 de desplazamiento y 3 rotaciones para el sistema de coordenadas cartesianas y este término, es aplicado específicamente para el análisis de esfuerzo, en el cual, las variables nodales son deflexiones sufridas por la estructura en los puntos nodales.

7. La colección completa de elementos representa una aproximación a los dominios de la geometría, y con ello tener una gran exactitud de la pieza de estudio.
  
8. Los puntos nodales se refieren a puntos para una evaluación de la función, y no representan físicamente puntos de conexión en el dominio.

Los cálculos se realizan sobre los nodos, que sirven a su vez de base para discretización del dominio en elementos finitos. La generación de la malla se realiza usualmente con programas especiales llamados generadores de malla, en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso. De acuerdo con estas relaciones de adyacencia o conectividad se relaciona el valor de un conjunto de variables incógnitas definidas en cada nodo y denominadas grados de libertad. (16)

Típicamente el método de los elementos finitos se programan computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformación y tensiones respectivamente. (16)

## **ELEMENTOS FINITOS EN MINI IMPLANTES**

El análisis mecánico mediante simulación numérica, o método de los elementos finitos, es una herramienta de gran valor al ahora de evaluar respuestas biomecánicas antes diversas condiciones de cargas. (24)

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. (24)

Los elementos finitos han sido ampliamente empleados en odontología para evaluar el comportamiento mecánico de distintos materiales, desde resinas, cerámicas y otros derivados de la porcelana hasta los implantes dentales, en el caso de la ortodoncia distintos estudios se han realizado para simular los mini-implantes que son utilizados para conseguir anclaje absoluto, por medio de este proceso se pueden evaluar los esfuerzos producidos por distintos tipos de mini-implantes y técnicas aplicadas siendo colocados en diferentes zonas de los maxilares . (16)

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Comparar los esfuerzos producido sobre hueso tipo D2 con elementos finitos durante la colocación de mini-implantes con los métodos Press-Fit y Line to Line.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar el esfuerzo producido en el hueso D2 mediante la técnica de colocación Press-Fit en miniimplantes.
- Determinar el esfuerzo producido en el hueso D2 mediante la técnica de colocación Line to Line en miniimplantes.

## ASPECTOS METODOLÓGICOS

### TIPO DE ESTUDIO

Descriptivo

### CRITERIOS DE SELECCIÓN

- Hueso tipo D2 que por sus características fisiológicas es el que nos brinda mayor retención
- Mini implante Conexao Auto Perforante 2.0x6x1mm, referencia:99526199
- Metal que constituye el mini implante, Titanio grado 5
- Fresas diá
- metro 1.4, 1.6, 1.8 y 2.0mm, como referencia para realizar los nichos.

### CUADRO DE ASPECTOS

#### Representación gráfica de resultados del programa Ansys 14.0

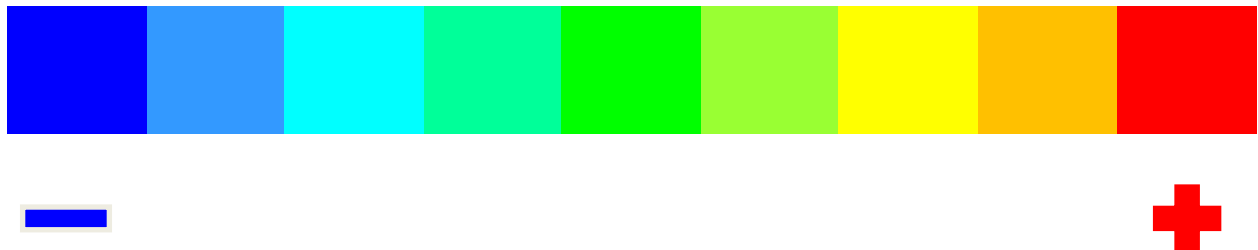


Fig. 1 Gama de colores para analisis de resultados del programa Ansys 14.0

La gama de colores nos indicara en representación grafica los distintos niveles de fuerza que se aplicaran en el sistema ANSYS 13.0,

## PROCEDIMIENTO

El procedimiento que se siguió para hacer posible esta investigación fue mediante el programa Ansys 14.0 de elementos finitos. Con este software se simuló cuatro modelos de fragmentos de hueso del maxilar inferior, entre primer premolar y segundo premolar (Tipo D2), con los nichos de 1.4, 1.6, 1,8 y 2.0 respectivamente, y un modelo del mini-implante marca Conexao Auto Perforante que se utilizó para el estudio.

Los modelos del hueso y el mini implante se realizaron mediante la unión de nodos, que son los puntos de conexión para formar el enmallado a partir de hexaedros. Ansys realiza la división del modelo 3D en pequeñas partes llamadas elementos finitos, los cuales están compuestos de nodos de conexión por medio de los cuales se realiza la transferencia de cargas aplicadas al modelo para la obtención de resultados.

El enmallado de los modelos se realizó de manera automática con el software debido a que es la manera más eficiente de realizar la discretización del modelo sin generar controles manuales y evitar la modificación de elementos finitos de manera arbitraria que puedan inferir en resultados inexactos.

Luego de tener todos los modelos simulados mediante elementos finitos, se procedió a realizar una simulación de las técnicas de colocación. Con la técnica Press-fit se utilizaron los modelos de hueso con los nichos de 1.4, 1.6 y 1.8 mm y con la técnica Line To Line el nicho fue de 2.0mm que corresponde al mismo diámetro del mini implante, luego se identificó mediante una gama de colores cuál de las dos técnicas sugeridas presentó mayor y menor esfuerzo y deformación sobre el hueso en el momento de su colocación.

## **INSTRUMENTO**

Software Ansis 14.0

## RESULTADOS

Al realizar la ejecución del Ansys 14.0, se observa en los siguientes resultados mediante una gama de colores donde genera el mayor y menor esfuerzo, El esfuerzo se evalúa en megapascales.

### Resultados con nicho de 2.0mm de diametro

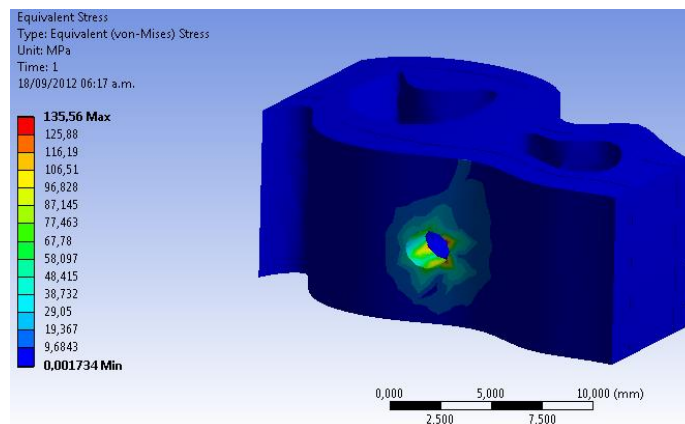


Fig. 2. Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 2.0 mm, relacionado con la técnica Line to Line.

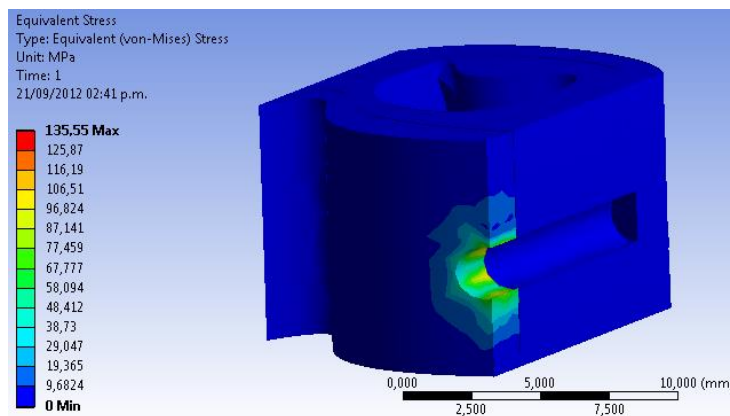


Fig 2.1 Corte transversal del esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 2.0mm, relacionado con la tecnica Line to Line

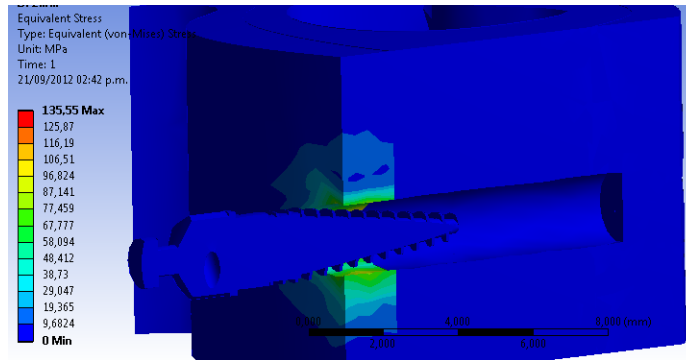


Fig 2.2 Corte transversal del esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 2.0mm, relacionado con la técnica Line to Line

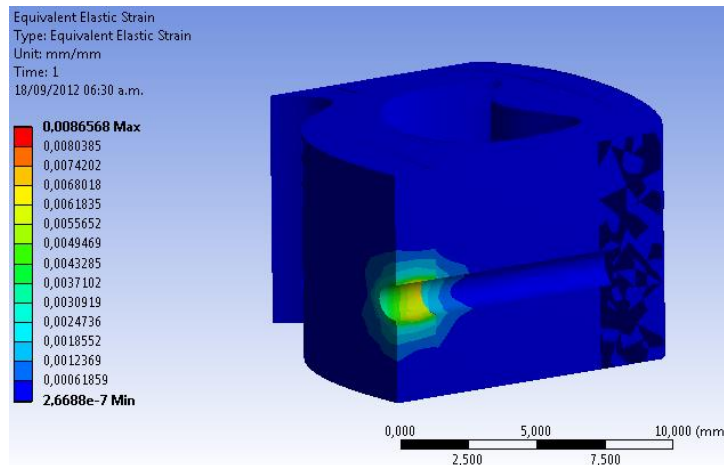


Fig. 2.3 Deformacion del hueso con el nicho de 2.0 mm

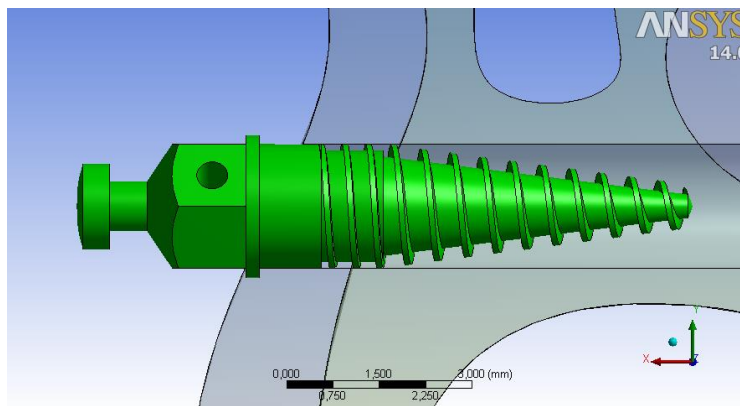


Fig. 2.4 Longitud efectiva de sujeción 2,25mm para nicho de 2mm

**Análisis:** El mayor esfuerzo es representado por el color rojo es de 135.56 MPa y el menor esfuerzo representado en color azul de 0.001734 MPa.

En las figuras 2, 2.1, 2.2, 2.3 Y 2.4 se concluye que en la técnica line to line en un nicho de 2.0 mm de diámetro, con un mini-implante de 2.0mm de diámetro y 6mm de longitud, se encontró que al evaluar los esfuerzos de Von Mises en el modelado de hueso cortical en un ángulo de colocación perpendicular, el punto de máximo esfuerzo representado en color amarillo se encuentra donde se ubican los primeros filetes del mini-implante cercanos al cuello, con una longitud efectiva de sujeción es de 2.25 mm

### **Resultados con nicho de 1.8mm de diámetro**

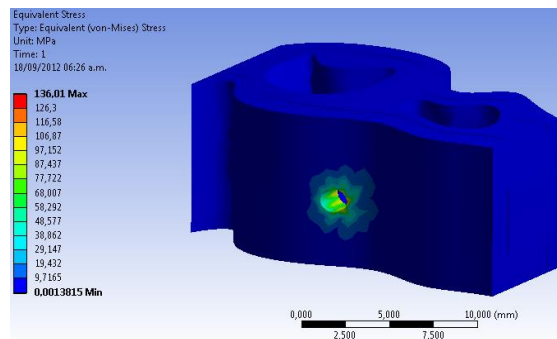


Fig. 3. Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 1.8 mm, relacionado con la técnica PressFit.

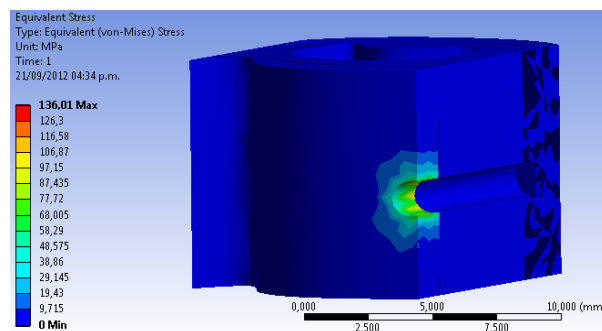


Fig. 3.1 Corte transversal del Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 1.8 mm, relacionado con la técnica PressFit.

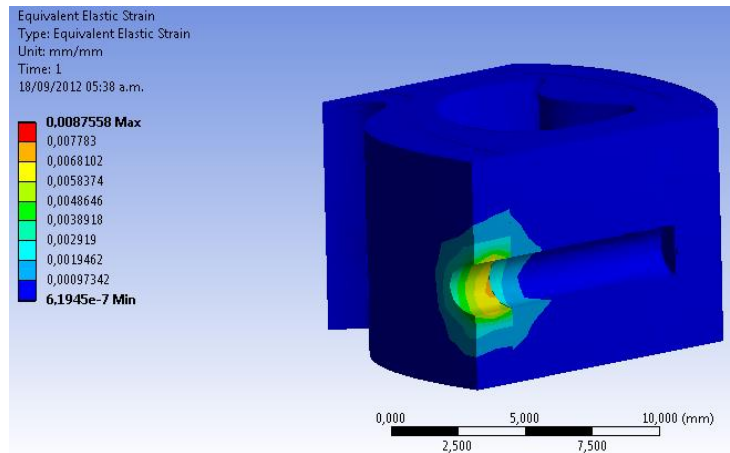


Fig.3.2 Deformacion del hueso con el nicho de 1.8 mm

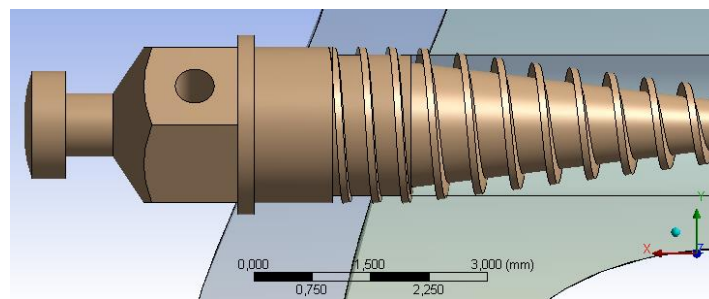


Fig 3.3 Longitud efectiva de sujeción 3mm para nicho de 1,8mm

**Análisis:** En las figuras 3, 3.1, 3.2 Y 3.3 se concluye que en la técnica Press Fit en un nicho de 1.8 mm de diámetro, con un mini-implante de 2.0mm de diámetro y 6mm de longitud, se encontró que al evaluar los esfuerzos de Von Mises en el modelado de hueso cortical en un ángulo de colocación perpendicular, el punto de máximo esfuerzo representado en color naranja se encuentra donde se ubican los primeros filetes del mini-implante cercanos al cuello, con una longitud efectiva de sujeción de 3mm.

## Resultados con nicho de 1.6mm de diametro

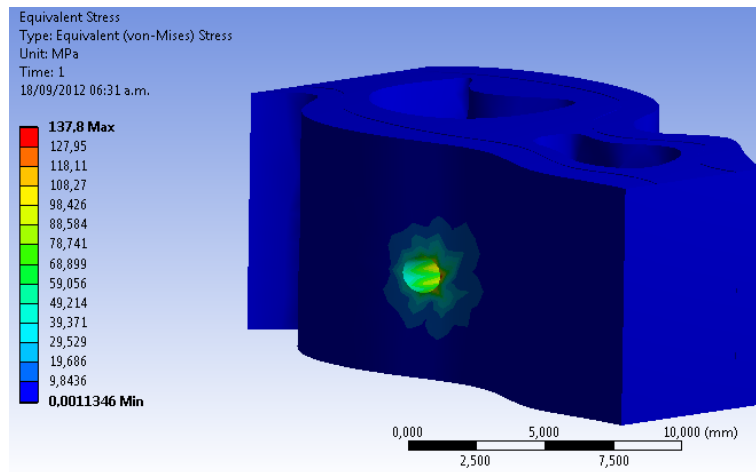


Fig. 4. Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 1.6 mm, relacionado con la técnica PressFit.

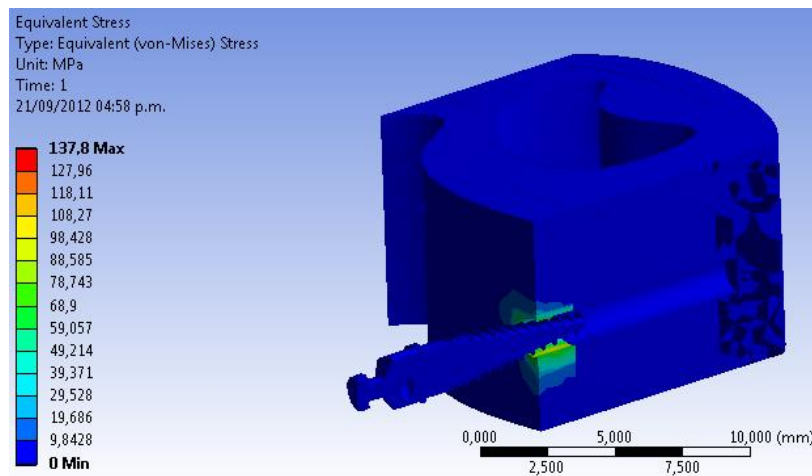


Fig. 4.1 Corte transversal del Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 1.6 mm, relacionado con la técnica PressFit.

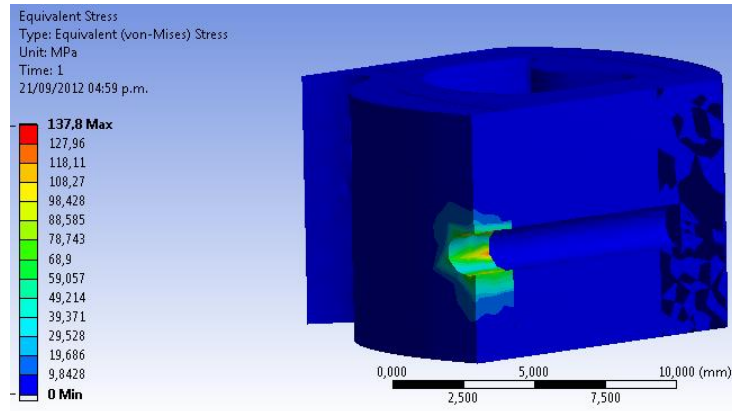


Fig.4.2 Corte transversal del Esfuerzo evaluado sobre el hueso con nicho de 1.6 mm, relacionado con la técnica PressFit.

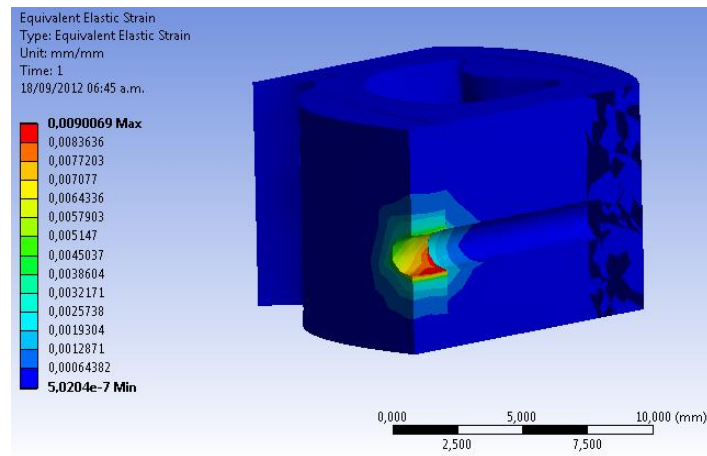


Fig 4.3 Deformacion del hueso con el nicho de 1.6 mm

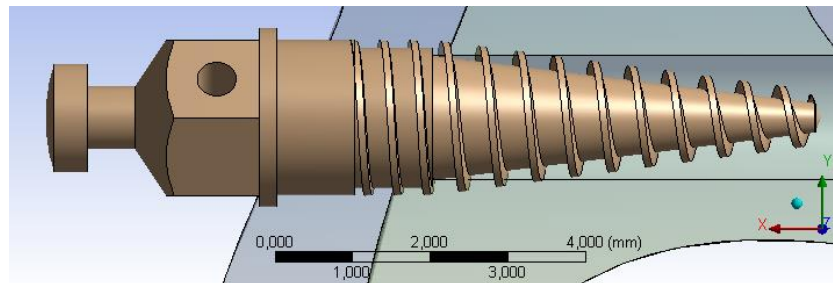


Fig 4.4 Longitud efectiva de sujeción 3,5mm para nicho de 1,6mm

**Análisis:** En las figuras 4 – 4.1 - 4.2 – 4.3 y 4.4 se concluye que en la técnica Press Fit en un nicho de 1.6 mm de diámetro, con un mini-implante de 2.0mm de diámetro y 6mm de longitud, se encontró que al evaluar los esfuerzos de Von Mises en el modelado de hueso cortical en un ángulo de colocación perpendicular, el punto de máximo esfuerzo representado en color rojo se encuentra donde se ubican los primeros filetes del mini-implante cercanos al cuello, con una longitud efectiva de sujeción de 3.5mm.

### Resultados con nicho de 1.4mm de diametro

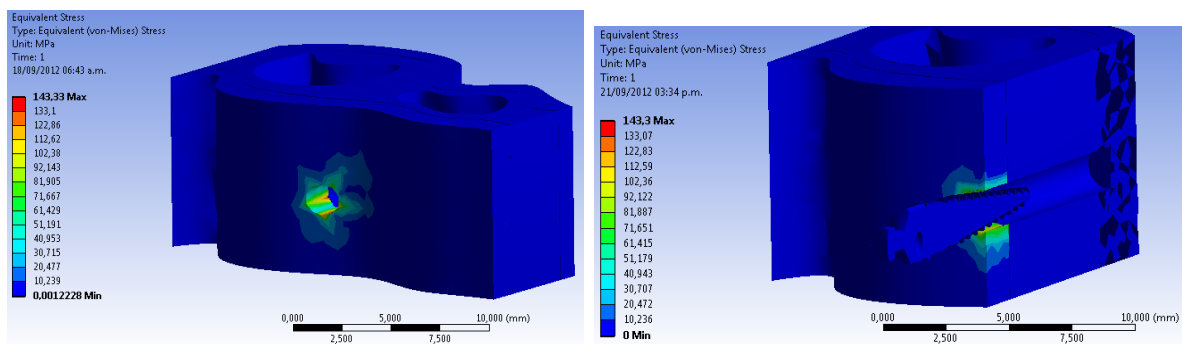


Fig 5 Y 5.1. Esfuerzo evaluado sobre el hueso con el nicho de 1.4 mm, relacionado con la técnica PressFit.

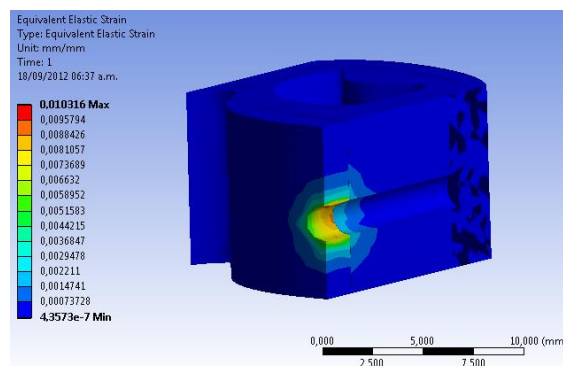


Fig 5.2 Deformación del hueso con el nicho de 1.4 mm

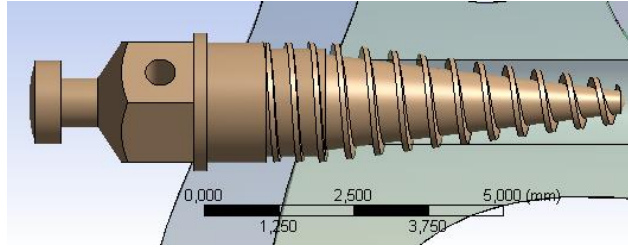


Fig 5.3 Longitud efectiva de sujeción 4mm para nicho de 1,4mm

**Análisis:** En las figuras 5 – 5.1 - 5.2 Y 5.3 se concluye que en la técnica Press Fit en un nicho de 1.4 mm de diámetro, con un mini-implante de 2.0mm de diámetro y 6mm de longitud, se encontró que al evaluar los esfuerzos de Von Mises en el modelado de hueso cortical en un ángulo de colocación perpendicular, el punto de máximo esfuerzo representado en color rojo y naranjas se encuentra donde se ubican los primeros filetes del mini-implante cercanos al cuello, con una longitud efectiva de sujeción de 4mm.

## DISCUSION

Paik Ch y col 2002 y Park Hs y col 2009, mencionan que la estabilidad primaria del mini implante en el momento de su colocación, está determinado por la calidad y cantidad de hueso, en el sitio de colocación del implante y la técnica de colocación. (7,8)

Jara y col en su estudio en el 2010 reportan que se tiene mejor desempeño al colocar un mini-implante con angulación perpendicular, ya que las roscas quedan ubicadas dentro del hueso cortical pero Athina Chatzigianni y col 2011, determinaron que la angulación del mini-implante al momento de la inserción no interfiere en la estabilidad primaria y su desplazamiento. No presentando diferencia estadísticamente significativa. (9)

Ono A, Motoyoshi M y col 2008, investigaron la relación entre el espesor del hueso cortical y la tasa de éxito de los mini-implantes, teniendo como resultado que para el éxito de la estabilidad del mini-implante, se debe tener un grosor mayor a un milímetro, por lo que en este estudio los fragmentos de hueso simulados en elementos finitos fueron de acuerdo a las propiedades del hueso tipo D2 según la clasificación de Misch en 1990 donde refiere que este tipo de hueso posee una capa de hueso compacto denso y hueso esponjoso con trabécula densa. (10,11)

Motoyoshi M y col 2009, sugieren mecanismos para evitar la sobrecarga de la fuerza de tracción cuando se usan mini-implantes convencionales, los cuales aumentan la anisotropía mecánica, respecto a mini-implantes de rosca cervical, donde la anisotropía

mecánica desapareció y la tensión se redujo y facilitó la colocación exitosa de dichos mini-implantes, mediante el uso del método de elementos finitos. (12)

Motoyoshi M y col 2008, reportan que Modelos de hueso esponjoso mostraron tensiones de von mises de 6 MPa, mientras que en modelos de hueso cortical exhibieron tensiones von mises superiores a 28MPa, lo que indica que a mayores tensiones von mises mayor tasa de éxito de los mini-implantes. En este estudio la inserción del mini implante en dirección perpendicular al hueso permite que la longitud efectiva sea en hueso cortical donde los esfuerzos de von mises fueron entre 135MPa y 143MPa lo que indica una estabilidad primaria optima para ambas técnicas estudiadas. (10)

Miyawaka y col 2003, Reportan que la inflamación de los tejidos peri-implantares es uno de los factores asociados con la estabilidad de los mini-implantes, y puede disminuir su porcentaje de éxito, por esto a mayor trauma mayor inflamación del tejido peri-implantar. (13)

## CONCLUSIONES

En este estudio se concluye:

- Que entre menor diámetro de sub-perforación (técnica de Press Fit), existe un mayor esfuerzo de Von Mises y también se observa una mayor longitud efectiva de sujeción.
- La mejor sujeción del mini-implante se logra con la sub-perforación de 1.4 mm de diámetro.
- Observando la longitud efectiva de sujeción, hay una mejor estabilidad primaria en la técnica Press Fit con menor diámetro del nicho.
- Los mayores esfuerzos se dan en el hueso cortical.
- Los mayores esfuerzos se encuentran donde se ubican los primeros filetes del mini-implante cercanos al cuello.
- La inserción del mini-implante es más activa en la técnica Press Fit y más pasiva en Line to Line.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Turner C, Burr. D.B. Basic Biomechanical Measurements of bone: A tutorial; 1993; 14: 595-608
2. Felippa C. A historical outline of matrix structural analysis: a play in three acts. Computers & Structures. June 2000, 79 (14): 1313-1324.
3. Echarri P, Tae- Weon K, Favero L. Ortodoncia y Microimplantes: Tecnica completa paso a paso. Editorial medica Ripano, Madrid 2007: 37-52.
4. Heymann G, Tulloch J.F. Implantable Devices as Orthodontics Anchorage: A Review of current treatment Modalities. Journal of Esthetic and Restorative Debstry, 2006; 18 (2): 68-80.
5. Van Eijden T.M. Biomechanics of the Mandible. Crit. Rev. Oral Biol. Med. 2000; 11 (1): 123-136.
6. Hsu C. C, Wang J.L, Hou S.M, Chao C.K, Lin J. Pushout Strength of Tibial Locking Screws: Development of Finite Element Models. Journal of the Chinese Institute of Engineers. 2003; vol 26 (): 817-823.
7. Vidyasagar L, Apse P. Biological response to Dental Implant Loading/Overloading. Implant Overloding: Empiricism or Science.Stomatologija, Baltic Dental and Maxilofacial Journal, 2003;vol 5(): 83-89.
8. Mish Carl E. Implantologia Contemporanea. 2009; 3era Edicion: 645-668.
9. 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.
10. Chu YS, Lim WH: Bone density at interradicular sites: Implication for Orthodontic Mini- Implant placement. Orthod Craniofac Res 2009; 12:25.
11. Lemoine C, Borbely P, Bench E. Micro-implantes para anclaje de uso ortodóntico (MIA). Revision. OD Vol 3 # 1. Maracaibo June 2006.
12. Vanarsdall R. Clinical Management of the orthodontics miniscrew.
13. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availabilityog bone for placement of miniscrews. Angle Orthod 2004; 74 (). 832-837.

14. Mcnamara J. Tratamiento Ortodoticoy Ortopedico en denticion Mixta. 1995: 3-35.
15. Jara L, Luna J, Riaño J, Rodriguez L, Rincon N. Diseño del modelo de utilidad de la rosca del mini implante utilizado en las clínicas de post grado de ortodoncia de Unicoc (TESIS). Bogota: Institucion Universitaria Colegios de Colombia.2008
16. Motoyoshi M, Inaba A, Ono S, Schimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontics miniiimplants and on the strees distribution in surrounding bone. InternationalJournal Maxilofacial Surgery. 2009; 38: 13-18.
17. Barbara Lisniewska-Machorowska, a James Cannon, b Stephen Williams, C and Hans-Petar Bantleond, Evaluation of force systems from a "Free-end" force system. Katowice, Poland, Clermont, Georgi, and Wiener Neustadt and Vienna, Austria.
18. James Y.C. A comparativeevaluation of current orthodontics miniscrew systems. Worl Journals of Orthodontics. Vol 8.2. 2007; pag 136-144.
19. Park Y, Lee S, Kim D, Jee S. Instrusion of posterior teeth using mini/sceew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthod 2003; 123: 690-694. 16. Kunlberg A. Pasos del tratamiento Ortodontico. En: Bishara S. Ortodoncia. Mexico. 2004: 258-259.
20. Rodriguez Alpino. Mini-Implantes en Ortodoncia. REV. VEN. OR. VOL 23. 2006.
21. Kravitz N, Kusnoto B. Ricks and complications of orthodontic miniscrew. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthodontics, April 2007; 131: 68-73.
22. Morarend C. Effect of of screew diameter on orthodontic skeletal anchorage. American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009; 136:224-229.
23. Oñate E. Calculo de estructuras por medio de elementos finitos: analisis estatico lineal. CIMNE. 2 Edicion. Septiembre 1995.
24. Kang T.H, Kim S.G. >Finite element stress analysis according to apical coronal implant position. Journal Korean oral maxillofacial surgery. 2006.; vol 32 (): 51-59.
25. Bianchi A. Protesis implanto soportada. Bases Biologicas. Biomecanica. Aplicaciones clínicas. 2001; cap 2: 146-148.

26. Park Hyo-Sang. Minor tooth movement with microimplants for prosthetic treatment. *El uso de microimplantes en Ortodoncia*. 2009: 293.