

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



**COMPARACIÓN DE LA RETENCIÓN MECÁNICA A LA FUERZA DE
TRACCIÓN EN DOS DISEÑOS DE MINI-IMPLANTES ORTODÓNTICOS**

AUTORES

JULIAN REYES

LUIS GONZALEZ

ERNESTO TORRE

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

COMPARACIÓN DE LA RETENCIÓN MECÁNICA A LA FUERZA DE TRACCIÓN EN DOS DISEÑOS DE MINI-IMPLANTES ORTODÓNTICOS

INVESTIGADORES

González C. Luis A.Od.

Reyes T. Julián H.Od.

Torre J. Ernesto. Od.

DIRECTORA CIENTÍFICA

Dra. Liliana Jara

Od. Especialista en Ortodoncia

ASESORA METODOLÓGICA

Dra. Piedad Malaver

Od. Ms. Biología énfasis Genética Humana

ASESORA ESTADISTICA

Dra. Mónica Pachón

Estadística. Ms en Finanzas

**INTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ, 2012**

CONTENIDO

PÁGINA

1. ASPECTOS TEÒRICO-CIENTÌFICOS	11
1.1 Planteamiento del problema.	11
1.2 Pregunta de investigación.	12
1.3 Justificación.	12
1.4 Marco teórico.	14
1.5 Objetivos	20
1.5.1 Objetivo general.	20
1.5.2 Objetivos específicos.	20
1.6 Hipótesis	20
1.6.1 Hipótesis Nula	20
1.6.2 Hipótesis Alternativa	21
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	22
2.1 Tipo de estudio.	22
2.2 objetivo del estudio.	22
2.3 unidad de análisis.	22
2.4 Muestra.	22
2.5 Criterios de inclusión.	23
2.6 Variables.	23
2.7 Procedimiento.	24

2.8 Recolección de datos	38
2.9 Análisis estadístico	39
2.10 Implicaciones Éticas	39
3. RESULTADOS.	41
4. DISCUSIÓN.	48
5. CONCLUSIONES.	51
6. RECOMENDACIONES.	52
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La ortodoncia siendo una especialidad de la odontología, tiene como objetivo posicionar de manera correcta los dientes dentro de los maxilares, logrando adecuada función y estética; es sin lugar a dudas el resultado de la conjunción de un sistema de fuerzas para alcanzar tal fin; desafortunadamente cuando se realiza la aplicación de una fuerza se produce a su vez otra fuerza de reacción indeseada, que interfiere en el movimiento ⁽¹⁾.

El control de las fuerzas indeseadas se conoce como anclaje ortodóntico, que en tiempos pasados era difícil de manejar. Con la aparición de los mini implantes como anclaje temporal en ortodoncia, se supera de una vez los inconvenientes de esas épocas como las fuerzas de reacción, la complejidad de los sistemas de fuerza y se elimina la dependencia de la colaboración del paciente con los dispositivos extraorales alcanzando un mayor control en cuanto a la aplicación de la fuerza ortodóntica.

Según Camaro y Col. se tiene información que Gainsforth y Higley en 1945, citados por Shapiro y Mathews dieron la primicia de que existía la posibilidad de lograr un anclaje ortodóntico en el hueso basal usando mini implantes ⁽²⁾. Desde ése entonces, se tiene evidencia de investigaciones en el uso de mini implantes no sólo en restauraciones con fines protésicos, sino en mecánicas de anclaje absoluto con gran versatilidad y aplicabilidad. En

el 2006 Janssen K y Col, al igual que Chaddad K. y Col y Park H. y Col en el 2008 indicaron que la tasa de éxito en el anclaje absoluto con mini implantes puede variar entre 85% y 100% en seres humanos ⁽³⁻⁵⁾. Según Phiton M y Col. en el 2008 a pesar de la inmensa popularidad que tienen hoy los mini implantes existen pocos estudios que muestran sus características mecánicas ⁽⁶⁾. Según un estudio de análisis por medio de elementos finitos realizado por Jara y Col. en el 2011 refiere que la angulación de implantación perpendicular del mini implante presenta esfuerzos menores y mejor distribución de fuerzas, ofreciendo mayor superficie de contacto y por ende mejor retención mecánica ⁽⁷⁾. Teniendo en cuenta esto queremos comparación dos diseños de mini-implantes ortodónticos analizando la retención mecánica a la fuerza de tracción de estos .

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION

¿Cómo es la Retención Mecánica, de dos diseños de mini implantes insertados en hueso porcino, ante las fuerzas de tracción con ligadura metálica?

1.3 JUSTIFICACION

Los mini-implantes utilizados en ortodoncia son mecanismos de anclaje temporal que en ocasiones nos ayudan a evitar un tratamiento combinado de

ortodoncia y cirugía, resolviéndolo exclusivamente con ortodoncia; Al mismo tiempo es muy importante para lograr estos objetivos de tratamiento con éxito, tener una excelente retención mecánica del mini-implante en hueso para que soporte las fuerzas que se van a producir sobre él, debido a la reacción que ocurre manifestándose en una fuerza de igual magnitud pero en sentido contrario, cuando se instala un procedimiento de anclaje en boca⁽⁴⁾.

En las clínicas de ortodoncia del Colegio Odontológico se vienen utilizando desde hace más de 7 años, los mini-implantes como sistemas de anclaje en ortodoncia no convencional, los cuales nos han mostrado en ocasiones inconvenientes con relación a la retención mecánica en su primera fase frente a las fuerzas ortodónticas; por lo tanto se propone una investigación que conlleve a evaluar la retención mecánica de los diseños distintos de mini-implante en hueso, ante fuerzas de tracción y de esta forma como se reflejaría la estabilidad primaria y que ventajas y desventajas mostraría cada uno de los diseños. Todo esto con el fin de obtener información valiosa que aumente el conocimiento basados en la evidencia y que beneficie la salud de los pacientes que son tratados ortodónticamente utilizando mini implantes.

1.4 MARCO DE TEÓRICO

La Ortodoncia, es una rama de la odontología en la que se combinan, tanto las ciencias puras, como la física y la aplicación de principios biológicos para garantizar una importante tasa de éxito en el tratamiento. Pero inevitablemente, en la aplicación de fuerzas, que van encaminadas a corrección de las posiciones dentarias, se producen a su vez, fuerzas de reacción, que interfieren en el propósito clínico deseado. Este control de las fuerzas indeseadas, es reconocido como anclaje ortodóntico, el cual ha representado una problemática durante mucho tiempo, debido por una parte por las limitaciones de los dispositivos disponibles hasta hace relativamente poco tiempo y por otra parte por la dependencia de la cooperación del paciente. Ante esto, surgió la posibilidad del anclaje absoluto en ortodoncia, suministrado por minimplantes, cambiando la manera de pensar y actuar sobre el manejo del anclaje en ortodoncia.

Por ende, teniendo en cuenta las tasas de éxito del 85 al 100% reportadas por 2006 Janssen K y Col, al igual que Chaddad K. y Col y Park H. y Col en el 2008 en seres humanos ⁽³⁻⁵⁾.y revisando la literatura y teniendo encuenta lo reportado por Phiton M y Col. en el 2008 sobre pocos estudios que muestran sus características mecánicas ⁽⁶⁾. Según un estudio de análisis por medio de elementos finitos realizado por Jara y Col. en el 2011 refiere que la angulación de implantación perpendicular del mini implante presenta esfuerzos menores y mejor distribución de fuerzas, ofreciendo mayor superficie de contacto y por ende mejor retención mecánica ⁽⁷⁾.

En el 2005 Lien-Hui Huang realiza también un estudio donde destacan las desventajas o las complicaciones que se pueden presentar como son: " Las limitaciones anatómicas", el cual nos muestra las limitaciones del mismo en cuanto a su lugar de colocación ⁽⁸⁾. Según Labanauskaite y col (2005) en su estudio de meta análisis de revisión de la literatura dice que el tratamiento ortodóntico con mini implantes es un nuevo método que los odontólogos no están todavía lo suficientemente familiarizados con él y tampoco hay sistemas de miniimplantes estandarizados; además el tratamiento de ortodoncia con mini implantes es casi el 100% de éxito, si el tipo de mini implante elegido y la situación clínica son debidamente evaluados. Concluye que los mini implantes son una excelente alternativa de anclaje temporal para los tratamientos de ortodoncia en comparación con el método tradicional ⁽⁹⁾.

Hyo-sangpark en 2006 examinaron el porcentaje de éxito y encontrar los factores que afectan el éxito clínico de los mini implantes usados como anclaje ortodóntico el cual, arrojó como resultado una tasa de éxito de 91.6% para todos los implantes con un periodo de aplicación de fuerza de 15 meses, lo cual fue muy significativo según el estudio ⁽¹⁰⁾.

K. Chaddad. en el 2007 argumentó que el anclaje intraoral para el movimiento dental ortodóntico es de particular interés para todos los ortodoncistas que deseen tratamientos seguros y efectivos; el uso convencional de implantes dentales para anclaje es limitado, a causa de su gran tamaño, por lo que se han introducido los mini-implantes con alta

capacidad para regeneración ósea y con características modificadas en cuanto a su superficie ⁽⁴⁾. En 2007 kuroda, sustenta las numerosas ventajas en la que los tornillos de fijación no sólo brindan un anclaje inmejorable, un menor tiempo de tratamiento en la retracción del segmento antero superior, reducción del tiempo operatorio, utilización de menos instrumental quirúrgico. Permite además la carga inmediata y fuerzas de tracción óptimas, colocación de más de un tornillo en el mismo paciente en momentos diferentes, colocación del tornillo en cualquier etapa del tratamiento, reducción del tiempo de tratamiento, y que no requiere la cooperación del paciente, además de que no requiere la utilización de anestesia para su remoción. También señaló que los mini-implantes colocados sin incisión mucoperiostica o cirugía reducen el dolor e incomodidad del paciente después de la implantación ⁽¹¹⁾. Matheus Melo Pithon en el 2008 estudió a nivel invitro la resistencia a la torsión que soportan los mini implante, encontrando diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$); en los mini-implantes con mayor diámetro había los más altos valores medios de torsión, mientras que aquellos con menor diámetro tuvieron los más bajos ⁽¹²⁾.

En el 2008 tambien M. Pithon , realizó un estudio para medir la resistencia a la torsión de diferentes marcas comerciales de mini implantes, con una muestra de 75 mini tornillos y encontró que los mini implantes de todos los grupos resultaron ser adecuados para su uso clínico .La forma de los mini-implantes parece tener más influencia en la resistencia a la fractura que el

diámetro teniendo resultados mucho más significativos los de forma cónica; Es importante resaltar que este estudio fue realizado sobre hueso cortical de fémur porcino, debido a la densidad de 1.7 gr/cm^3 ⁽¹³⁾; el cual es similar a lo encontrado por Misch y Col quienes evaluaron mandíbulas humanas encontrando resultados de densidad ósea de 0.85 a 1.63 gr/cm^3 ⁽⁶⁾. Chun YS, Lim WH también realizó un estudio para comparar la estabilidad entre los mini implantes cilíndricos y cónicos y encontró que aunque el grupo cónico tiene buena estabilidad inicial, también mostró torque de inserción alta, que podría afectar al lado cicatrización del tejido. El análisis histomorfométrico no mostró diferencias significativas entre los grupos cilíndricos y cónicos. La forma cónica puede necesitarla modificación del hilo de la estructura y la técnica de inserción para reducir el torque de inserción excesivo ⁽¹⁴⁾.

En 2005, Caramo A, Velo S y Col. en su investigación describen las ventajas de los mini tornillos sobre otras formas de anclaje:

- Uso óptimo de las fuerzas de tracción, a pesar del número o localización del diente.
- Aplicación en cualquier estado del desarrollo, incluyendo terapia interceptiva.
- Acortar tiempo de tratamiento, ya que no se necesita preparar anclaje dental.
- No se requiere de la cooperación del paciente.

En este mismo estudio se menciona que la oseointegración incompleta representa una ventaja para las aplicaciones ortodóncicas, permitiendo un anclaje efectivo con una fácil inserción y remoción. El material de los microtornillos y el diseño específico son importantes para determinar la resistencia a la rotura. Aunque las fuerzas ortodóncicas generalmente no son suficientemente fuertes para romper los microimplantes, las fuerzas de rotación asociadas con la colocación y remoción pueden causar fallas de los mismos, especialmente en huesos con una alta consistencia o cuando se produce una oseointegración parcial. Dentro de las conclusiones de este estudio se sugieren que los microimplantes pueden resistir fuerzas mayores a las que se pueden aplicar en ortodoncia; es posible que la aplicación de una fuerza de torsión mayor a 40 Ncm durante la inserción o remoción puede romper el tornillo. Para limitar las fuerzas de torsión los clínicos deben usar un destornillador y ajustarlo digitalmente. Si los mini tornillos autoperforantes encuentran una resistencia extrema durante la inserción puede ser requerido un taladro; en el momento de la remoción si el tornillo parece óseo integrado puede ser requerido un procedimiento quirúrgico para removerlo completamente ⁽²⁾.

Alonso García-Argüelles y Col en el 2006 realizaron un estudio guía, sobre las características de resistencia mecánica en los mini implantes el cual arrojó como resultados que la resistencia a fuerzas de tracción es mayor en los mini-implantes que presentan mayor diámetro y mayor longitud y el grado de deformación del filo del mini-implante está relacionado con la resistencia a

fuerzas de tracción ⁽¹⁵⁾ en el 2009 Christine L. Brinleya concluyó en sus estudios que la resistencia a la tracción aumenta de forma significativa en la distancia entre roscas de 1,0 mm a 0,75 mm ⁽¹⁶⁾. En la actualidad se puede encontrar diferentes y variados diseños de mini implantes según las marcas comerciales:

Clínicos é investigadores, durante las cinco últimas décadas, han tratado de diversificar la utilidad de los implantes dentales, llevándolos a otras áreas de la odontología específicamente la Ortodoncia, para ser incorporado como uno de los complementos del anclaje que es uno de los aspectos críticos a considerar en el tratamiento. De esta manera, estudios de la línea de investigación en mini implantes en ortodoncia realizados en las clínicas de ortodoncia del Colegio Odontológico por la Dra. Liliana Jara, sirven como base para continuar investigando el tema y en este caso específicamente en cuanto a la estabilidad primaria de dos tipos de mini-implantes ante las fuerzas de tracción.

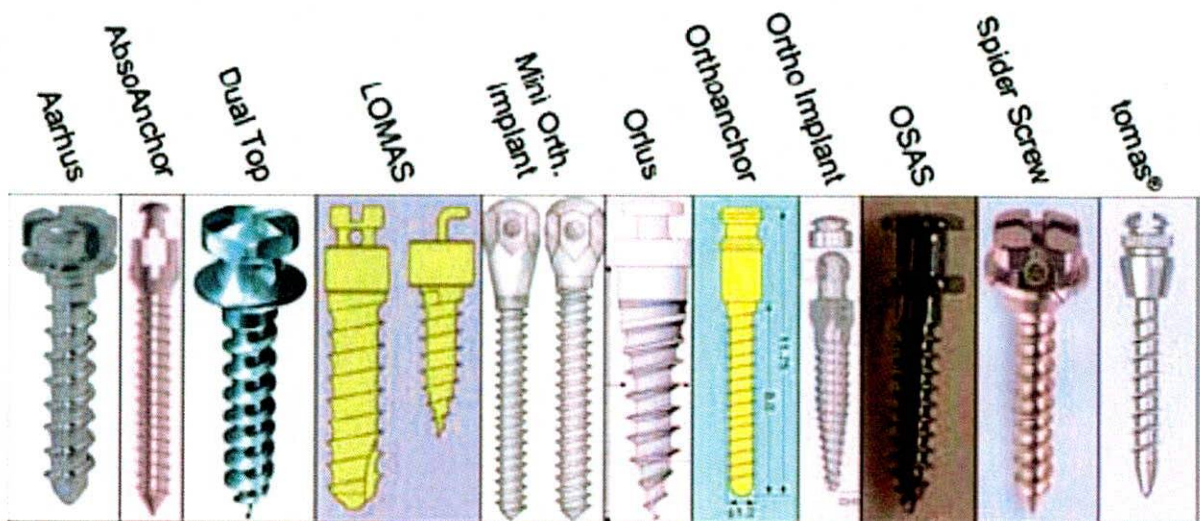


Figura 1. Varios diseños de mini implantes ortodónticos ⁽²³⁾

1.5 OBJETIVO

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la retención mecánica en hueso porcino, del mini implante de ortodoncia con diseño convencional importado (M1) vs otro diseño nacional de mini implante (M2), mediante el uso del medidor universal de esfuerzos llamado Versa-Tester.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Determinar el comportamiento de la retención mecánica en hueso porcino del mini implante utilizando mecanismo de fuerza de tracción con ligadura metálica.
- Determinar la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida.

1.6 HIPOTESIS

1.6.1 HIPOTESIS NULA

La retención mecánica del mini implante M2 es mayor o igual a la retención mecánica del mini implante M1.

1.6.2 HIPOTESIS ALTERNA

La retención mecánica del mini implante nacional es menor a la retención mecánica del mini implante importado.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio de tipo CUASI EXPERIMENTAL.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

La retención mecánica del mini implante ortodóntico.

La resistencia del mecanismo de tracción con ligadura metálica.

2.3 UNIDAD DE ANÁLISIS

El mini implante de marca nacional denominado M2 para efectos de este estudio y otro mini-implante de marca importada denominado M1, ya utilizado en las clínicas de esta misma institución.

2.4 MUESTRA

Se tomo una muestra aleatoria de 12 mini implantes de Titanio grado 5 (Ti6A14V); dividiéndolos en 2 grupos:

Grupo M1 con 6 mini-implantes auto roscantes de cabeza perforada de 2.0 mm de diámetro, 6mm de longitud y 1 mm de transmucoso con roscas métricas en sentido hacia la derecha fabricado en Brasil y el Grupo M2 con 6

mini-implantes auto roscantes de cabeza perforada de 1.7mm de diámetro, 8 mm de longitud y 0.5 mm de transmucoso con roscas métricas en sentido hacia la derecha fabricado en Colombia.

2.5 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Mini implantes de titanio grado 5.
- Mini implantes autoroscantes.
- Mini implantes con diseño de rosca métrica.

2.6 VARIABLES

VARIABLE	DEFINICION	OPERACIONAL	CATEGORIA	ESCALA	RELACION
Miniimplante en titanio grado 5	Dispositivo de anclaje temporal en ortodoncia	M1 mini implante importado M2 mini implante nacional	Cualitativa	Nominal	Independiente
Tiempo	Lapso que transcurre en el espacio hasta que haya desalojo del miniimplante o fractura del mecanismo de tracción con ligadura	T1:1 a 80seg T2: 81 a 160seg T3: 161 a 240seg T4: 241 a 320 seg T5:321 a 400 seg	Cualitativa	Ordinal	Independiente
Fuerzatraccional	Capacidad de acción física de tirar el mini implante para desalojarlo.	F1: 0 a 70 gr F2: 70.1 a 140 gr F3: 140.1a 210 gr F4: 210.1a 280 gr F5:280.1a 350 gr	Cuantitativa	Continua	Independiente
Retención Mecánica	Estabilidad delmini implante ante fuerzasque se aplican para desalojarlo	SI NO	Cualitativa	Nominal	Dependiente
Resistencia del Mecanismo de Tracción	Máxima elongación que resiste la ligadura metálica antes de romperse ante la fuerza de tracción	Alargamiento de 0 a 30mm	Cuantitativa	Continua	Interviniente

2.7 PROCEDIMIENTO

Se utilizó costilla de hueso porcino previa comprobación de la densidad ósea similar a la de mandíbula de ser humano que se midió con una densitometría ósea; (Figura 2) el hueso se manejó con el protocolo de crío conservación (hielo seco $-40^{\circ}\text{C}^{\circ}$) Estas muestras de hueso se manejaron con el protocolo de crio-conservación (hielo seco $-4^{\circ}\text{C}^{\circ}$) y se descongelaron con suero fisiológico al momento de realizar las pruebas ⁽¹⁷⁾ (Figura3) y descongelándolo con suero fisiológico al momento de realizar las pruebas.(Figura 4).

Figura 2. Densitometría de las muestra ósea

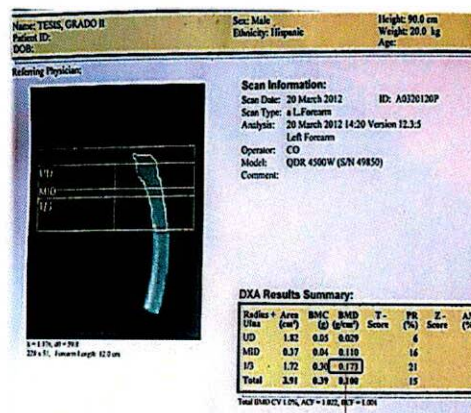
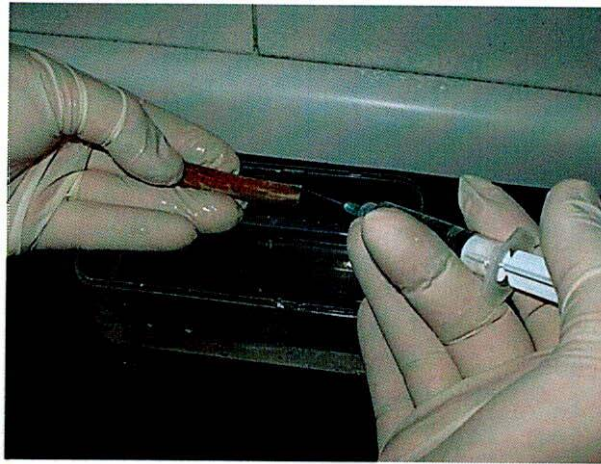


Figura 3. Procedimiento de Crío Conservación a $-40^{\circ}\text{C}^{\circ}$



Figura 4. Descongelación de la muestra con suero Fisiológico



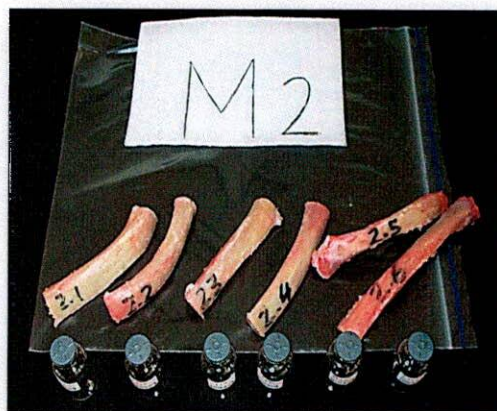
Se realizaron tres pruebas piloto con el fin de observar y controlar deficiencias en el proceso de toma de la pruebas mecánicas definitivas. La primera que se realizó fue para medir y calibrar la resistencia a la fractura de la ligadura de calibre 0.010 pulgadas que se utilizó como medio de tracción; la segunda instalando un mini implante en un bloque de hueso de costilla porcina y aplicándole fuerza de tracción en el mismo sentido al eje longitudinal del mini implante a través de la ligadura metálica ya calibrada, con el fin de medir el tiempo máximo de resistencia al arrastre desalojo total de ese mini implante y la tercera instalando un mini implante en un bloque de hueso de costilla porcina y aplicándole fuerza de tracción en 90 grados con respecto al eje longitudinal del mini implante a través de la ligadura metálica ya calibrada, con el fin de observar la estabilidad del bloque óseo al momento de realizar la medición de la prueba mecánica definitiva.

Para las pruebas definitivas se utilizaron 12 bloques óseos junto con 12 mini implantes en total marcados y organizados en dos grupos; el primer grupo denominado M1 con 6 bloques óseos marcados con la referencia del 1.1 al 1.6 junto con los mini implantes con diseño convencional marca importada, los cuales también fueron marcados con la misma referencia de estos bloques óseos (Figura 5) y el segundo grupo denominado M2 con otros 6 bloques óseos marcados con la referencia del 2.1 al 2.6 junto con los mini implantes con otro diseño de marca nacional los cuales fueron marcados también con la misma referencia de estos bloques óseos.(Figura 6)

Figura 5 Grupo M1.



Figura 6. Grupo M2.



Se instaló cada mini implante en su correspondiente bloque óseo de cada grupo, utilizando un mismo protocolo de inserción y un solo operador experto (Dra. Liliana Jara – Directora Científica de este estudio y experta en el tema con más de 500 mini implantes colocados en su práctica clínica). (Figura 7).



Figura 7. Experto en la colocación de los mini implantes.

Los mini implantes de marca importada se instalaron con el destornillador manual fabricado por esta empresa, el cual viene con un sistema de control de torque que permitió manejar fuerzas con un rango entre 20 y 40 N/cm², que según la literatura actual es lo indicado (20); Los mini implantes de marca nacional fueron instalados con un destornillador básico manual sin control de torque fabricado por esta misma empresa. (Figura 8).



Figura 8. Destornillador para la Inserción de los mini implantes.

Luego de todas las inserciones de los mini implantes en las muestras , se cortó el hueso con una sierra industrial con medición de angulación para dejar cada extremo del bloque óseo paralelo al eje longitudinal del mini implante ya instalado. (Figura 9).

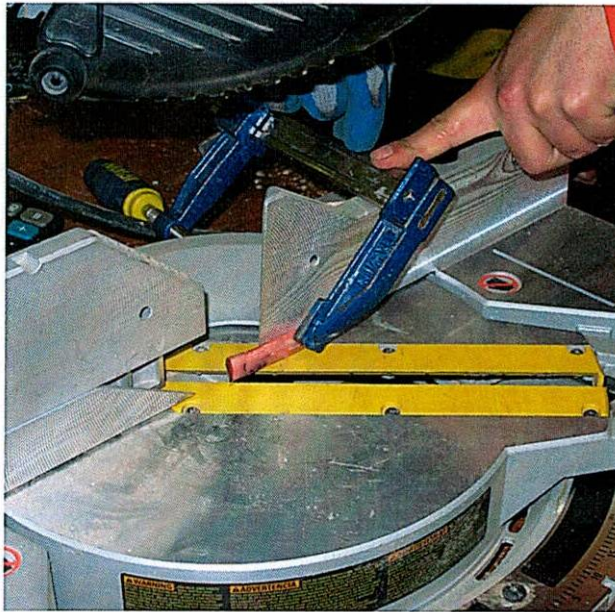


Figura 9. Corte de las muestras.

Se obtuvieron dichos bloques con mediciones diferentes en longitud, anchura y espesor, lo que generó la necesidad de fabricar un dispositivo metálico diseñado para sujetar cada bloque óseo y así estandarizar el proceso para que todos los bloques óseos quedaran firmes al momento de realizar la prueba mecánica de tracción. El protocolo de inserción utilizado para cada mini implante fue el siguiente: se realizó una pequeña Perforación llamada “nicho” en la cortical con fresa punta de lanza de 1mm de diámetro con contra ángulo a 300 RPM; la fresa perforó perpendicular a la superficie ósea para evitar cambio de dirección. (Figura 10).



Figura 10. Imagen del Nicho.

Luego se realizó la instalación del mini implante evitando movimientos transversales y excéntricos durante su colocación. Se fijó el mini implante aplicando fuerza axial moderada de tal forma que 2/3 de su rosca activa estuvieran infra óseos; se verificó angulación de 90° (protocolo que se usa en las clínicas de postgrado UNICOC) Hay evidencia significativa de que la implantación a 45 grados del mini implante ortodóntico incrementa in situ el stress del hueso peri implantar llevando a una respuesta inflamatoria en el área de colocación, dada por citoquinas, macrófagos que aumentan el riesgo de perder la estabilidad primaria del mini implante y por tanto fallar la retención mecánica del mismo ⁽¹⁸⁾ y se continuó la inserción reduciendo la presión axial hasta que quedó supra óseo el perfil transmucoso de cada mini implante.(Figura 11)

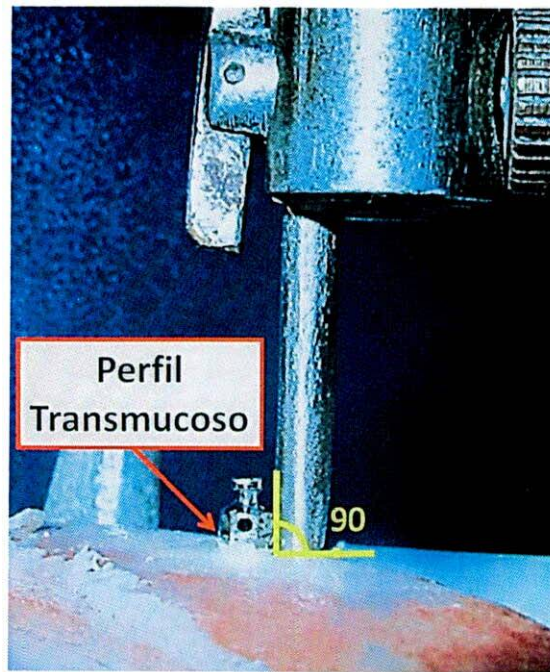


Figura 11. Mini implante insertado a un ángulo de 90°.

Después cada bloque óseo que tenía instalado su mini implante correspondiente, fue fijado al dispositivo metálico elaborado previamente, mediante bandas plásticas con seguro. (Figura 12)

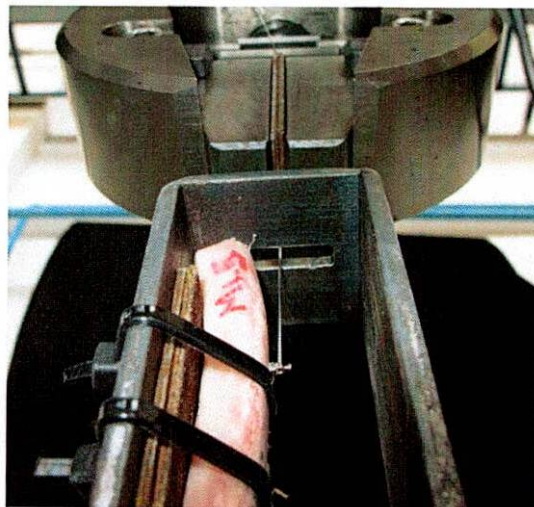
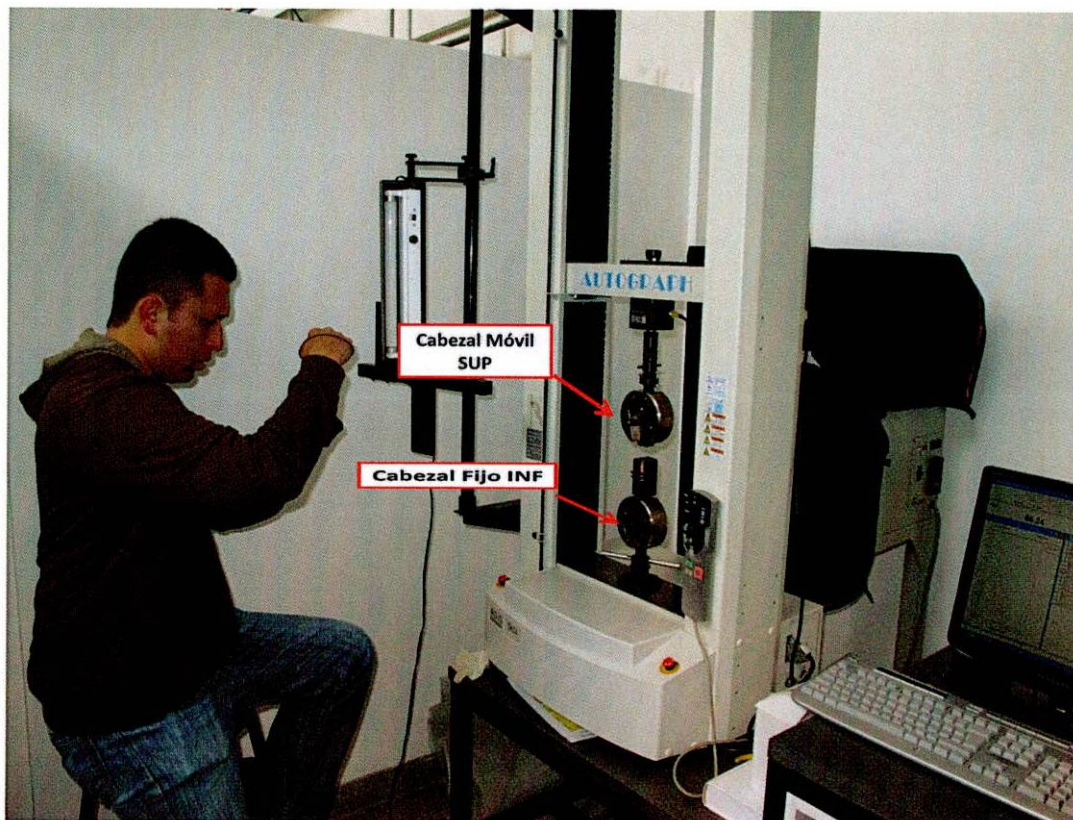


Figura 12. Muestras fijadas con bandas plásticas.

Inmediatamente se colocó por el agujero que tiene en la cabeza ortodóntica cada mini implante una ligadura metálica en sencillo de 0.10 de calibre y sus extremos libres fueron sujetos a un dispositivo metálico tipo tenaza del aparato de medición Shimadzu Universal Testing Instruments serie AG-IS con certificación ISO9001 ubicado en el laboratorio de Ensayos Mecánicos y Deformación Plástica del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia. Se finalizó con la realización de todas las pruebas mecánicas de fuerza traccional verificando siempre la dirección de 90° de dicha fuerza con respecto al eje axial de cada mini implante.(Figura 13).

Figura 13. Sistema de ensayos mecánicos.



Este sistema de ensayos mecánicos, 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 y tiene una capacidad desde 25kN hasta 500 kN. En él se pueden utilizar diferentes materiales desde plástico, aluminio, aleaciones e incluso hasta aceros. Ofrece la posibilidad de realizar diferentes pruebas como tensión, compresión, fatiga, fractura mecánica y durabilidad de los materiales.

Este sistema de ensayos se divide estructuralmente en dos partes; un computador y un banco de pruebas o tester conectados entre sí. El tester como tal se compone de un cabezal fijo y otro cabezal móvil. Éste último integra en su cabezal móvil dispositivo de anclaje máximo y un sensor de carga y / o fuerza de alta sensibilidad y precisión, que integrado a su vez con un componente electrónico está conectado a un ordenador que permite analizar mediante un software específico (Software de métodos numéricos ó elementos finitos) la cantidad de la fuerza que desde o hacia él se pueda aplicar. Esta conexión al ordenador transmite en todo momento los datos de la lectura correspondiente al ensayo que se esté realizando y puede verificarse mediante la observación en una pantalla de cristal líquido del propio tester y / o en la pantalla del ordenador, guardándose adicionalmente todo el registro de la información de cada ensayo en un disco duro del ordenador. (Figura 14).

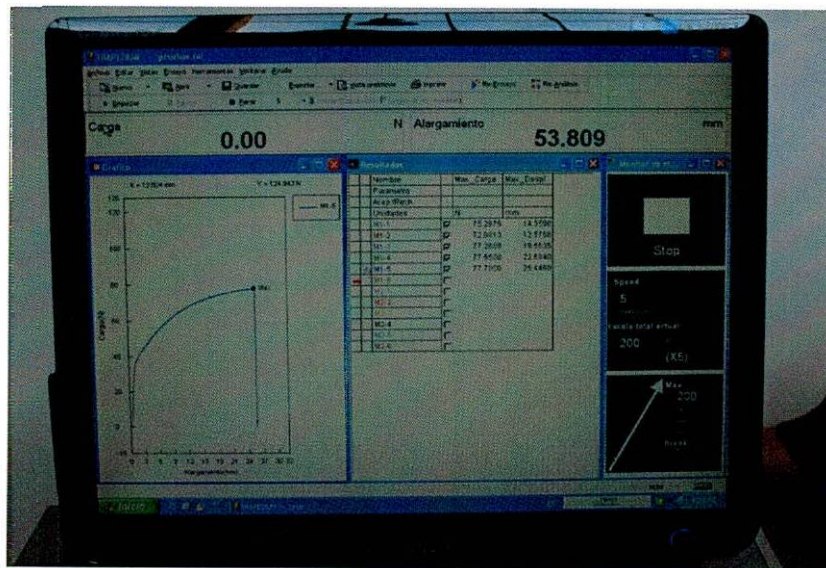


Figura 14. Ordenador del sistema de ensayos mecánicos.

El sistema permite además medir junto con la cantidad de la fuerza, el esfuerzo, el desplazamiento en unidades de longitud, llegando incluso a medir micras (millonésima parte de 1 mm o 10^{-6} mm).

Dentro del laboratorio, este equipo se encuentra supervisado y calibrado periódicamente para que cumpla con su estándar de calidad (Figura 15) y el margen de error en medición es del 0.05% por Nw el cual es el estándar de calidad más alto en precisión de medición de ensayos de todos los que se fabrican en su tipo.



Figura 15. Certificación de Calibración del Sistema.

Esencialmente, los ensayos realizables en este aparato consisten en colocar un material entre los dos cabezales, fijarlos, y aplicarle una determinada fuerza. El programa permitirá determinar, la resistencia que opone el material sometido a la fuerza a ser deformado, y permite seleccionar una velocidad variable de aplicación de la misma. En el caso del ensayo de fuerza de tensión el sensor de fuerza registra todos los valores de carga aplicada hasta el momento en que se rompe el material cesando inmediatamente la medición y arrojando los detalles de cuánta resistencia a la deformación se obtuvo, en cuánto tiempo y qué longitud de deformación alcanzó antes de romperse. (Figura 16)

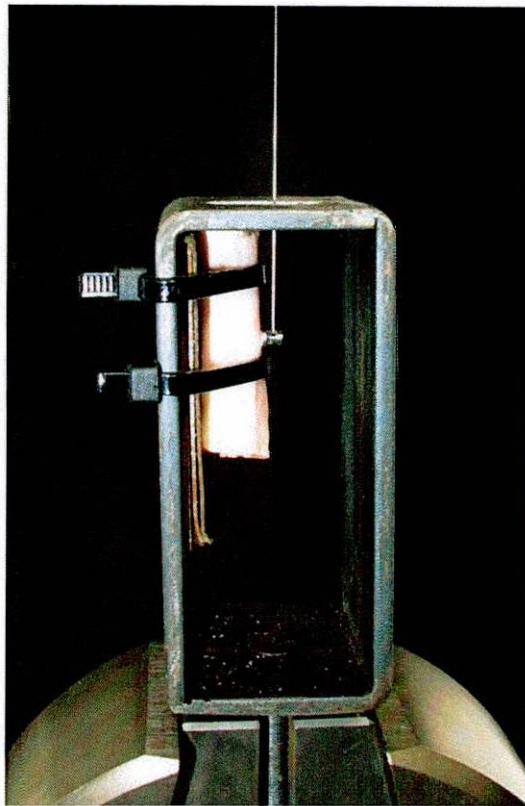


Figura 16. Prueba mecánica sobre la muestra

Específicamente, para la realización de nuestros ensayos, se procedió a fijar, en una celda de forma rectangular, (firmemente sujeta a la porción fija del Tester), cuya porción superior tiene una hendidura para salida de la ligadura metálica, una a una las muestras de tejido óseo a las que previamente se les había insertado los mini tornillos y la ligadura metálica a éstos últimos. (Figura 17).

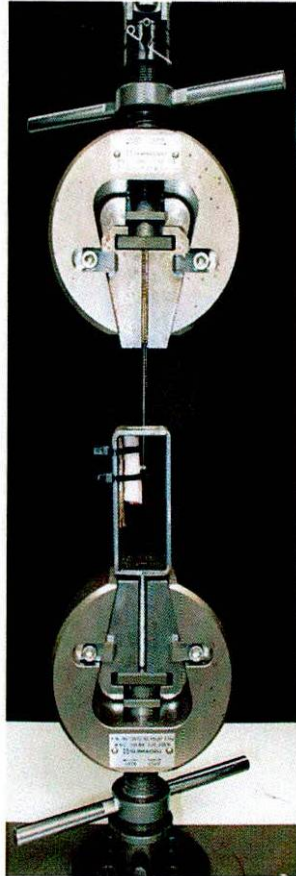


Figura 17. Prueba mecánica con el equipo shimadzu universal tester

Teniendo certeza de que las muestras se encontraban absolutamente fijas dentro de cada celda, se procedería a fijar la porción libre de la ligadura metálica con un dispositivo de mordaza especial, a una distancia igual para cada muestra desde el mini implante (12 cm), al cabezal móvil del aparato para iniciar la aplicación de la fuerza.

Posteriormente se procede a colocar la ligadura en la mordaza del tester para tener una fuerza de aplicación en el momento inicial de 0 Newton; se calibra la sonda (que mide la fuerzas) a partir de este valor y seguidamente se programa la velocidad de desplazamiento del cabezal móvil a 5

milímetros por minuto. A partir de allí se iniciaría cada uno de los ensayos. Una vez que se ha iniciado el desplazamiento del cabezal móvil, de manera simultánea se inicia a aplicación de la fuerza y la medición de la misma.

La manera de calcular los valores del esfuerzo del material se realiza mediante la aplicación de las fórmulas del programa en el ordenador que instantáneamente arroja el resultado en tiempo real, teniéndose durante todo el ensayo registro exacto del desplazamiento, y de la fuerza de resistencia que genera la tensión del material lo cual a su vez, muestra todos los datos que se generan y se muestran en cada gráfica. Una vez roto por la fuerza de tracción la ligadura, se analiza cuál fue el último valor que se registró justo antes del rompimiento y en ese instante cesa la medición.

2.8 RECOLECCIÓN DE DATOS

Se elaboró una plantilla en Excel con las variables independientes, dependientes e interviniente, para los dos grupos de la muestra; con el fin de organizar los datos obtenidos en cada prueba mecánica realizada, respetando la marcación inicial de cada bloque óseo y mini implante.

2.9 ANALISIS ESTADÍSTICO

Los resultados obtenidos se codificaron y se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS 12.00 para el programa Windows. Para la comparación entre las medias se utilizó la ANOVA de un factor para una variable, pruebas post hoc (Bonferroni) que permiten realizar comparaciones múltiples entre las distintas variables. En el análisis se tuvieron en cuenta los siguientes ítems:

- Valorar y cuantificar la retención mecánica a la fuerza de tracción sobre los mini implantes y compararla en función al diseño de las roscas.
- Tiempo transcurrido hasta alcanzar la tracción máxima que se usa en ortodoncia.
- Cuantificar la elongación máxima del mecanismo de tracción con ligadura ante la fuerza de tracción.

2.10 IMPLICACIONES ETICAS

Según la resolución 8430 de 1993 del ministerio de salud, la muestra que se tomó para este estudio, está clasificada como sin riesgo; se considera que la realización de esta investigación no tiene ninguna limitante en cuanto a efectos nocivos, factores de riesgo biológico ó daños al patrimonio ecológico, moral ó personal en el todo o alguna de sus partes.

Este Instrumento legal, con fecha de Octubre 04 de 1993, seña la , regula y establece el alcance científico, técnico y administrativo de la investigación en salud dentro del territorio de la República de Colombia.

3. RESULTADOS

Todos los mini implantes tanto de tipo importado como nacional presentaron retención mecánica desde el tiempo inicial (0 segundos) hasta los 12 segundos, reaccionando así a diferentes fuerzas ejercidas (Tabla 1).

Tabla 1. Distribución porcentual de la Retención Mecánica según tipo de mini implante, Fuerza de tracción y evolución en el tiempo

Tiempo (Seg)	Fuerza de tracción (gr fuerza)				Diseño convencional del mini implante importado (M1)	Diseño nacional de mini implante (M2)
	Diseño convencional del mini implante importado (M1)		Diseño nacional de mini implante (M2)		% Retención Mecanica (mini-implantes)	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo		
0	0,39	196,93	1,79	133,20	100% (6)	100% (6)
1	1,50	258,12	12,11	168,25	100% (6)	100%(6)
2	5,70	987,85	14,66	209,68	100% (6)	100%(6)
3	5,74	2.020,95	13,38	244,09	100% (6)	100%(6)
4	24,86	2.723,92	16,57	414,90	100% (6)	100%(6)
5	114,72	3.137,54	19,12	651,34	100% (6)	100%(6)
6	255,57	3.447,91	22,31	1.036,29	100% (6)	100%(6)
7	288,07	3.662,06	65,01	1.423,14	100% (6)	100%(6)
8	317,39	3.781,23	96,24	1.667,24	100% (6)	100%(6)
9	353,71	3.871,73	141,49	1.887,11	100% (6)	100%(6)
10	391,32	3.931,01	213,50	2.112,09	100% (6)	100%(6)
11	467,16	3.952,04	518,78	2.669,11	100% (6)	100%(6)
12	458,23	3.947,58	1.221,11	3.081,45	100% (6)	100%(6)

En general los mini implantes de tipo convencional importado evolucionaron en el tiempo a mayores fuerzas de tracción que los de tipo nacional (Tabla 1, Figuras 18 y 19.)

Figura 18. Relación Tiempo y fuerza de tracción ejercida en gr en cada mini implante – diseño convencional importado (M1)

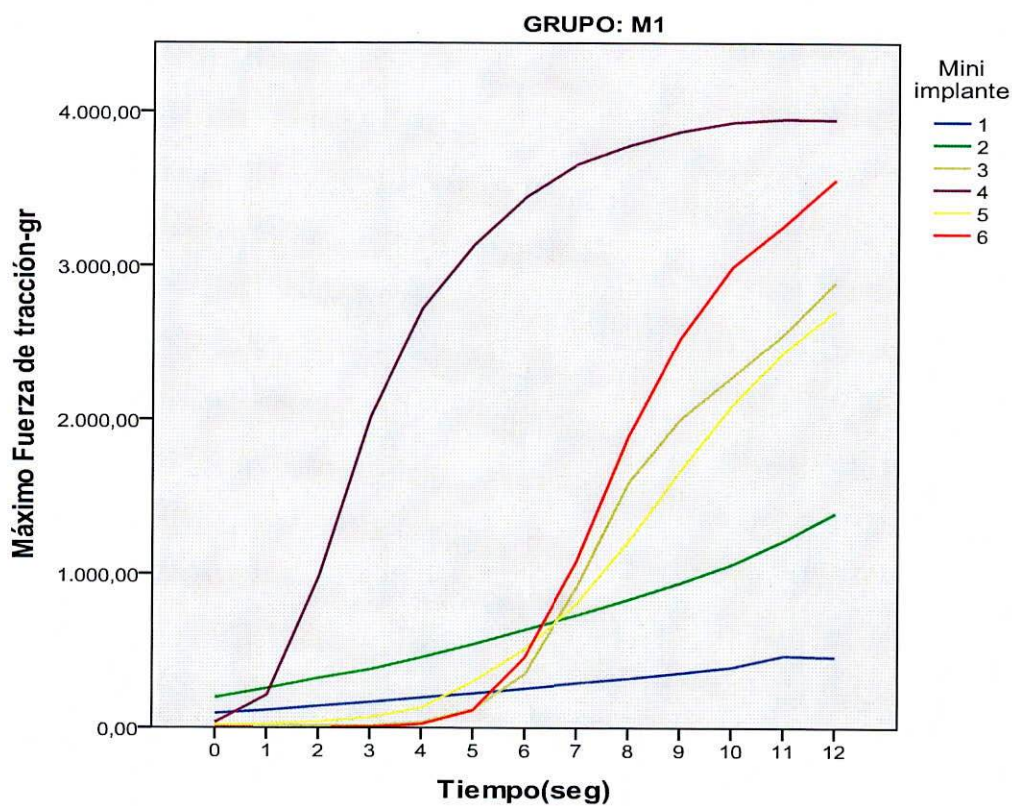
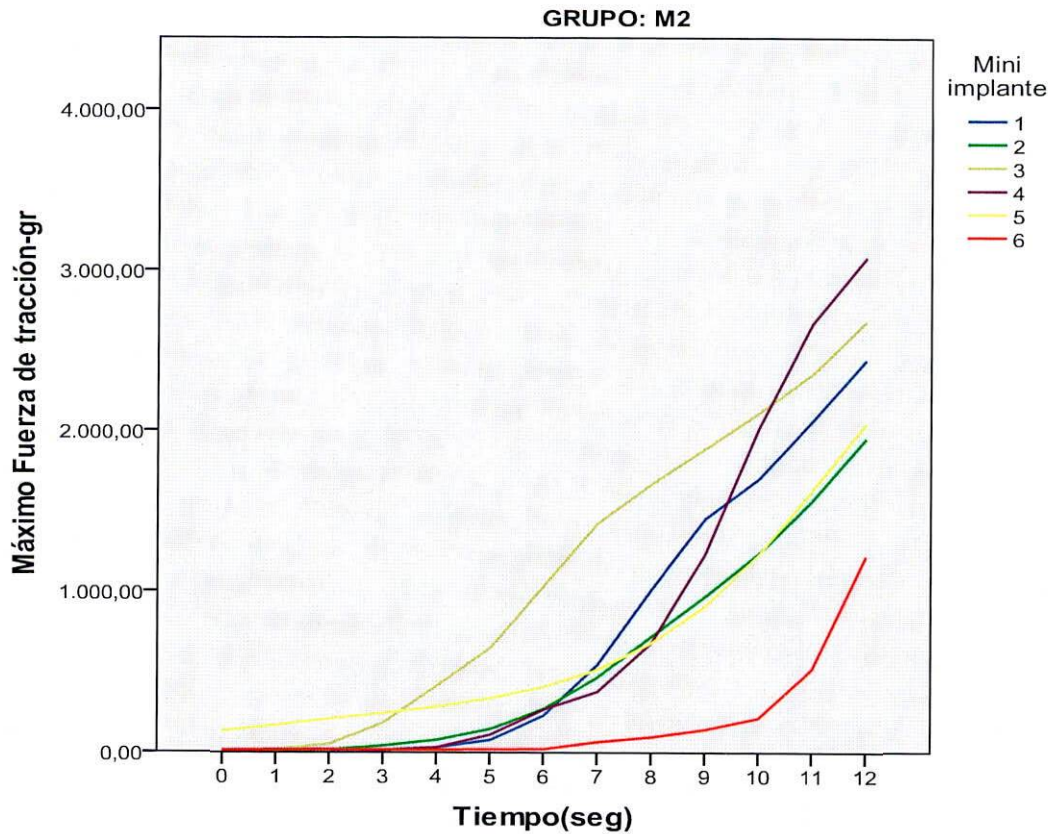


Figura 19. Relación Tiempo y fuerza de tracción ejercida en gr en cada mini implante – diseño nacional de mini implante (M2)



La elongación se generó en incrementos constantes aproximados de 0.08mm iniciando en 0s y terminando en aproximadamente 0.99mm en 12s, para cada mini implante de los dos tipos de diseño (Figuras 20 y 21.). Es decir para cada mini implante la elongación aproximada se describe en la tabla 2.

Tabla 2. Elongación de cada mini implante según el tiempo

Tiempo (Seg)	Elongación en mm en cada mini implante	
	Diseño convencional del mini implante importado (M1)	Diseño nacional de mini implante (M2)
0	0,000	0,000
1	0,080	0,082
2	0,163	0,165
3	0,246	0,249
4	0,330	0,332
5	0,413	0,415
6	0,496	0,499
7	0,580	0,582
8	0,663	0,665
9	0,746	0,749
10	0,830	0,832
11	0,913	0,915
12	0,996	0,999

Figura 20. Relación Tiempo y la elongación en mm en cada mini implante – diseño convencional importado (M1)

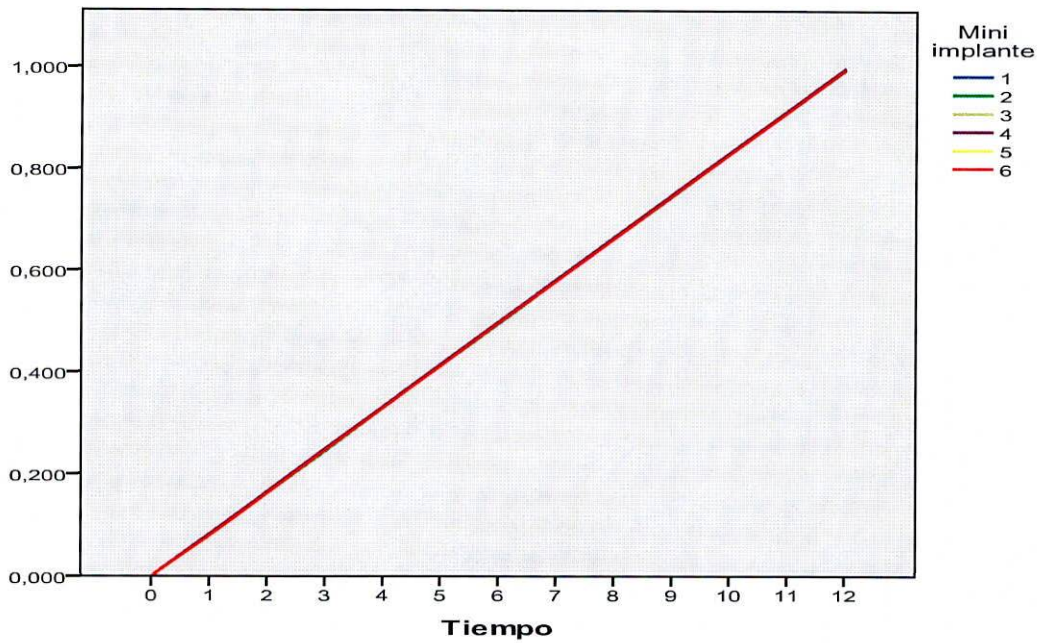
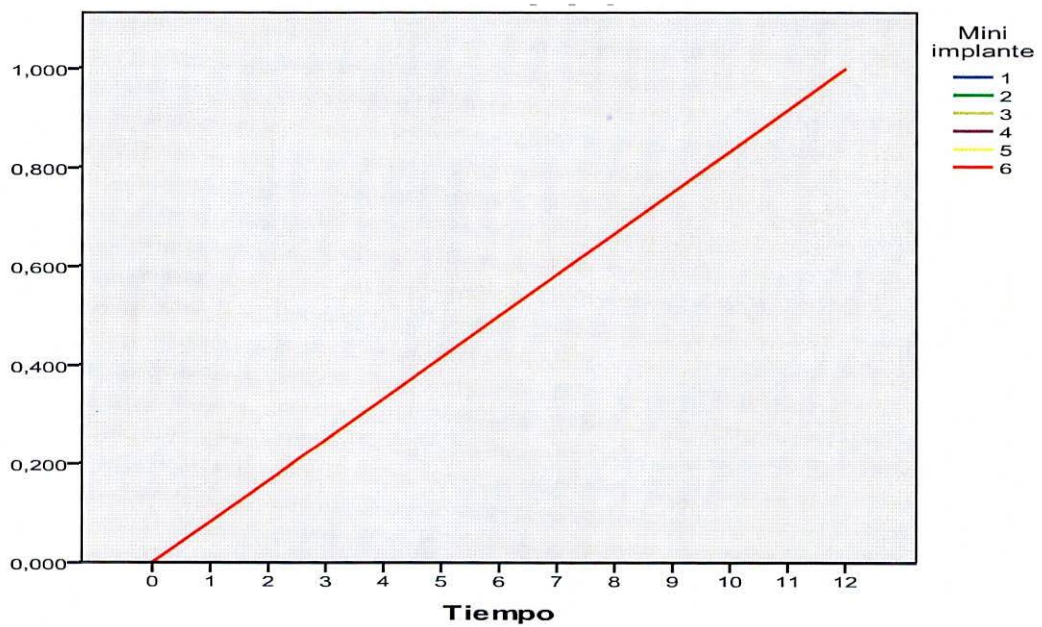


Figura 21. Relación Tiempo y la elongación en mm en cada mini implante – diseño nacional de mini implante (M2)

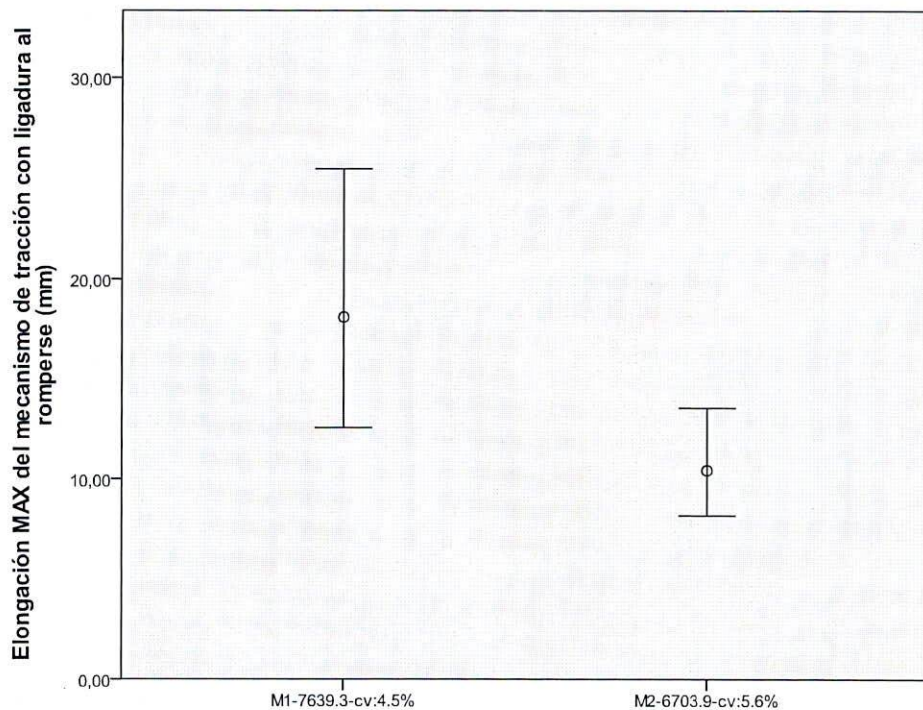


Existen diferencias significativas entre la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida y los dos tipos de mini implantes ($p=0.008$ – Prueba ANOVA), donde la media de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse en los mini implantes del diseño convencional importado (M1) fue de 18.12 (IC: 12.6, 23.6) y la del diseño nacional de mini implante (M2) fue de 10.4 (IC: 8.3, 12.6) (Tabla No 3) (Grafico No 5). La fuerza de tracción promedio en gr ejercida en cada tipo de mini implante fue para el diseño convencional importado (M1) de 7.639.3 gr (CV: 4.5%) -22 veces mas del parámetro normal de fuerzas ortodónticas – y la del diseño nacional (M2) fue de 6.703.9 (CV: 5.6%) -19 veces mas del parámetro normal de fuerzas ortodónticas – En ambos grupos NO se presenta perdida de estabilidad primaria o desalojo para cada mini implante ortodóntico. El tiempo en segundos que transcurre hasta que se fractura el mecanismo de tracción con ligadura metálica, en el mini implante importado fue de 151s a 305s y en el mini implante nacional varió entre 97s y 163s.

Tabla 3. Medidas descriptivas de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida

Descriptivos								
Elongación MAX del mecanismo de tracción con ligadura al romperse (mm)								
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
7639.3-cv:4.5%-M1	6	18,118083	5,2672926	2,1503632	12,590399	23,645768	12,5750	25,4460
6703.9-cv:5.6%-M2	6	10,434000	2,0326021	,8298063	8,300915	12,567085	8,1560	13,5510
Total	12	14,276042	5,5310251	1,5966694	10,761796	17,790287	8,1560	25,4460

Figura 22. Promedio de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida y los dos tipos de mini implantes



4. DISCUSIÓN

Uno de los propósitos de este estudio fue determinar las diferencias en cuanto a la retención mecánica de dos tipos de mini implantes evaluando su estabilidad primaria ante fuerzas de tracción en hueso porcino. La literatura actual refiere una tasa de éxito sobre la estabilidad primaria de los mini implantes que está reportada superior al 80%; partiendo de allí se puede entonces afirmar que su índice de fracaso corresponde al 20% restante.

Por su parte, Janssen y col en el 2008, refieren que el éxito de los mini implantes como anclaje temporal en seres humanos oscila en un rango del 90% al 100% ⁽³⁾; según los resultados de nuestro estudio la tasa de éxito fue de un 100% debido a que ninguno de los mini implantes que se utilizaron se desalojaron frente a las fuerzas de tracción.

Teniendo en cuenta la revisión sistemática de literatura publicada por Janssen y col en el 2008 en un período de tiempo transcurrido desde enero de 1966 hasta el 2006 con una relevancia de más de 50 artículos identificados de estudios en humanos, se mostró que el uso de fuerzas ortodónticas en un rango de 100 y 400 gr podían ser aplicadas satisfactoriamente como anclaje esquelético⁽³⁾; Igualmente Reynders y col en el 2009, hicieron su publicación acerca de usar fuerzas ortodónticas con un rango de 50 a 400gr ⁽¹⁹⁾. El presente estudio midió la retención mecánica en hueso ante este rango de fuerzas de tracción teniendo en cuenta el tiempo de duración de la aplicación de dicha fuerza. El resultado fue que

todos los mini implantes de ambos grupos tuvieron retención mecánica sin desalojo, pero se observó que sí hubo diferencia entre los grupos M1 y M2 en cuanto a la intensidad de la fuerza con relación al tiempo; Teniendo en cuenta que el presente estudio utilizó un proceso mecánico de medición mediante un equipo electrónico calibrado, donde se minimizó al máximo la posibilidad de error y no existió durante este proceso la manipulación por parte de los investigadores ni la intervención de los fabricantes de los mini implantes, garantizando así la validez de los resultados obtenidos, nos permite plantear que las fuerzas resultantes en el grupo M1 se presentaron de mayor intensidad casi desde el inicio de la tracción a diferencia de los mini implantes del grupo M2 que necesitaron mas tiempo para alcanzar la misma intensidad, es debido al diseño de cada mini implante. El orificio del mini implante importado se encuentra a menos distancia de la base del transmucoso lo que le permite estar más cerca al centro de resistencia del mini implante y de esta manera hacer que el mecanismo de tracción con ligadura comience a ejercer mas rápido la fuerza tensional a diferencia del mini implante nacional que tiene su orificio a mas distancia de la base del transmucoso; se siguiere mas investigación sobre la base de esta afirmación. Al mismo tiempo se decidió exceder el nivel de fuerza relativa a estos parámetros normales que se aplican en ortodoncia para determinar la resistencia del mecanismo de tracción con ligadura metálica de calibre 0.010 pulgadas, puesto que no se encontró evidencia científica indexada en las principales bases de datos como EBSCO, COCHRANE y PUBMED, que

permitieran conocer dicho comportamiento elástico propio de este sistema. Sin embargo el mecanismo de tracción con ligadura metálica que se utilizó en el presente estudio nos arrojó una resistencia mayor para el grupo M1 (mini implante con diámetro 2.0mm) representada en un promedio de fuerzas máximas de 7.639 gr equivalentes a 74N con una elongación en promedio de 18.12 mm que para el grupo M2 (mini implante con diámetro 1.7mm) con fuerzas máximas de 6.704 gr equivalentes a 66N con elongación de 10.43mm; esto se relaciona con lo mencionado en el estudio publicado por Leung M y col. en el 2008 donde se muestran resultados obtenidos con fuerzas de tracción sobre sistemas de mini placas fijados con minimplantes de 2.0mm de diámetro que soportaron fuerzas de 529N a diferencia de los sistemas de mini placas fijados con mini implantes de menor diámetro que obtuvieron fuerzas muy por debajo ⁽²⁰⁾. Según Alonso y Col. en 2006, y Wilmes y col 2009 esto se asocia con varios autores, que manifiestan que la resistencia a la fuerza de tracción es mayor en los mini implantes que presentan mayor diámetro ^(15, 21,22).

5. CONCLUSIONES

- El mecanismo de tracción con ligadura metálica de 0.010 pulgadas usado en ambos diseños de mini implantes, soporta fuerzas tensionales superiores a 7.000 gramos.
- Tanto la estabilidad primaria del mini implante tipo A como el tipo B y su fijación durante el tratamiento, están sujetas específicamente por la retención mecánica y otros factores externos.
- En cualquiera de los dos diseños de mini implantes, si se logra una buena estabilidad mecánica se pueden lograr fuerzas superiores a las necesitadas en ortodoncia y ortopedia maxilar.
- La elongación obtenida en la tensión del mecanismo de tracción con ligadura metálica en el momento de ruptura, fue constante en los dos tipos de mini implantes.
- Si la aplicación de la fuerza de tracción está más cerca al centro de resistencia del mini implante, la distribución de cargas es mayor desde el inicio, como se observó en el diseño tipo A en comparación con el tipo B, que fueron menores.

6. RECOMENDACIONES

Se sugiere continuar futuras investigaciones directamente en cavidad oral, dado que los resultados y los antecedentes bibliográficos reportados en este estudio, demuestran que se debe evaluar factores externos al diseño del mini implante ortodóntico, como por ejemplo la respuesta individual del paciente o la higiene oral peri implantar, entre otros. Por otra parte se deberían realizar aún mas estudios en relación al mecanismo de tracción con ligadura metálica, como medio de difusión de fuerzas ortodónticas en los dispositivos de anclaje temporal.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Uribe G, Ortodoncia teoría y clínica. 2º edición editorial Legis. S.A. Medellin, Colombia 2010;cap 27 p 456.
2. Caramo A, Velo S, Leone P, Siciliani G, Aplicación clínica del sistema de anclaje con microimplantes JCO. 2005; 39(1):9-24.
3. Janssen K, Raghoobar GM, Vissink A, Sandham A, skeletal anchorage in orthodontics, a review of various systems in animal and human studies, Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(1):75–88
4. Chaddad K. Ferreira A, Geurs C., M. S. Reddy: Influence of surface characteristics of mini-implants on survival rates under immediate orthodontic loading, Angle Orthodontist, 2008; 78(1): 107-113.
5. Park H, Yoon D, Park 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 2008; 133(4):593-600.
6. Pithon M, L. Nojima, M. Nojima. Ruellas C Oral Surgery, Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks Department of Orthodontics, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil, Journal compilation Oral Surgery 2008; 247(1). 84–87.
7. Giraldo V, Valencia M, Vargas, M, S, Veloza A, Jara, L. Comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior por medio de análisis de elementos finitos. Tesis posgrado, Bogotá, UNICOC. 2011.
8. Huang L, Shotwell J, Wang H: Dental implants for orthodontic anchorage, Am J OrthodDentofacialOrthop 2005. 127:(7)13-22.
9. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage.Meta analysis.Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal, 2005, Vol. 7(4): 128-132
10. Park H, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage.republic of south korea am j orthoddentofacialorthop.2006;130:18-25.

11. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H, Yamamoto T: Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131:9-15
12. Pithon M; Santos R; D'Agostini C, Elias C; Oliveira A; Nojima L. In vitro evaluation of torsional strength of orthodontic mini-implants, *Braz J Oral Sci*. 2008;(7)25: 1563-1565
13. Pithon M, Nojima L, Nojima M, Oliveira A. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos, *Manngá, set/out*, 2008;13(5):128-133.
14. Chun YS, Lim WH, Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement, *Orthod Craniofac Res*. 2009;12:25-32.
15. García L, Suárez D, Ramos M. valoración de la resistencia mecánica a fuerzas de tracción de los microimplantes utilizados como anclaje en el tratamiento ortodôntico. *J ortod esp*. 2006;46(1):40-8 41.
16. Brinleya C, Behrents R, Kim K, Condoor S, Kyunge H, Buschang P, Pitch and Longitudinal Fluting Effects on the Primary Stability of Miniscrew Implants, *Angle Orthod*. 2009;79:1156-1161.
17. Álvarez E, Ripalda P, Forriol F. *Acta Ortopédica Mexicana* 2003; 17(3): 157-159.
18. Noble J, Karaiskos N, Hassard T, Hechter F, Wiltshire W. Stress on Bone from Placement and Removal of Orthodontic Miniscrews at Different Angulations. *JCO*. 2009; 43(5):332-334.
19. Reynders R, Ronchi L, Bipat S, mini implants in orthodontics: asystematic review of the literature, *Milam, Italy, Amsterdam Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(5) :564.e1-564.e19.
20. Leung M, Rabie B, Wong R, Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics, *Orthodontics, Faculty of Dentistry, The University of Hong Kong, SAR, China, European Journal of Orthodontics* 2008; 30(5):483-489.
21. Wilmes B; Drescher D Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants, *Angle Orthod*. 2009;79(4):609-614.

- 22.Lim S, Cha J, Hwang C. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. AngleOrthod 2008;78(2): 234-40.
- 23.Irigoin P, Crespi J , Pascual A, Diferentes dispositivos de anclaje temporario esqueletal (TADS) Microimplantes y miniplacas. Sus diferentes usos clínicos J Orofac Orthop. 2007; 68 (6): 443-61.