

T.O.D  
0114

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



**MICROLESIONES A LA INSERCIÓN DE DOS TIPOS DE MINIIMPLANTES  
AUTOPERFORANTES EN HUESO PORCINO**

**AUTORES**

**ANGELA BENAVIDES  
YURANY MADROÑERO  
MAURICIO PAZOS  
DIANA SANABRIA**

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR  
BOGOTA 2014**

**MICROLESIONES A LA INSERCIÓN DE DOS TIPOS DE MINIIMPLANTES  
AUTOPERFORANTES EN HUESO PORCINO**

**AUTORES**

ANGELA BENAVIDES

YURANY MADROÑERO

MAURICIO PAZOS

DIANA SANABRIA

**ASESOR CIENTÍFICO:**

Dr. ERNESTO NOGUERA  
Especialista en Ortodoncia

**ASESOR METODOLÓGICO:**

Dra. DIANA PARRA GALVIS  
Especialista en Epidemiología

**ASESOR ESTADÍSTICO**

CLARA LOPEZ DE MESA  
Master en Educación

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR  
BOGOTA, Noviembre de 2014**

## TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICO .....	11
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	11
1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	12
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	12
1.4 PROPÓSITO .....	13
1.5 MARCO TEÓRICO .....	14
1.5.1 EL HUESO.....	14
1.5.1.1 CONCEPTOS GENERALES .....	14
1.5.1.2 Anatomía macroscópica.....	15
1.5.1.3 Biomecánica del hueso.....	17
1.5.1.4 Densidad Mineral Ósea (DMO) .....	20
1.5.1.5 Consideraciones de hueso en costilla de cerdo .....	27
1.5.2 CONSIDERACIONES DE LOS MINI IMPLANTES.....	27
1.5.2.1 Clasificación de los mini implantes: .....	30
1.5.2.2 Características físicas del mini-implante .....	31
1.5.2.3 Estabilidad primaria .....	32
1.5.2.4 Indicaciones de los mini implantes: .....	33
1.5.2.5 Complicaciones: .....	34
1.5.3 MICROSCOPIA ELECTRONICA DE BARRIDO .....	35
1.5.3.1 MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRIDO FEI QUANTA 200 .....	37
1.5.4 IMPLICACIONES ETICAS .....	39
1.6 OBJETIVOS .....	40
1.6.1 OBJETIVO GENERAL.....	40
1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	40
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....	41
2.1 TIPO DE ESTUDIO: Experimental In Vitro .....	41
2.2 OBJETO DE ESTUDIO.....	41
2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN.....	41

2.4 MUESTRA.....	41
2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN .....	41
2.5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN .....	41
2.5.2 CRITERIOR DE EXCLUSIÓN .....	41
2.6 VARIABLES .....	42
2.7 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	42
2.8 PROCEDIMIENTO .....	43
2.9 CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	46
2.10 MÉTODO ESTADÍSTICO .....	47
3. RESULTADOS .....	48
4. DISCUSIÓN.....	52
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	54
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	55

## 1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICO

### 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los estudios realizados sobre la utilización de mini-implantes para efectuar movimientos en ortodoncia han arrojado evidencia científica sobre el adecuado control del anclaje. En la actualidad se encuentra variedad de mini implantes en el mercado, que pueden variar según su diseño, diámetro, longitud y el sistema de inserción (autorroscantes o autoperforantes). (1)

Según algunas investigaciones, la implantación de sistemas autoperforantes ha demostrado ser de gran éxito clínico para esto se debe tener en cuenta algunas consideraciones anatómicas, forma del mini-implante, largo de este, densidad ósea,(2) debido a que son factores críticos para la retención del mini implante;(3) sin embargo su inserción causa un daño mecánico que puede generar gran cantidad de microlesiones en el hueso que rodea, reduciendo la resistencia ósea, y aumentando su fragilidad; la acumulación excesiva de estas en el hueso adyacente al mini-implante son un factor que genera alteración en la estabilidad primaria.(4)

Es poca la evidencia científica que evalúa los efectos del mini implante sobre la estructura ósea, y si se tiene en cuenta la posibilidad de desalojo del Mini implante durante el tratamiento de Ortodoncia se reconocerá la posibilidad de fracaso del anclaje afectando los objetivos del tratamiento.

Así mismo existen múltiples opciones de mini implantes en el mercado que debido a su trayectoria tienen mayor reconocimiento en el campo ortodóncico,

restringiendo la selección de otras alternativas que estén acompañadas del sustento científico que soporte su capacidad de respuesta a las necesidades.

Es por esto que surge la siguiente pregunta de investigación:

## **1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuál de los dos tipos de mini-implantes genera mayor microlesiones a la inserción en un segmento de hueso de porcino?

## **1.3 JUSTIFICACIÓN**

Una de las principales ventajas que presenta el diseño autoperforante sobre el autorroscante, es que no hace falta realizar la abertura de acceso ni la guía piloto de la cortical, ya que se realiza directamente con un destornillador manual. Esta posibilidad da al clínico la sensibilidad de las estructuras que va atravesando el tornillo y permite variar la dirección en el caso que el paciente perciba ligera presión sobre los dientes contiguos y evita el daño de las estructuras dentales. (5)

Los mini-implantes pueden ser una herramienta altamente efectiva en el tratamiento de ciertas maloclusiones; otorgan posibilidades prácticamente infinitas de movimientos y su colocación y remoción resulta sumamente sencilla y rápida, lo que permite que sean incorporados a la práctica diaria sin mayores inconvenientes. (6)

Por consiguiente, este estudio se realizará ya que existe poca evidencia científica sobre los efectos producidos en el hueso a la inserción de mini implantes autoperforantes de fabricación nacional e importado, que permita al ortodoncista tener criterio en la selección de este tipo de anclaje, ya que actualmente existen

numerosos sistemas compitiendo en el mercado dental y los ortodoncistas no disponen de protocolos que les permitan evaluar la calidad de estos sistemas utilizados en los tratamientos.(7)

#### **1.4 PROPÓSITO**

El propósito de este estudio es aportar conocimientos que fortalezcan la línea de investigación de Mini Implantes que se lleva a cabo en la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC); y ayudar al ortodoncista en la selección y uso de diferentes tipos de anclaje ortodóncico referenciándose en bases científicas e investigativas, usando dichos sistemas de anclaje con mayor seguridad y confiabilidad en nuestros tratamientos y protección a nuestros pacientes.

## **1.5 MARCO TEÓRICO**

### **1.5.1 EL HUESO**

#### **1.5.1.1 CONCEPTOS GENERALES**

El hueso es un tejido conjuntivo especializado, cuya composición, organización y dinámica le permiten aportar una función mecánica de sostén y participar en la homeostasis mineral, teniendo un papel fundamental en el equilibrio del calcio. Está conformado por una matriz mineralizada que incluye distintos tipos celulares, lo que le confiere una gran dureza y resistencia.(8)

A pesar de su rigidez, es un tejido vivo en constante remodelación, dinámico y que mantiene su estructura gracias al equilibrio de acciones opuestas que se suceden en su interior y que lo conservan en un estado de continua renovación. Dependiendo de las necesidades del organismo y de las fuerzas que se generan en él, se suceden cambios continuos en su estructura, atrofiándose o hipertrofiándose según existan o no fuerzas en exceso.(8)

Las fuerzas que actúan sobre el tejido óseo modifican pues permanentemente su forma, de tal manera que la presión condiciona su reabsorción y la tensión da lugar a la neoformación ósea. Estas son de tensión, compresión o torsión y si se aplican de forma perpendicular son normales y si se aplican de forma oblicua, son de cizallamiento. (8)

Todos los componentes del hueso están ordenados de forma bien definida. Los osteocitos están situados en las lagunas óseas y comunicados entre sí por canalículos. La matriz extracelular se dispone en forma de capas y según lo haga se creará hueso cortical o compacto y esponjoso o trabecular. El hueso, está formado por una capa externa de tejido denso, compacto o hueso cortical que define los límites del hueso interno medular, esponjoso o hueso trabecular el cual contiene además grasa y médula hematopoyética. El hueso cortical tiene cuatro veces más masa que el trabecular aunque éste último tiene un recambio 8-10 veces mayor que el cortical debido a su mayor volumen. En cuanto a sus características diferenciales más significativas, cabría destacar:

- El hueso cortical es elástico y poco plástico, por lo que reacciona bien a las fuerzas perpendiculares y peor a las fuerzas oblicuas o de cizallamiento.
- El hueso trabecular o esponjoso es plástico y poco elástico. Son menos densos y pueden resistir mejor las deformaciones.(9)

#### **1.5.1.2 Anatomía macroscópica**

El hueso trabecular es una estructura tridimensional intrincada que está rodeado por una capa continua de hueso cortical. Las trabéculas están sujetos a remodelación intensiva, y son particularmente susceptibles al deterioro de los cambios relacionados con la edad. (10)

En el esqueleto de los seres humanos, casi todo el hueso se compone de laminillas. Las láminas son sólo una característica estructural dentro de una compleja jerarquía de características estructurales. El hueso compacto se

compone de dos variedades de hueso laminar: hueso laminar circunferencial y hueso laminar osteonal. El hueso trabecular también se compone de laminillas. Las laminillas son, sin embargo organizada en los llamados "paquetes lamelares". Las láminas de un paquete están todos alineados, pero las laminillas de diferentes paquetes tienen diferentes orientaciones, con los paquetes lamelares más recientemente formadas truncan los más viejos en un ángulo bajo de 20 - 30 °. El resultado es que cada trabécula tiene una textura como de retazos, compuesta de paquetes de láminas con orientación diferente. Toda laminilla en un paquete se origina de un evento deposición interrumpida y se separan de sus alrededores por las líneas de cemento. Como en el hueso compacto, las laminillas óseas trabeculares tienen aproximadamente 6 m de espesor e incorporan osteocitos en las lagunas, posicionada regularmente. Los osteocitos están interconectados a través de los canalículos. A diferencia de remodelación dentro de hueso compacto que no suele cambiar la morfología ósea en general, remodelación de elementos trabeculares esculpe gradualmente una nueva superficie trabecular y finalmente lleva a re-orientación y re-formación de trabéculas individual, y en última instancia toda la red trabecular.(10)

El maxilar superior, posee una proporción mayor de hueso esponjoso y por lo tanto sus corticales son más estrechas lo que le confiere menos consistencia y resistencia. La cortical externa es menos gruesa que la interna a nivel incisal y canino, igualándose a nivel molar. (11)

La mandíbula es el hueso más grande, más fuerte e 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, con un promedio de 1.43mm. Sin embargo, en el nivel más bajo tiene un espesor más grueso con un promedio de 2.36. (11)

La morfología topográfica de la cortical vestibular es diferente en 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 la cual el espesor de la cortical vestibular es uniforme desde el nivel más 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. (11)

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 ostiones, fibras colágenas y cristales de hidroxiapatita (11)

### **1.5.1.3 Biomecánica del hueso**

El análisis biomecánico de hueso cortical se lleva a cabo en cubos o cilindros que contengan el número suficiente de sistemas de Havers y huecos intersticiales para considerarse representativo. El límite superior del tamaño de la muestra vendrá determinado por la región anatómica de la que se ha extraído. Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de ensayo al que se someta.(12)

Las variaciones de los valores se deben principalmente a la región de procedencia y a la edad de la muestra. Aunque la prueba de referencia para determinar las propiedades biomecánicas del hueso cortical es el ensayo de tracción, la que se emplea con mayor frecuencia es el ensayo de flexión. La resistencia a la tracción es menor que la resistencia a la compresión, y en el ensayo de torsión el valor del módulo de Young es mucho menor que en el resto de casos. Debido a la orientación longitudinal de las fibras de colágeno y las osteonas, el hueso cortical presenta una mayor resistencia a la aplicación de cargas longitudinales ( $0^\circ$  de inclinación) que transversales ( $90^\circ$  de inclinación), y para valores intermedios de inclinación se obtendrán valores intermedios de resistencia. Además, su resistencia biomecánica en sentido longitudinal es también mayor que la provocada por cargas de torsión. Mientras que las propiedades de un hueso largo entero son función de su forma tubular y su densidad, las del hueso cortical aislado dependen de su densidad y de la orientación de las osteonas.(12)

Debido a esto, los valores de resistencia del hueso cortical suponen un 60% de la resistencia del hueso entero, lo que implica una mayor resistencia mecánica de este componente tisular. (13)

La densidad del hueso cortical depende de su porosidad y de la mineralización del material, y en el hueso humano posee un valor aproximado de  $1,9 \text{ g/cm}^3$ , prácticamente constante debido a que la estructura cortical es bastante compacta. Se ha llegado a la conclusión de que existe una correlación positiva entre la

densidad cortical y sus propiedades biomecánicas, de forma que si aumenta la primera mejoran las segundas. (13)

La porosidad se define como la relación entre el volumen óseo y el volumen total de tejido, y se determina normalmente sobre una sección transversal de hueso cortical. La porosidad y la mineralización explican el 84% de la variación en la rigidez del hueso cortical (14)

El grosor y el diámetro del hueso cortical son los principales factores que afectan a su biomecánica. Un aumento de cualquiera de estas características provoca un aumento de la resistencia ósea. Un hueso largo se puede modelar como un cuerpo cilíndrico, y según las leyes básicas de la mecánica la resistencia a la deformación de cualquier cuerpo cilíndrico sometido a una fuerza es directamente proporcional a su diámetro. Por otro lado, el grosor de la región cortical y la cantidad de masa ósea están estrechamente relacionados, de manera que, con masa ósea constante, una variación en su distribución modifica también la resistencia del hueso. La disminución del grosor cortical que se produce con la edad o en algunas enfermedades osteodegenerativas lleva asociado un aumento del riesgo de fractura. (14)

En el caso del hueso trabecular, el análisis mecánico se lleva a cabo también en cubos o cilindros de este subtipo tisular, de las dimensiones suficientes para que el componente microestructural no influya en las propiedades biomecánicas. Las

propiedades estructurales del hueso trabecular se determinan habitualmente mediante ensayos de compresión, tracción o flexión. (15)

El hueso trabecular, de la misma manera que el cortical, presenta una mayor resistencia ante la carga de compresión que ante cualquier otro tipo. (15)

#### **1.5.1.4 Densidad Mineral Ósea (DMO)**

El estudio y análisis de la estructura interna o arquitectura ósea con el fin de reflejar las propiedades biomecánicas del hueso, se describe en términos de calidad o densidad ósea, y, aunque estos términos no son sinónimos, los utilizamos de forma homóloga ya que la densidad es la mejor característica para expresar la calidad del hueso la cual es mucho más amplia. (8)

Existen múltiples clasificaciones del hueso en cuanto a calidad y cantidad, tanto en maxilar superior como en inferior. Un factor importante dentro de la calidad del hueso es la densidad. Entre las más conocidas en cuanto a densidad, que es lo que compete a este estudio, cabría destacar (8):

##### **A. Lekholm y Zarb (1985)**

Establecieron una clasificación ósea basada en la macro-estructura donde la morfología y la distribución de la cortical y del hueso trabecular determinan la calidad del mismo. Inicialmente fue Linkow, en 1970, quién estableció las tres primeras categorías y posteriormente Lekholm y Zarb las completaron añadiendo una cuarta, tal y como se representa en la siguiente figura:(16)

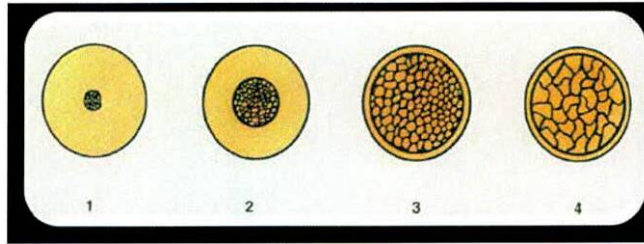


Figura 1 Clasificación de la calidad ósea Lekholm y Zarb

<http://www.actaodontologica.com/ediciones/2010/4/art20.asp>

**Tipo 1:** Se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo. Según los autores, este era el ideal con presencia de algunas trabéculas espaciadas con pequeños espacios medulares. Actualmente este concepto ha sido revocado debido a la escasa vascularización del mismo lo que lo convierte en poco óptimo para la colocación de implantes. (16)

**Tipo 2:** El hueso compacto ancho rodea el esponjoso denso. Esta parte esponjosa presenta espacios medulares ligeramente mayores con menor uniformidad en el patrón óseo. Según los autores este hueso era suficiente para los implantes. (16)

**Tipo 3:** La cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso. Grandes espacios medulares entre las trabéculas óseas. Este hueso según los autores, provocaba la desadaptación del implante. (16)

**Tipo 4:** La cortical delgada rodea el abundante hueso esponjoso poco denso. Hoy en día se confirma la existencia de dos puntos débiles en esta clasificación, ya que

por un lado es subjetiva y depende del observador y, por otro, da un valor entero para toda la arcada. (16)

### **B. Misch ( 1993 ):**

Misch, en 1993. Defendió una clasificación ósea relacionada con la densidad, donde la percepción subjetiva táctil en el fresado durante la colocación de implantes y radiográfica, establecía la densidad del hueso. Más tarde, Friberg en 1995, intentó enfatizar esta percepción durante el fresado analizando la resistencia de que ofrece el hueso al corte y a la penetración del implante.(17) Los clasificó en:

**Hueso D1:** Hueso compacto/cortical denso.

**Hueso D2:** Hueso compacto de denso a poroso con trabeculado denso en el interior.

**Hueso D3:** Hueso compacto fino y poroso con trabeculado fino.

Hueso D4: Hueso esponjoso con trabeculado casi sin presencia de compacto.

**Hueso D5:** Hueso muy blando con mineralización incompleta y amplios espacios intratrabeculares .(17)

### **C. Lindh 1996:**

Fue Lindh en 1996 quien concluyó que era imposible la exactitud de la anterior clasificación debido a la gran variación íter-observador (49-64 por ciento) e incluso intra-observador (75-86 por ciento) así que propuso una nueva taxonomía

basada en la evaluación del factor trabecular, estudiando radiografías periapicales.(17)

Actualmente todavía hay autores que evalúan la calidad ósea a través de ortopantomografías de forma subjetiva y sólo diferenciando el hueso denso del rarefacto (Amorim, 2006). Las ortopantomografías, a pesar de haber estudios en contra, generalmente no son aceptadas para poder discriminar pequeños cambios en las densidades, siendo sólo capaces de distinguir el hueso duro del blando, debido a que las tablas óseas laterales con frecuencia enmascaran la densidad ósea trabecular (Misch, 2009 ), y a valorar el correcto posicionamiento del implante (Coen, 2006). (17)

#### **D. Trisi y Rao 1999:**

Trisi y Rao, en 1999, demostraron a través de estudios histomorfométricos que la clasificación subjetiva de Misch de la percepción táctil resultaba pobre a la hora de discernir cambios finos en la densidad. Sólo era capaz de diferenciar el hueso blando del duro pero nada más, es decir, entre D1 y D4 era constatable, pero existía una gran variabilidad de rangos entre D2 y D3.(17)

#### **E. Norton y Gamble 2001:**

Concluyeron que era necesaria una clasificación cuantitativa de la calidad del hueso que además fuera preoperatoria y no dependiese del operador (Norton, 2001), así que elaboraron una basada en el análisis con Tomografía Computarizada (CT) y las unidades Hounsfield (HU). De esta forma

complementaron la clasificación de Lekholm y Zarb con una escala objetiva de medición de la densidad:

Tipo I: > 850 HU

Tipo II: 500-850 HU

Tipo III: 500-850 HU

Tipo IV: 0-500 HU

Misch posteriormente (Misch, 1999) completó su clasificación ósea dándoles valores en unidades Hounsfield con rangos de variación más pequeños, y añadiéndoles una percepción táctil (grado de perforación de distintos materiales) y así poder comunicarlo al resto del mundo. Este tipo de clasificación pretendió ser un lenguaje universal dentro del ámbito de la odontología, con el fin de establecer protocolos de actuación en base a cada percepción táctil. Se muestra en la siguiente tabla 1:(8)





<i>Lekholm /Zarb</i>		<i>Norton / Gamble</i>	<i>Misch</i>
HUESO TIPO I		> 850 HU mandibula anterior	> 1250 HU MADERA ROBLE O ARCE
HUESO TIPO II		500-850 HU mandibula posterior/maxilar anterior	850-1250 HU PINO BLANCO O ABETO
HUESO TIPO III		500-850 HU mandibula posterior/maxilar anterior	350-850 HU MADERA DE Balsa
HUESO TIPO IV		0-500 HU maxilar posterior	150-300 HU POLIESTIRENO O CORCHO BLANCO
HUESO TIPO V	***	< 0 HU tuberosidad	< 150 HU

Figura 2. Clasificación comparativa de la densidad ósea

<http://cedisaformacion.es/clasificaciones-de-calidad-osea>

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. (11)

Su inserción es temporal (empleo máximo de 12 meses). Para su inserción se deben tener consideraciones anatómicas. Para la adecuada selección del sitio de implantación es fundamental un conocimiento preciso de la anatomía quirúrgica y del tipo óseo.

En el maxilar superior la zona más sencilla, segura y de mayor utilidad terapéutica es la cara vestibular y palatina del proceso alveolar. En el lado palatino, el espacio interradicular entre el primer molar y el segundo premolar, de dos a ocho milímetros de la cresta alveolar y entre el primero y el segundo molar, de dos a cinco milímetros. En vestibular y palatino entre el primer y segundo premolar, de

cinco a once milímetros de la cresta alveolar y entre el primer premolar y el canino, de cinco a once milímetros de la cresta alveolar. En vestibular entre el primer molar y el segundo premolar, de cinco a ocho milímetros de la cresta alveolar. Otras zonas de inserción en el maxilar superior, aunque menos frecuentes son: la espina nasal anterior, la fosa canina y la zona anterior y media del paladar, justo detrás del conducto nasopalatino. (18)

Es mejor insertar el tornillo con cierta inclinación para aumentar la superficie cortical de anclaje. Así mismo, es importante tener en cuenta que la zona palatina tiene menos raíces y más espacio entre las mismas. La proximidad a la superficie radicular parece no afectar la oseointegración del mini implante. (19)

La mandíbula, a diferencia del maxilar, presenta calidad ósea óptima en casi todas las regiones con gruesas corticales en la zona retromolar pero con hueso esponjoso de mala calidad en su interior. La zona más segura para la inserción de los mini implantes es la cara vestibular del proceso alveolar. Así mismo, la cara oclusal del reborde alveolar de áreas edéntulas o de diastemas es una zona fácil y segura. De igual manera, el área mentoniana presenta un hueso excelente y sin importantes elementos vasculares y nerviosos que favorecen la colocación de los mini implantes. En el área mandibular posterior, los sitios seguros disponibles en el espacio interradicular son en su orden: espacio interradicular entre segundo y primer molar, entre segundo y primer premolar, entre primer molar y segundo premolar, a once milímetros de la cresta alveolar y el espacio interradicular entre primer premolar y canino a once milímetros de la cresta alveolar (19)

De esta forma se puede generalizar que en la zona anterior de la mandíbula suele ser un hueso tipo II, la posterior III, el maxilar anterior tipo III y el posterior suele ser tipo IV. Esto es útil para el tratamiento inicial, aunque se suelen dar modificaciones como por ejemplo, en las mandíbulas anteriores reabsorbidas que suelen ser de tipo I y, en ocasiones, el maxilar posterior suele tener hueso tipo III. (19)

#### **1.5.1.5 Consideraciones de hueso en costilla de cerdo**

La cría porcina tiene una larga historia. El proceso de domesticación, que comenzó alrededor del año 7000 antes de Cristo incluye la cría selectiva para características específicas y puede ser considerado como un primer paso en el mejoramiento genético. (20)

Estudios comparativos de la reparación ósea después de la osteotomía que muestran la similitud de los cerdos en los aspectos relacionados con la odontología se han realizado en varias ocasiones. (21)

#### **1.5.2 CONSIDERACIONES DE LOS MINI IMPLANTES**

La estabilidad del anclaje es fundamental dentro del tratamiento de ortodoncia, ya que hasta una pequeña fuerza puede provocar movimientos secundarios indeseados, que limitan el tratamiento ortodóntico.

La Tercera Ley de Newton plantea que al aplicar una fuerza para conseguir un movimiento, se genera una fuerza de reacción que generalmente no es deseable y además es difícil de contrarrestar (principio de acción y reacción). Para

conseguirlo, la masa que no se quiere mover debe ser mayor que la que se quiere mover y así sirve de zona de anclaje. (22)

Por más de 60 años han sido investigados y posteriormente publicados diversos métodos para obtener un anclaje óseo absoluto en ortodoncia. El primero de estos trabajos fue publicado por Gainsforth y Higley en 1945, quienes utilizaron tornillos en perros para realizar movimientos dentarios. Más tarde, en 1969, Linkow describió por primera vez el uso de implantes como anclaje ortodóntico en pacientes, al utilizarlos para la retracción de los dientes antero-superiores. Por su parte, Creekmore y Eklund consiguieron en 1983 la intrusión de incisivos superiores mediante el uso de tornillos de titanio óseo-integrados. Shapiro y Kokich (9) en 1988 exploraron la posibilidad de utilizar implantes dentarios como anclaje ortodóntico antes de ser usados para propósitos prostodónticos. Mientras que, Roberts y colaboradores 6reportaron, en 1994, el uso de implantes en la zona retromolar como anclaje para cerrar espacios en casos de extracciones de primeros molares inferiores. (23)

Según Arismendi el anclaje ortodóntico aparece definido en la literatura en 1923 por Louis Ottofy como “la base contra la cual la fuerza ortodóntica o la reacción de la fuerza ortodóntica es aplicada” y posteriormente Daskalogiannakis lo definió como “la resistencia al movimiento dental indeseado”. También se ha definido como la cantidad de movimiento permitido de la unidad de reacción o como el grado y naturaleza de resistencia al desplazamiento ofrecido por una estructura anatómica cuando se usa con el propósito de realizar movimiento dental. (24)

En los inicios de la ortodoncia se utilizaron los dientes para conseguir el control del anclaje, pero se demostraron restricciones, En un intento por superar estas limitaciones, diversos autores como Fauchard (1728), Gunnell (1822), Schange (1841) y Angle (1891) buscaron formas alternativas de anclaje, entre las cuales se tienen, pantallas vestibulares, tracciones extraorales, barras transpalatinas y arcos linguales.(25)

Otros tipos de sistemas de anclaje tradicional utilizan elementos extraorales como: arcos extraorales o aparatos intraorales como el botón de Nance, pero necesitan de la cooperación del paciente o pueden no ser estables. Para no depender más de la colaboración del paciente, diferentes aparatos y técnicas han sido introducidos como una alternativa en el anclaje esquelético: implantes dentales convencionales, implantes especiales intraorales, mini implantes. (25)

La utilización de implantes en odontología comienza en la década de los setenta, primeramente como pilares de prótesis. Brånemark a mediados de los ochenta ya publicó estudios de más de 10 años de experiencia con implantes, revolucionando la prótesis y la odontología. (26)

Este tipo de implantes usados temporalmente como anclaje en el tratamiento de ortodoncia tenían como objetivo final ser pilares de prótesis, lo que condicionaba su localización en el hueso alveolar y perpendicular al plano oclusal y, por lo tanto, limitaba las posibilidades de usarlo como anclaje. Los primeros ortodoncistas en proponer un sistema de tornillos como anclaje fueron Creekmore y Eklund (1983) y consistió en el uso de tornillos metálicos de pequeña dimensión que pudieran

soportar una fuerza constante durante un largo período de tiempo y de una magnitud que permitiera la reposición de los dientes sin patología. Se basaban en los tornillos quirúrgicos de fijación intermaxilar y se conocieron como micro tornillos o mini implantes. (27)

Los mini implantes son tornillos que se colocan de forma temporal en estructuras óseas, para ser utilizados fundamentalmente como anclaje en los tratamientos de Ortodoncia. También son conocidos como micro tornillos, micro implantes, mecanismos de anclaje temporal, micro implantes. No obstante, tal vez por su simplificación, el término más usado internacionalmente es el de mini implante. Presentan variaciones de acuerdo con el fabricante. (28)

#### **1.5.2.1 Clasificación de los mini implantes:**

Pueden clasificarse según una serie de características

##### **1.5.2.1.1 En cuanto al material de fabricación:**

Módulo de elasticidad, fuerza y biocompatibilidad son consideración importante en la elección de un material del mini-implante. El material elegido debe tener suficiente resistencia mecánica a las tensiones de torsión desarrolladas en las roscas de tornillo durante la colocación clínica y eliminación sin deformación permanente. También debe tener un módulo bajo para la transferencia óptima de la fuerza al hueso.

Titanio V es compatible con los tejidos humanos, de alta resistencia a la corrosión en fluidos corporales, alta resistencia específica, y de bajo módulo de elasticidad en comparación con otros biomateriales metálicos. (29)

Titanio tipo IV tiene también las características ideales sin embargo este no es de uso para anclaje temporal.

#### **1.5.2.1.2 Según sus características de inserción:**

**Autoperforantes:** los propios tornillos son capaces de atravesar encía y cortical ósea.

**Autorroscantes:** necesitan un inicio de apertura con una fresa en la cortical. Son la disposición de las espiras, la separación entre las mismas y la forma de la punta las características que hacen que un tornillo sea autoperforante o no. (1)

- En cuanto a las dimensiones, pueden variar:

Diámetro: varía entre 1,3 y 2 mm.

Longitud: entre 6 y 12 mm.

Partes que componen al mini implante:

Se reconoce una porción endoósea: es la parte activa que permite enroscar el tornillo en el hueso, el cuello intramucoso: tiene mayor o menor longitud y angulación para proteger la mucosa y la cabeza ortodóncica: es la parte que se observa cuando está colocado en la boca y tiene diferentes diseños. (30)

#### **1.5.2.2 Características físicas del mini-implante**

Todo tornillo se caracteriza mediante características básicas:

- Cabeza: parte que permite sujetar el tornillo o imprimirle un movimiento giratorio con la ayuda de herramientas adecuadas. Entre las formas de cabeza de los mini-implantes encontramos:

a) Perforada la cual puede tener hasta 5 orificios

b) en forma de bracket.

- Rosca: parte que tiene tallado del surco. La cual puede ser Autofiletante, Autorroscante y Autoperforante

- 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. (11)

### **1.5.2.3 Estabilidad primaria**

En la actualidad se define como “estabilidad primaria” a la ausencia de movilidad de un implante tras su inserción quirúrgica. 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. (31)

#### **1.5.2.4 Indicaciones de los mini implantes:**

Los artículos consultados refieren multitud de acciones y posibilidades terapéuticas con el uso de mini implantes, pero existe consenso en las siguientes indicaciones generales y específicas. (32).

Pacientes con requerimiento de anclaje máximo, en los que no es posible emplear un anclaje convencional, pueden producir efectos adversos: Impactación posterior, intrusión o extrusión de uno o varios dientes, retrusión de incisivos y caninos, cierre de espacios edéntulos, distalización, enderezamiento y mesialización molar. (33), (34),(35),(36),(37). Aunque otros autores hacen mención a su indicación en la fijación maxilomandibular intraoperativa y la tracción elástica posoperativa, las principales indicaciones son (38):

- Individuos con necesidad de anclaje máximo, personas no colaboradoras y pacientes con necesidad de movimientos dentarios considerados difíciles o complejos para realizarse con los métodos de anclaje tradicionales.
- Restablecer una adecuada posición anteroposterior de molares aislada.
- Tratamiento de algunas mordidas abiertas anteriores. Esto se logra intruyendo los dientes posteriores del maxilar superior.
- Tracción ortopédica.
- Estabilización de dientes con reducido hueso de soporte.

- Tratamiento de biprotrusión dentaria.
- Desinclinación molares.
- Desvíos de la línea media. (32)

#### **1.5.2.5 Complicaciones:**

Si se realiza un adecuado estudio del caso, se tiene un dominio en la técnica y se lleva a cabo de manera precisa, es muy difícil que se presenten complicaciones.

No obstante se reportan como complicaciones:

- fractura del tornillo, daño a estructuras anatómicas (raíces), mucositis y periimplantitis.
- Fractura del mini implante. Es un riesgo que se corre en la cirugía de instalación o en la remoción del mismo. Raras veces se presenta durante el movimiento dentario.(39)
- Lesión a las raíces. Como el tamaño de las raíces es pequeño, pueden colocarse entre ellas. Esta complicación puede evitarse si se efectúa un estudio correcto del caso mediante la observación en radiografías de cuánto hueso y cuánto espacio existe, así como la proximidad a las estructuras que pueden ser lesionadas, en este caso las raíces de los dientes.(40)

Se clasifican en tres grupos (32):

- a. Durante la inserción: en este período se puede presentar una falta de estabilidad debido a un inadecuado grosor de las corticales óseas. Inserción de los mini implantes en el ligamento periodontal o en las raíces dentales. Ante esta

situación deben ser removidos e insertados en una nueva localización. Generalmente, el daño a las raíces no afecta el pronóstico del diente a largo plazo.

b. Durante el período de carga: en esta etapa se puede presentar pérdida de la estabilidad del mini implante por inflamación o remodelado óseo local. Por esta razón es fundamental que el paciente realice una excelente higiene oral, así mantendrá libre de inflamación los tejidos blandos alrededor de los mini implantes, esencial para su preservación y función exitosa.

Así mismo se puede presentar hipertrofia en la mucosa adyacente. La irritación de la mucosa se minimiza si los mini implantes son insertados en la encía adherida. Si por razones anatómicas deben ser insertados a través de la mucosa alveolar, se puede permitir que el mini implante sea cubierto por mucosa oral, teniendo la precaución de colocar un alambre de ligadura que pase a través de la mucosa, desde el cual se puede instalar la biomecánica ortodóncica necesaria.

c. Durante la remoción: en esta fase se puede presentar incapacidad para el retiro del mini implante. Si esto ocurre el implante puede ser removido con la ayuda de un trepanador. Si ocurriera la fractura del mini implante durante la remoción puede ser necesaria la realización de un pequeño colgajo y osteotomía para retirar la parte final del mini implante.

### **1.5.3 MICROSCOPIA ELECTRONICA DE BARRIDO**

El *Microscopio electrónico de barrido* o SEM (*Scanning Electron Microscope*), inventado en 1937 por Manfred von Ardenne. Es aquel que utiliza un haz de electrones en lugar de un haz de luz para formar una imagen. Tiene una gran

profundidad de campo, la cual permite que se enfoque a la vez una gran parte de la muestra. También produce imágenes de alta resolución, de forma que las características más ínfimas de la muestra pueden ser examinadas con gran amplificación. (41)

Otra característica importante de microscopía electrónica de barrido es que podemos observar muestras en tres dimensiones en contraste con la microscopía electrónica de transmisión (TEM) en donde las muestras son observadas en dos dimensiones, lo cual representa una pérdida en información relacionada con el espesor. Además de que para ésta última técnica la preparación de la muestra debe ser lo suficientemente delgada como para ser transparente al haz de electrones. (42)

Los materiales biológicos contienen cantidades significativas de agua y tienen baja o nula conductividad eléctrica, por ello no pueden ser observados en su estado natural en los microscopios electrónicos de barrido convencionales. El agua de la superficie se evapora, lo que provoca que la muestra se colapse y se distorsione. Además, el vapor del agua de la cámara disminuye el vacío y contamina al detector y a la columna. La baja conductividad puede dar como resultado que la muestra se cargue eléctricamente, lo cual interfiere con el haz de electrones y la emisión de los electrones secundarios de la muestra. Por tanto, las muestras biológicas deben ser fijadas, deshidratadas y cubiertas con un material conductor, para ser observadas en este tipo de microscopios. (41)

Para observar las muestras biológicas en estado natural y sin una cubierta conductora, el ESEM presenta dos Modificaciones. La primera es una apertura que limita la presión que se encuentra bajo la lente objetiva y separa la muestra de la columna de vacío; esto permite que la columna esté en alto vacío, mientras la cámara tenga presión de hasta 50 Torr. La temperatura y humedad de la muestra pueden ser manualmente reguladas para proporcionar un ambiente adecuado y mantener la muestra en su estado natural, sin que altere su morfología aun en periodos largos de observación. La segunda característica es la presencia de un detector de electrones secundarios gaseosos (GSE), que evita el efecto de carga. (41)

Los materiales biológicos pequeños semejantes a protozoarios, microorganismos, algas hongos, y material orgánico presentan alto porcentaje de agua y son difíciles de procesar de manera convencional, por lo que el ESEM permite observarlas sin previo tratamiento. Hasta ahora la aplicación de este microscopio ha sido limitada en biología, debido a que es una tecnología reciente y se ha aplicado al estudio del cultivo de tejidos, en el que se ha manipulado la presión y temperatura y se han observado sin dificultad. En medicina también se ha utilizado para detectar metales pesados en los tejidos mediante dispersión de rayos X (EDX). (41)

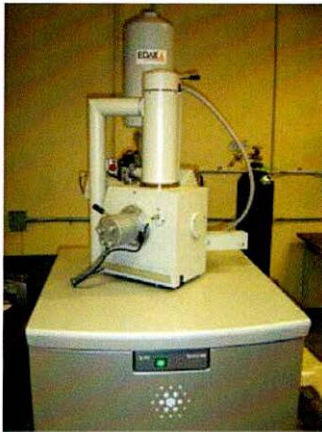
#### **1.5.3.1 MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRIDO FEI QUANTA 200**

El Quanta200 es un microscopio electrónico de barrido versátil con tres modos de imagen. El "modo de alto vacío" (HV) es un modo SEM convencional con la necesidad de preparación de la muestra convencional. En el "modo de bajo vacío"

(LV) muestras eléctricamente no conductores se pueden obtener imágenes sin la necesidad de una capa conductora (por ejemplo, de carbono, oro, etc). Además, en el "modo de ESEM" (ESEM) muestras húmedas se pueden investigar en su estado "natural". Es una solución flexible, de uso general fuente de tungsteno-fácil de usar SEM. (43)

Está equipado con una gama de detectores incluyendo electrones secundarios (SE), Energía análisis de rayos X dispersiva (EDS), una cámara de TV interno (CCD) y una gama de detectores especiales para el uso de la SEM en LV o modo de ESEM. Además, esta máquina tiene un TSL de electrones de retrodispersión de difracción (EBSD) y el sistema de identificación de fase para determinar la orientación de los granos cristalinos en una muestra. Los resultados de la etapa automática o de exploración de haz se almacenan y se pueden mostrar en una variedad de diferentes maneras, incluyendo mapas de colores y figuras de polo.

(43) Características del Quanta200 incluyen las descritas en la figura



Resolution	<ul style="list-style-type: none"> <li>• &lt; 3.0 nm @ 30 kV SE @ HV</li> <li>• &lt; 3.0 nm @ 30 kV SE @ LV</li> <li>• &lt; 3.0 nm @ 30 kV SE @ ESEM</li> <li>• &lt; 1.5 nm @ 30 kV STEM @ HV</li> </ul>
Emitter	• Tungsten filament
Accelerating Voltage	• 0.2 – 30 kV
Probe Current	• Can be measured externally with a Faraday cup
Detectors	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Everhart Thornley Detector (ETD): SE, BSE @ HV</li> <li>• Large Field Detector (LFD): SE @ LV</li> <li>• Solid State Backscattered Electron Detector SSD-BSD: BSE@HV, LV</li> <li>• Gaseous Secondary Electron Detector (GSED): SE@ESEM</li> <li>• EDS Detector EDAX Genesis</li> </ul>
5-Axes Partially Motorised Eucentric Specimen Stage	<ul style="list-style-type: none"> <li>• X = 50 mm</li> <li>• Y = 50 mm</li> <li>• Z = 25 mm</li> <li>• R = 360° (continuous)</li> <li>• T = -15° - +75° (manually)</li> </ul>
Image Processing	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Resolution: up to 3584 x 3094 pixel</li> <li>• Dwell: 100 ns – 1 ms per pixel</li> </ul>

**Figura 3 Microscopio Electrónico de Barrido Fei Quanta 2000**

<https://cemas.osu.edu/instrumentation/fei-quanta-200-sem>

### 1.5.4 IMPLICACIONES ETICAS

En cuanto a las implicaciones éticas emitida por el Ministerio de Salud según la Resolución No. 008430 de 1993 por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, en su artículo 67 la muestra que se toma para este tipo de estudio está clasificada como de riesgo tipo I, que especifica “microorganismos que representan escaso riesgo para el individuo y la comunidad”, se considera que la realización de esta investigación no tiene ninguna limitante en cuanto a efectos nocivos, factores de riesgo biológico o daños al patrimonio ecológico, moral o personal.(44)

## **1.6 OBJETIVOS**

### **1.6.1 OBJETIVO GENERAL**

Comparar las microlesiones a la inserción de dos tipos de mini-implantes autoperforantes uno importado y un prototipo de fabricación nacional.

### **1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Comparar los cambios en la estructura ósea, posterior a la inserción del mini implante.
- Cuantificar el número de microlesiones en una zona de hueso plano en contacto directo con el mini-implante.
- Determinar la microlesión más larga en una zona de hueso plano en contacto directo con el mini-implante.
- Establecer el promedio de la longitud de las microlesiones en una zona de hueso plano en contacto directo con el mini-implante.
- Determinar la microlesión más ancha en una zona de hueso plano en contacto directo con el mini-implante.
- Establecer el promedio del ancho de las microlesiones en una zona de hueso plano en contacto directo con el mini-implante.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO: Experimental In Vitro**

### **2.2 OBJETO DE ESTUDIO**

- Número de microlesiones.
- Ancho de las microlesiones.
- Longitud de las microlesiones

### **2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN**

- Segmento de hueso tipo II de costilla de cerdo de 1 x 1.2cm de diámetro

### **2.4 MUESTRA**

- 25 Segmento de hueso tipo II de costilla de porcino.
- Grupo control

### **2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

#### **2.5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

- Costillas de un porcino de 4 meses de edad.
- Costillas de un porcino sacrificado en un lapso de tiempo no mayor a 6 horas.
- Densidad ósea tipo II.

#### **2.5.2 CRITERIOR DE EXCLUSIÓN**

- Ninguno.

## 2.6 VARIABLES

VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL	ESCALA	RELACIÓN	UNIDAD DE MEDICION
Mini-implante autoperforante	G1 - Nacional G2 - Importado	Cualitativa	Nominal	Independiente	mm
Numero de grietas	1,2,3,4...	Cuantitativa	continua	Dependiente	$\mu\text{m}$
Longitud acumulada de las grietas	Medición en micras	Cuantitativa	discreta	Dependiente	$\mu\text{m}$
Grieta mas larga	Microlesion de mayor extensión	Cuantitativa	Discreta	Dependiente	$\mu\text{m}$

## 2.7 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

n	Casa comercial	Espécimen	Número de lesiones	CARACTERÍSTICAS		
				CANALES	ESPONJOSO	CORTICAL
1	Dentos	A1				
2	Imeti	A2				
3	Dentos	A3				
4	Imeti	A4				
5	Control	A5				
6	Dentos	B1				
7	Imeti	B2				
8	Dentos	B3				
9	Imeti	B4				
10	Control	B5				
11	Dentos	C1				

12	Imeti	C2				
13	Dentos	C3				
14	Imeti	C4				
15	Control	C5				
16	Dentos	D1				
17	Imeti	D2				
18	Dentos	D3				
19	Imeti	D4				
20	Control	D5				
21	Dentos	E1				
22	Imeti	E2				
23	Dentos	E3				
24	Imeti	E4				
25	Control	E5				

**Tabla 2.** Instrumento de recolección de datos.

## 2.8 PROCEDIMIENTO

Se desarrolló un estudio Experimental In vitro con una muestra de 25 fragmentos óseos asignados a 3 grupos: 2 grupos para la inserción de los mini-implantes autoperforantes y un grupo como muestra control. Una calibración previa fue realizada para elegir el operador en un grupo de 4 personas donde se tenía en cuenta la fuerza constante de inserción, el punto de apoyo a la colocación, el punto exacto de inserción y el paralelismo a 90°

Para los dos grupos se seleccionaron 10 mini-implantes DENTOS y 10 de un prototipo de mini-implantes IMETI con características similares de 7mm de longitud y 1.8 mm de diámetro los cuales fueron insertados en 5 costillas de un porcino de 4 meses de edad que asemeja la densidad ósea humana. (42) (Figura 4).



Figura 4. Miniimplantes DENTOS y Prototipo IMETI

Fuente: Autor

Para evitar la deshidratación y la formación de grietas potenciales en el hueso, los segmentos se mantuvieron refrigerados (4 °C) en una solución de Formaldehído Buferado al 10% (formol 10% CH<sub>2</sub>O p.m. 30.03). Además, las superficies de los especímenes fueron conservadas húmedas durante los primeros pasos (Figura 5).

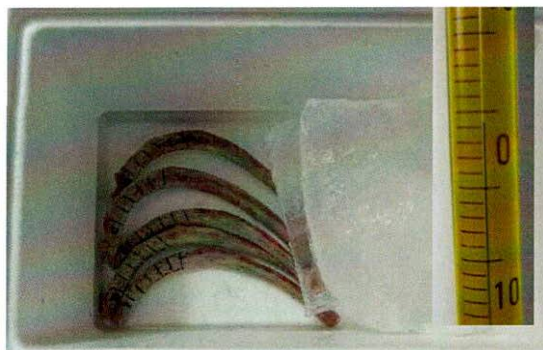


Figura 5 . Refrigeración del espécimen en Formaldehído Buferado 10% a 4°C

Fuente: Autor

A cada espécimen se le asignó una letra: A, B, C, D y E, este se subdividió en 5 segmentos óseos de 1 cm<sup>2</sup> se marcaron numéricamente de 0 a 5, donde los mini-implantes DENTOS fueron insertados en la numeración impar y el prototipo de mini-implantes IMETI fueron insertados en numeración par dejando como grupo control la numeración 0 de cada espécimen teniendo en cuenta que el operador no

tuvo conocimiento para disminuir sesgos La fuerza de inserción fue de 1.5 Nw la cual fue calibrada con un torcómetro (Figura 6)

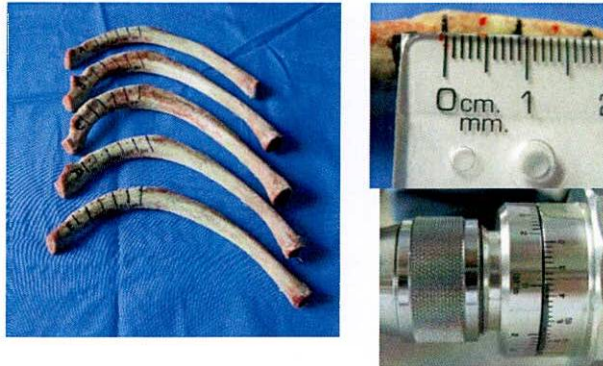


Figura 6. Clasificación de especímenes. Torcómetro.

Los segmentos óseos fueron recubiertos con resina epóxica y cortados en sentido transversal 2mm por debajo de la cabeza del mini-implante, usando una sierra a una velocidad de 0-300 rpm (Isomet low Speed Saw) bajo refrigeración constante con solución buferada ).



Figura 7. Recubrimiento de espécimen con resina epóxica.

En las instalaciones del Departamento de Geociencias de la Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá, se evaluaron las muestras mediante microscopia

electrónica de barrido de bajo vacío a 100x, de amplificación donde se escoge la zona de mayor contacto entre hueso plano y mini-implante, la cual se observó a 500x, 1000x y 2000x (Figura 8).



Figura 8. Microscopia electrónica de barrido de bajo vacío a 100x

## 2.9 CONSIDERACIONES ÉTICAS

En cuanto a las implicaciones éticas emitida por el Ministerio de Salud según la Resolución No. 008430 de 1993 por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, en su artículo 67 la muestra que se toma para este tipo de estudio está clasificada como de riesgo tipo I, que especifica “microorganismos que representan escaso riesgo para el individuo y la comunidad”, se considera que la realización de esta investigación no tiene ninguna limitante en cuanto a efectos nocivos, factores de riesgo biológico o daños al patrimonio ecológico, moral o personal. (44)

## **2.10 MÉTODO ESTADÍSTICO**

Se elaboró una base de datos, la cual fue procesada en programa estadístico IBM SPSS Statistics V22. Para comparar el tamaño de la lesión en relación a la longitud y ancho en mínimos y máximos encontrados en los fragmentos óseos de los dos mini-implantes: Dentos vs Imeti, se utilizó la prueba ANOVA. El número de microlesiones presentadas en los dos grupos de fragmentos óseos se utilizó la prueba U-Mann-Whitney para muestras independientes. Se consideró significativo  $p < 0.05$ .

### 3. RESULTADOS

Al comparar las características de los tipos de mini-implantes, se observó que tanto el Dentos, como el prototipo lmeti, no presentaron modificaciones en la presencia de trabéculas, porosidades y microlesiones en la trabécula.

Una de las modificaciones es la presencia de microlesiones alrededor de los mini implantes, los cuales fueron evaluados en relación al tamaño como fueron su longitud y ancho observando las medidas mínimas de cada microlesión según distribuciones en el experimento de los 25 fragmentos óseos en 5 especímenes.

En la Tabla 3, se observan que todos los especímenes y fragmentos presentaron microlesiones, con un mínimo de tres y máximo de nueve microlesiones, sin encontrar diferencia estadísticamente entre los dos tipos de mini-implantes ( $p=0,68$ )

Tabla 1. Distribución porcentual de microlesiones presentadas en fragmentos óseos en dos tipos de miniimplantes: Dentos vs lmeti

Microlesiones	Dentos	lmeti
3 - 4	5	4
5 - 6	3	4
7 - 9	2	2
<b>Total</b>	10	10

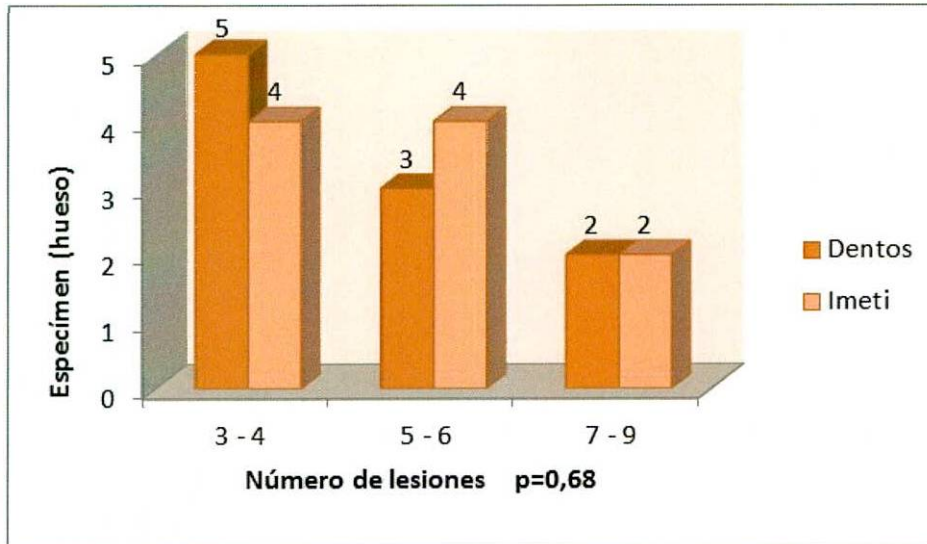


Figura 9. Distribución porcentual de microlesiones presentadas en hueso en dos tipos de miniimplantes: Dentos vs Imeti

En la tabla 1 encontramos que al evaluar la longitud se observó que el tipo de mini-implante Dentos obtuvo un promedio mayor de  $130,4 \pm 77,1 \mu$  y el prototipo de mini-implante Imeti un valores menores de  $109,6 \pm 79,4\mu$ , sin diferencia estadísticamente significativa al comparar los dos tipos ( $p=0,17$ ). (Figura 9).

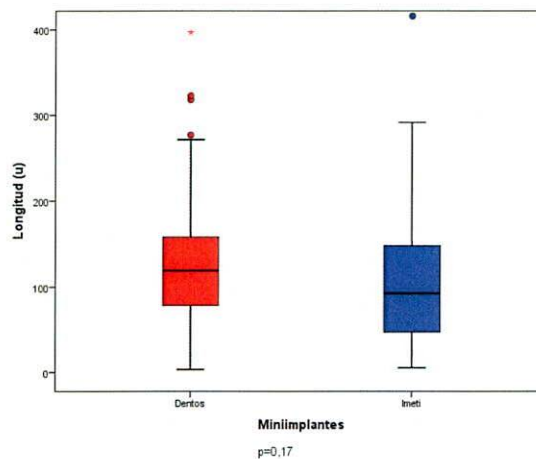
Al evaluar el ancho mínimo se observó que el tipo de mini-implante Dentos obtuvo un promedio de  $5,3 \pm 4,2 \mu$  con relación al prototipo de mini implante Imeti quien obtuvo valores de  $4,1 \pm 4,5$ , sin diferencia estadísticamente significativa al comparar los dos tipos ( $p=0,16$ ). (Figura 10)

Al evaluar el ancho máximo se observó que el tipo de mini-implante Dentos obtuvo un promedio de  $8,3 \pm 7,3 \mu$  con relación al prototipo de mini implante Imeti quien

obtuvo valores de  $7,1 \pm 8,3$  sin diferencia estadísticamente significativa al comparar los dos tipos ( $p=0,32$ ). (Figura 11)

**Tabla 2. Valores medio del tamaño de las microlesiones presentadas en hueso en dos tipos de mini-imples: Dentos vs Imeti**

Tamaño de las microlesiones		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo	Significancia
					Límite inferior	Límite superior			
Mínimo	Dentos	53	5,3	4,2	4,1	6,4	0,6	26,1	p = 0,16
	Imeti	55	4,1	4,5	2,9	5,3	0,5	22,4	
Máximo	Dentos	53	8,6	7,3	6,6	10,6	1,8	41,5	p=0,32
	Imeti	55	7,1	8,3	4,9	9,3	1,0	41,1	
Longitud	Dentos	53	130,4	77,1	109,2	151,7	3,5	397,0	p=0,17
	Imeti	55	109,6	79,4	88,2	131,1	5,2	416,1	



**Figura 10 Valores medio de la longitud ( $\mu$ ) de microlesiones presentadas en fragmentos óseos en dos tipos de mini-implantes: Dentos vs Imeti**

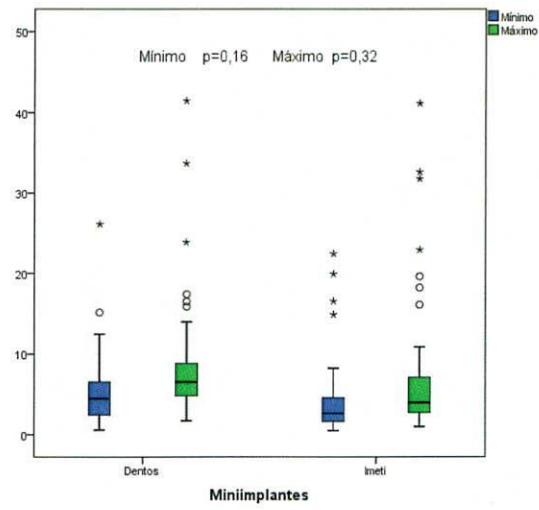


Figura 11. Valores medio de las microlesiones mínimas y máximas ( $\mu$ ) presentadas en fragmentos óseos en dos tipos de miniimplantes: Dentos vs Imeti

#### 4. DISCUSIÓN

Martin RB. (2003) y Huja SS. (1999) mencionan que un fenómeno que influye en el fracaso de los mini implantes, son las microlesiones (deformaciones permanentes de la microestructura del hueso) y se manifiestan histológicamente como discontinuidad de la matriz ósea alrededor de los mini-implantes, las cuales se encontraron en el presente estudio pero sin diferencia significativa entre los dos sistemas de anclaje autoperforantes. (45),(46) Sowden y Col mostraron que existe un mayor acumulo de microlesiones y deformación ósea con sistemas autoperforantes produciendo isquemia local, necrosis de hueso, remodelación ósea y pérdida prematura de los mini-implantes ortodoncia,(47) a diferencia de lo reportado por Frost H quien menciona que las microlesiones actúan como un estímulo para la remodelación ósea con un equilibrio entre la actividad osteoclástica y osteoblastica (48), coincidiendo con Bur D. quien refiere que el aumento de la actividad de remodelación podría ser inducida por la acumulación de microfisuras alrededor de la interfaz hueso- mini implante durante la inserción.(49)

Sean L (2012) en su estudio reporta que los mini-implantes autoperforantes generan mayor número de microlesiones y mayor diámetro en su longitud a la inserción (5), así mismo Chen y Shin (2008) refiere que los efectos de diámetro y la forma de mini-implantes produce microdaño al hueso cortical alterando su estabilidad, así mismo mencionan que la fuerza de inserción no debe ser mayor a 10 N ya que podría ser perjudicial para la estabilidad a largo plazo del mini-

implante,(50) mientras que Roberts y cols declararon que las fuerzas entre 1 y 3 N no afectan la estabilidad del implante.(51)

El avance científico permite realizar el análisis de este tipo de microlesiones óseas por diferentes métodos. Yadav S y col reportan mediciones de longitud y densidad de las grietas en un aumento de 20x por medio de microscopio, (52) Brooke (2012) observó resultados mediante la utilización de microscopía de epifluorescencia, método que detecta 3.4x más microgrietas,(53) por otro lado Sean L, reporta que la microscopía electrónica de barrido es una herramienta utilizada para observar detalladamente la estructura de una determinada muestra de alta resolución y en tres dimensiones.(5)

Pocas investigaciones evidencian de manera clara y cuantificable las microlesiones causadas a la inserción de sistemas de anclaje ortodóncico; Chen Y (50). refiere que ningún estudio ha evaluado la acumulación de microlesiones en el hueso cortical después de la colocación del mini-implante utilizando diferentes técnicas de inserción,(50) además estudios como el de Sumit Y (54) y Col, Brooke S y Col (53), cuentan con estudios que evaluaron las microlesiones, pero no pueden ser comparados de manera exacta entre ellos ya que sus valores de medición y metodología difieren unos de otros.

## 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Aunque no se presentaron diferencias significativas en la generación de microlesiones, los dos tipos de mini-implantes pueden ser utilizados en la práctica clínica, sin embargo se recomienda analizar, además de la longitud y el ancho de las microlesiones, el acúmulo de éstas y su influencia en el éxito o fracaso del mini-implante. Realizar nuevos estudios tomando grupos de sistemas de inserción autoperforantes y autorroscantes y observar la diferencia cuantitativa referente al acumulo y tamaños de las microlesiones.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Son S, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *AJODO*.2014; 145(4):480–485.
2. Hua K, Kangb M, Kimc T, Kimd K, Kime H. Relationships between Dental Roots and Surrounding Tissues for Orthodontic Miniscrew Installation. *Angle Orthod*. 2009;79:37–45
3. Kyung HM, Park HD, Base SM,Sung JH,KimJ. Development of orthodontic microimplants for intraoral anchorage. *J Clin Ortho*. 200;37:321-8
4. Huja SS, Katona TR. Microdamage adjacent to endosseous implants bone. *Americ Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics Serra*. 1999; 137(1):80-90.
5. Sean L, Roberts E. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedic* 2012;141:538-46.
6. Broohe S, Beck M, D'Atri A, Huja S. Bone damage associated with orthodontoc placement of miniscrew implants in an animal model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012;141:412-8
7. Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 ;15:76-94
8. Sánchez A M. Fiabilidad y Exactitud De La Densitometría Ósea Maxilar en Tomografía Computerizada. [online] 2011. Disponible en: URL [http//. www.dralfonsomiguel.es/links/tesis.pdf](http://www.dralfonsomiguel.es/links/tesis.pdf)

9. Cassetta M. Evaluación del espesor del hueso cortical alveolar y la densidad en la colocación de mini-implante en ortodoncia. *J Clin Exp Dent*.2013 Dic; 5:245-252.
10. Reznikova N, Chaseb H, Brumfelda V, -Shaharc R, Weinera S. The 3D structure of the collagen fibril network in human trabecular bone: Relation to trabecular organization bone.2015;71: 189-95
11. Bracho R, Cely I, Esguerra F, Moix C. Evaluación del esfuerzo sobre el hueso al colocar mini implantes con método pressfit vs line to line mediante elementos finitos. Bogotá 2012.
12. Reilly DT, Burnstein AH, Frankel VH. The elastic modulus of bone. *J Biomech*.1974;7:271-2.
13. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand* 1966;37:29-48.
14. Currey JD. The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. *J Biomech* .1988;21:439-41
15. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech* 1994;27:1137-46.
16. Lekholm U, Zarb G, Branemark, Albrektsson . Patient selection and preparation P.I. *Tissue-integrated prostheses*, Quintessence, Chicago 1985: 199-211
17. Michael R. N, Carole G. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(1): 79–84.

18. Suárez QD. Nuestro protocolo en la utilización de microtornillos. Monografías Clínicas en Ortodoncia. Asociación Iberoamericana de Ortodoncistas. 2005;23(2):39-51.
19. Kim SH, Kang SM, Choi YS, Kook YA, Chung KR, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: Is root proximity a major risk factor for failure?. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 Sep;138(3):264-76.
20. Stembirek J, Kyllar M, Putnova I, Stehlik L, Buchtova M. The pig as an experimental model for clinical craniofacial research. Laboratory Animals 2012; 46: 269–279.
21. Bustard L.. Use of pigs in biomedical research. Nature. 1965;208:531–5
22. Block M, Almerico B, Crawford C, Gardiner D, Chang A. Bone response to functioning implants in dog mandibular alveolar ridges augmented with distraction osteogenesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 May-Jun; 13(3):342-51
23. Palacio L, Del\_Río H . Utilización de los microimplantes para la tracción en ortodoncia. JADA. 2006. Dic; 1(2).
24. Park H, Kwon T, Kwon O. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004 Nov;126(5):627-36
25. Ritto A. Micro Implants in Orthodontics. Int J Orthod Milwaukee. 2004;15(3):22-4.

26. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M ,Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone - screw cohesion following immediate loading. *Europ J of Orthod.* 2006; 541-546
27. Creekmore T, Eklund M. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983 Apr;17(4):266-9.
28. Moschos A. Papadopoulos, D, Tarawneh F, The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2007; 103: 6-15
29. Sana S, Manjunath G. Mini- Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 2013. 7:15-20.
30. Lombardoa L, Graccoa A, Francesco Zampinib, Stefanonic F, Mollicad F. Optimal Palatal Configuration for Miniscrew Applications. *Angle Orthod* 2010;80:145–152.
31. Aldo C, Velo S, Leone P, Giuseppe S. Aplicación clínica del sistema de anclaje con microimplante. *JCO.* 2005;1: 9-24
32. Arismendi E, Ocampo ZM, Morales M, González FJ, Jaramillo PM, Sánchez A. Evaluation of stability of mini implants as bony anchorage for upper molar intrusión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2007;1:60-74
33. Hong C, Lee H, Webster R, Kwak J, Wu BM, Moon W. Stability comparison between commercially available mini-implants and a novel design: Part 1. *Angle Orthod.* 2011 Jul;4:692-99.

34. Saxena R, Kumar PS, Upadhyay M, Naik V. A clinical evaluation of orthodontic mini-implants as intraoral anchorage for the intrusion of maxillary anterior teeth. *World J Orthod.* 2010;4:346-51.
35. Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;5:648-57
36. Chung KR, Kim SH, Choo H, Kook YA, Cope JB. Distalization of the mandibular dentition with mini-implants to correct a Class III malocclusion with a midline deviation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;1:135-46
37. Doshi UH, Jamwal RS, Bhad WA. Distalization of molars using two stage mini-implants -- a case report. *J Orthod.* 2011;1:55-63
38. Gibbons AJ, Cousley RR. Use of mini-implants in orthognathic surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007;5:406-7
39. Lima GM, Soares MS, Penha SS, Romano MM. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res.* 2011;2:116-21
40. Cousley RR. A clinical strategy for maxillary molar intrusion using orthodontic mini-implants and a customized palatal arch. *J Orthod.* 2010;3:202-08
41. Velez H. Recubrimiento de 560 AS producidos por el sistema de proyección térmica por arco. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. 2013.
42. Sean L, Roberts E. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized

- controlled trial. Am J Orthod Dentofacial Orthopedic. 2012; 141: 538-46.
43. CEMAS: Center for Microscopy and Analysis [Internet]. The Ohio State University 2014.[citado Marzo 2014]; [1 pantalla]. Disponible en: URL: <https://cemas.osu.edu/instrumentation/fei-quanta-200-sem>
  44. Miranda M, Palma G,. Comités de ética de investigación en humanos: el desafío de su fortalecimiento en Colombia. Revista del instituto nacional de salud.2006, 26(1).
  45. Henriot A. La mesure de dimensions sur images. et Jean-Louis Cheype pour la statistique. 2014;5.8R:275.Disponible en : [\\_http://piximetre.fr/](http://piximetre.fr/)
  46. Martin RB. Fatigue microdamage as an essential element of bone mechanics and biology. Calcif Tissue Int. 2003; 73:101 – 107.
  47. Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage adjacent to endosseous implants. Bone 1999; 25:217 –222
  48. Sowden D, Schmitz JP. AO self-drilling and self-tapping screws in rat alvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface. J Oral Maxillofac Surg.2002; 60 :294-9.
  49. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: a review. Henry Ford Hospital medical journal.1983; 31(1): 3-9.
  50. Burr DB, Martin RB, Schaffler MB, Radin EL. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. J Biomech. 1985: 189-200.
  51. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop\_ 2008;133 (1):44-50

52. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86:95-111
53. Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace WP, Nanda R. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(5):538-46.
54. Nam-Ki L and Seung-Hak B, Sumit Y, Madhur U. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical Bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138: 8.e1-8.e8.