



**GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE  
INFORMES FINALES UAM**

**CÓDIGO: GIN—GUI-001**

**VERSIÓN: 01**

**FECHA : 23/ENE/2015**



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES**

**VICERRECTORÍA ACADÉMICA**

**UNIDAD DE INVESTIGACIÓN**

**UNIDAD DE POSGRADOS**



**GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE  
INFORMES FINALES UAM**

**CÓDIGO: GIN—GUI-001**

**VERSIÓN: 01**

**FECHA : 23/ENE/2015**

**Piezo-punción cortical como método mínimamente invasivo para facilitar la inserción de dispositivos de anclaje temporal: Un estudio preliminar In-vitro.**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES**

**MAESTRÍA: Especialización en Ortodoncia.**

**GRUPO DE INVESTIGACIÓN: INSAO**

**ESTUDIANTE: Lisbetd Giraldo Prada - Daniela Montoya González**

**TUTOR DE TESIS: Juan Pablo Gómez**

**AÑO: 2016**



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

### 1. RESUMEN

**Objetivo:** Determinar el efecto de la piezo-punción cortical (PPC) sobre la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción de mini implantes auto-perforantes en un modelo experimental con epífisis proximales de tibias bovinas.

**Materiales y Métodos:** Se realizó un estudio comparativo entre dos grupos de 20 mini implantes auto-perforantes insertados en hueso intacto (grupo control) y en hueso con piezo-punción cortical previa (grupo experimental). Se midió la carga axial máxima de inserción (CMI), el torque máximo de inserción (TI) y el torque máximo de remoción (TR) de los 20 mini implantes de cada grupo. Utilizando el sistema SPSS, se aplicó la prueba *t*-student para comparar TI y TR y la U de Mann Withney para comparar CMI en ambos grupos, además de la correlación de Pearson y la correlación de Spearman.

**Resultados:** Se encontraron valores promedio de 12,85 ( $\pm 4,32$ ) Nw/cm, 13,7 ( $\pm 4,54$ ) Nw/cm y 2247,4 ( $\pm 895,95$ ) grF para el TI, TR y CMI del grupo experimental, respectivamente. En el grupo control se encontraron valores promedio de 20,2 ( $\pm 4,7$ ) Nw/cm, 22,3 ( $\pm 5,17$ ) Nw/cm y 4688,7 ( $\pm 320,18$ ) grF, respectivamente. Hubo diferencias estadísticamente significativas entre CMI, TI y TR entre grupos control y experimental ( $p < 0,001$ ).

**Conclusiones:** La PPC previa a la inserción de mini implantes ortodónticos en tibia bovina reduce su CMI, TI y TR. Sin embargo, a pesar de de su reducción; TR continua siendo mayor que TI, lo que posiblemente favorece la estabilidad primaria del mini implante.

#### **PALABRAS CLAVES:**

Piezocirugía, torque, Métodos de anclaje en ortodoncia.

#### **ABSTRACT**



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

**Objective:** To find the effect of cortical piezo-puncture over the maximum insertion load, maximum insertion torque and maximum removal torque of self tapping mini implants in an experimental model with proximal epiphysis of bovine tibia.

**Materials and Methods:** A comparative study was conducted between two groups of 20 self-tapping mini implants inserted in intact bone (control group) and in bone with previous piezo-puncture (experimental group). The maximum axial load (AL), the maximum insertion torque (IT) and the maximum removal torque (RT) of the 20 mini implants of each group were measured. Using the SPSS system, the *t*-student test was applied to compare IT and RT and the U Mann Withney test to compare AL in both groups, besides the Pearson and Spearman correlation.

**Results:** The average values found were 12,85 ( $\pm 4,32$ ) Nw/cm, 13,7 ( $\pm 4,54$ ) Nw/cm and 2247,4 ( $\pm 895,95$ ) grF for IT, RT and AL of experimental group, respectively. In the control group the average values were 20,2 ( $\pm 4,7$ ) Nw/cm, 22,3 ( $\pm 5,17$ ) Nw/cm and 4688,7 ( $\pm 320,18$ ) grF, respectively. There were statistically significant differences between AL, IT and RT between control and experimental groups ( $p < 0,001$ ).

**Conclusions:** Cortical piezo-puncture previous to the insertion of orthodontic mini implants in bovine tibia reduces its AL, IT and RT. Nevertheless, in spite of reducing its RT, the last one continues to be greater than the IT, which probably guarantees the primary stability of the mini implant.

### KEY WORDS

Piezosurgery, torque, Orthodontic Anchorage Procedures.

### TABLA DE CONTENIDO

	Página
1. Resumen / Abstract	3



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

2. Presentación	5
3. Introducción	6
4. Área Problemática y Justificación	7
5. Referente Teórico	9
6. Objetivos	27
7. Metodología	28
8. Resultados	32
9. Discusión de Resultados	42
10. Conclusiones	46
11. Recomendaciones	46
12. Evidencia de resultados en generación de conocimiento, fortalecimiento de la capacidad científica y apropiación social del conocimiento	47
13. Impactos Logrados	48
14. Bibliografía	49

## 2. PRESENTACIÓN

En el presente trabajo se realiza una investigación experimental para estudiar el efecto de la piezo-punción cortical como método previo a la inserción y remoción de mini implantes ortodónticos sobre el torque máximo de inserción, torque máximo de remoción y carga axial máxima de inserción de los mismos. Inicia con un breve resumen del proceso experimental realizado, continúa con la presentación general del trabajo, posteriormente se expone una introducción sobre el tema a tratar explicando brevemente la intención del estudio.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Una vez concluida la introducción se presenta el área problemática y la justificación del proceso investigativo realizado, con su respectivo referente teórico que incluye investigaciones previas relacionadas con el tema, además de los objetivos general y específicos y la metodología empleada para hacer realidad el proyecto.

A continuación se presentan los resultados con sus respectivas gráficas e interpretación según el tipo de variable a analizar, se discuten los resultados con base a estudios similares ya realizados y se exponen las conclusiones finales.

Más adelante se proponen recomendaciones para estudios posteriores con el fin de profundizar y clarificar interrogantes surgidos a partir de la presente investigación. Así mismo, se presenta la implicación de los resultados obtenidos en la generación de conocimiento, el fortalecimiento de la capacidad científica y la apropiación social del conocimiento en el área ortodóntica.

Finalmente, se resaltan los impactos logrados en el campo de la salud, particularmente en el área ortodóntica y se citan las referencias bibliográficas utilizadas para el desarrollo del proyecto.

### 3. INTRODUCCIÓN

La utilización de dispositivos de anclaje temporal (TADs) en ortodoncia aumenta constantemente y precisa mayor investigación para encontrar métodos que faciliten el proceso de inserción y remoción de los mismos, tanto para el paciente como para el ortodoncista, quién realiza el procedimiento de forma rutinaria.

La piezo-punción cortical utiliza ondas de radio que permiten que las puntas de ultrasonido oscilen y vibren de forma que puedan dividir interfases sólidas, tales como tejido óseo. El dispositivo piezoeléctrico se caracteriza por producir vibraciones ultrasónicas con una frecuencia promedio de 25-29 kHz, que permite corte selectivo de estructuras mineralizadas sin dañar el tejido blando (1- 2).

Los dispositivos de anclaje temporal (TADs), también conocidos como sistema de anclaje cortical, se han convertido en una parte importante del tratamiento ortodóntico. Este grupo de dispositivos son insertados intraoralmente en las estructuras óseas para proveer anclaje, con el fin de prevenir



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

movimiento dental no deseado. Lo anterior ha probado ser útil en pacientes con inadecuado potencial de anclaje y en los cuales los medios convencionales para reforzar el anclaje no pueden aplicarse. El grupo de TADs incluye implantes tipo tornillo también conocidos como mini implantes o mini tornillos (3).

Existen dos técnicas de inserción para los mini implantes: Auto-roscante (pre-fresado) y auto-perforante. Para la técnica auto-roscante el mini implante es insertado después de realizar un agujero piloto en el hueso, utilizando una pieza de mano. La mayoría de los mini implantes disponibles comercialmente poseen una punta cortante que se inserta directamente al interior del hueso, bien sea de forma manual o mediante el uso de una pieza de mano de baja velocidad (técnica auto-perforante) (3). Los mini implantes utilizados en este estudio fueron auto-perforantes.

El torque ha sido descrito como el resultado de la resistencia friccional entre las roscas del tornillo y el hueso (3).

El torque máximo de inserción es expresado en Newton centímetros (Ncm) y es valor del torque máximo registrado durante la inserción de mini implantes ortodónticos. La estabilidad de los mini implantes puede ser dividida en primaria y secundaria. La primera es la estabilización mecánica lograda inmediatamente después de la inserción, y la segunda es lograda cuando se forma hueso nuevo en la interfaz (4).

El torque máximo de remoción es igualmente expresado en Ncm y es el valor del torque máximo registrado durante la remoción de mini implantes ortodónticos.

La carga axial máxima de inserción o fuerza de inserción, es un vector con una magnitud, dirección y punto de aplicación, que cuando actúa sobre un cuerpo cambia la velocidad o la forma del mismo (5).

La presente investigación, pretende encontrar el efecto de la piezo-punción cortical sobre la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción de mini implantes auto-perforantes en un modelo experimental con epífisis proximales de tibias bovinas.

#### 4. ÁREA PROBLEMÁTICA Y JUSTIFICACIÓN



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

### Pregunta de Investigación

**¿Cuál es el efecto de la piezo-punción cortical sobre el torque máximo de inserción, torque máximo de remoción y carga axial máxima de inserción de mini implantes auto-perforantes en el hueso bovino?**

Las múltiples variables que afectan la estabilidad de los mini implantes ortodónticos (también llamados dispositivos de anclaje temporal TADs) son aún poco entendidas (6 - 7). En la literatura existente hasta el momento, se han realizado numerosas investigaciones sobre mini implantes (8), sus características y su tasa de éxito (7) como método de anclaje dentro del tratamiento ortodóntico. Además, se ha estudiado su torque de inserción (9) y remoción (10) y su estabilidad (11 - 12).

Se ha sugerido que las fuerzas de torque excesivas aplicadas durante la inserción de estos dispositivos pueden causar necrosis del hueso circundante y comprometer su tasa de éxito (13 - 14). Es entonces necesario entender a que niveles las tensiones de torque son fisiológicas y pueden garantizar la estabilidad de los mini implantes (15).

Los valores ideales del torque de inserción de mini implantes fueron estudiados por Reynders et al (15), quienes querían comprobar si los valores máximos de torque de inserción de 5 a 10 Ncm estaban asociados con mayores tasas de éxito de mini implantes ortodónticos. Se revisaron 7 artículos y no se encontró evidencia sobre la relación entre un torque de inserción máximo específico y una tasa mayor de éxito de los mini implantes. Se requiere revisión adicional del tema, para lo cual se sugieren estudios futuros como (15):

Revisiones sistemáticas en literatura sobre animales y laboratorio, evaluación del torque máximo de inserción en hueso artificial, exámenes de asociación en estudios animales antes de realizar ensayos clínicos, exámenes de asociación entre torque máximo de inserción y estabilidad de mini implantes con el objetivo de obtener registros cuantitativos en lugar de medidas cualitativas subjetivas, medición de torque máximo de inserción con sensores digitales en lugar de dispositivos mecánicos, evaluación de estabilidad de mini implantes en tiempos pre establecidos, consultar el riesgo de sesgo y analizar el efecto adverso de las intervenciones (15).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

La evaluación del torque de remoción ha sido sugerida como un método confiable para determinar la óseo integración de implantes convencionales (16). Sin embargo, sólo unos pocos estudios han evaluado el efecto del torque de remoción de mini implantes (17 - 18). Además, los resultados de estos estudios son conflictivos. La evaluación del torque de inserción y remoción debería proveer información importante sobre el efecto de la estabilidad primaria en la cantidad de óseo integración alrededor de mini implantes con carga inmediata.

Suzuki et al (19) evaluaron el torque máximo de inserción y remoción de 280 mini implantes de titanio auto-roscantes y auto-perforantes en pacientes ortodónticos utilizados como anclaje esquelético. El torque de inserción fue significativamente mayor en los mini implantes auto-perforantes (14.5 Ncm promedio), que en los auto-roscantes (9.2 Ncm promedio) en todos los sitios evaluados. Los valores más altos de torque de inserción se observaron en la sutura media palatina seguida por los huesos dentoalveolares de la mandíbula y el maxilar respectivamente. En contraste, los valores de torque de remoción fueron significativamente mayores para los mini implantes auto-roscantes (22.6 Ncm promedio) que para los auto-perforantes (17.6 Ncm promedio).

Se observó una relación inversa entre torque de inserción y remoción. Los resultados sugieren que valores de torque de inserción relativamente menores fueron más favorables para la óseo integración que los valores mayores (19).

El propósito de este trabajo será determinar si la realización de perforaciones óseas iniciales con piezo-punción cortical, tiene algún efecto sobre el torque máximo de inserción, torque máximo de remoción y carga axial máxima de inserción de mini implantes auto-perforantes en el hueso bovino. Lo anterior es de gran importancia para el ortodoncista y el paciente ya que cuando el torque de inserción de mini implantes es menor, es probable que se disminuyan el riesgo de daño óseo, la incomodidad para el paciente y la dificultad del procedimiento para el ortodoncista. Además, es importante evaluar el torque máximo de remoción para determinar la estabilidad de los mini implantes en relación con la piezo-punción cortical previa a su inserción.

### 5. REFERENTE TEÓRICO



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

La osteotomía piezoeléctrica es una técnica basada en vibración piezoeléctrica de un dispositivo de osteotomía que permite el corte preciso de estructuras óseas sin dañar el tejido blando adyacente (20).

La piezocirugía es una técnica relativamente nueva para la osteotomía y osteoplastia que utiliza la vibración ultrasónica. El dispositivo de piezocirugía es esencialmente una máquina de ultrasonido con frecuencia modulada y una gama de vibraciones controladas.

El principio básico es llamado piezo-efecto (21) y se refiere a la ocurrencia de una diferencia de potencial superficial en un material cristalino anisotrópico (ej: Silica, Turmalina) por la aplicación externa de compresión mecánica (efecto piezoeléctrico directo). En contraste, el piezo-efecto recíproco causa deformaciones en los materiales piezoeléctricos en el rango de micrómetros cuando son expuestos a un campo eléctrico intenso (22). Los dispositivos ultrasónicos para cirugía ósea como el piezótomo utilizan el piezo-efecto recíproco para transferir estas deformaciones a una punta cortante, que vibra hasta amplitudes de 300  $\mu\text{m}$  (23).

En los dispositivos actuales, la frecuencia ultrasónica es modulada por el cirujano de 10, 30 y 60 ciclos / (Hz) incluso hasta 35 kHz. La baja frecuencia permite el corte de las estructuras mineralizadas, pero no del tejido blando. La potencia varía de 2,8 W a 16 W dependiendo de los diferentes tipos de densidad ósea. La punta de los dispositivos de ultrasonido oscila entre 20 y 200 micras (24 - 25).

La piezocirugía se realiza mediante un instrumento que utiliza microvibración a una frecuencia capaz de cortar el hueso. Su mecanismo de acción está basado en la habilidad de ciertas cerámicas y cristales para deformarse cuando una corriente eléctrica pasa a través de ellos, provocando una microvibración de frecuencia ultrasónica (1, 26). La vibración es entonces aplicada a un inserto endurecido con nitruro o recubierto de diamante que se mueve a 25-30 KHz, una frecuencia que permite el corte selectivo del tejido óseo (27).

Vercellotti et al (28), estudiaron la tasa de cicatrización postoperatoria siguiente a la osteotomía y osteoplastia con Piezótomo, fresas de carburo y de diamante. Observaron que en el día 56, los sitios quirúrgicos tratados con fresado presentaban pérdida ósea, mientras que los tratados con piezocirugía, presentaban ganancia de hueso. Así, parece que la piezocirugía provee una reparación



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

y remodelado óseo más favorable que las fresas de carburo y diamante posterior a osteotomías y osteoplastias.

La piezocirugía recientemente ha ganado popularidad en implantología, periodoncia y cirugía oral. El dispositivo piezoeléctrico produce una frecuencia de modulación ultrasónica específica (22000-35000 Hz). La unidad proporciona extrema precisión y seguridad, así como un corte micrométrico, permitiendo de este modo una sección selectiva de las estructuras de hueso mineralizado. Por otra parte, el dispositivo provoca menos sangrado durante y después de la operación y el proceso de curación es más corto. Debido a las ventajas antes mencionadas, un dispositivo de ultrasonido podría ser utilizado en una amplia gama de procedimientos quirúrgicos, por ejemplo, la extracción de dientes impactados, la elevación de la membrana de Schneider, la división de hueso o la expansión de la cresta, la preparación del lecho óseo, la toma de muestras óseas y la corticotomía (29).

La cirugía piezoeléctrica es una técnica mínimamente invasiva que disminuye el riesgo de daños a los tejidos blandos circundantes y estructuras importantes tales como nervios, vasos y mucosas, particularmente durante la osteotomía (30 - 31). También reduce el daño a los osteocitos y permite una buena supervivencia de las células óseas durante el crecimiento de hueso (32).

Los equipos de piezocirugía se pueden utilizar para la preparación retrógrada de conductos radiculares; para realizar cortes de hueso con gran precisión facilitando el aumento y la expansión de la cresta (33), durante exodoncias, extracción de dientes anquilosados (24) y en técnicas de ortodoncia quirúrgica (34 - 35).

En comparación con el instrumental rotatorio tradicional, la piezocirugía requiere mucha menos presión de la mano. Esto resulta en una mayor sensibilidad y control del operador, lo que indica que el clínico puede desarrollar un mejor "tacto" y precisión para la acción de corte debido a microvibración de la punta cortante. El corte es seguro porque la frecuencia ultrasónica no corta el tejido blando. La acción de corte es menos invasiva, produce menos daño colateral del tejido, lo que resulta en una mejor cicatrización. Debido a su efecto de cavitación en soluciones fisiológicas (por ejemplo, sangre), la piezocirugía crea un sitio quirúrgico prácticamente sin sangrado que hace que la visibilidad en el área de trabajo sea mucho más clara que con instrumentos de corte de hueso convencionales. A diferencia de las fresas convencionales y micro sierras, las inserciones con



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

piezocirugía no generan tanto calentamiento, lo que a su vez reduce el riesgo de necrosis postoperatoria (36).

La ventaja de la piezocirugía es que precisamente puede cortar el tejido duro, mientras que se opone a la lesión a los tejidos blandos. Se genera calor mínimo durante el corte, por lo tanto se mantiene la vitalidad del tejido adyacente. Se proporciona una mejora sustancial en cirugía dental e implantología, ya que el cirujano se beneficia por la facilidad de uso y el paciente al minimizar el trauma quirúrgico y promover la curación rápida (37).

Los instrumentos rotatorios utilizados para preparar el hueso previamente a la inserción de mini implantes son eficientes, aunque poseen algunas desventajas, incluyendo la generación de desechos y astillas (las cuales pueden esparcirse y producir reacciones de cuerpo extraño), la creación de hematoma sustancial en el sitio de la perforación, la producción de calor, dificultades para lograr precisión geométrica y balanceo (38). Las osteotomías diseñadas para preparar el lecho óseo para la inserción de un implante generan calor, principalmente debido a los movimientos manuales con alta presión y a la velocidad de los instrumentos rotatorios que se requieren para lograr un corte más eficiente. Si el calor no es apropiadamente controlado, puede conducir a osteonecrosis (39).

La piezocirugía (cirugía ósea piezoeléctrica) es un sistema de corte óseo promisorio y preciso, basado en microvibraciones ultrasónicas que conservan el tejido blando. Las observaciones histológicas e histomorfométricas de cicatrización postoperatoria y formación de hueso en modelos animales han indicado que la respuesta del tejido es más favorable después de la piezocirugía (40) con relación a técnicas alternativas de corte óseo como instrumentos rotatorios de diamante o de carburo (28).

Los instrumentos utilizados para el corte ultrasónico del hueso crean micro vibraciones que son causadas por el efecto piezoeléctrico descrito inicialmente por los físicos franceses Jean y Marie Curie, en 1880. El paso de una corriente eléctrica a través de ciertas cerámicas y cristales los modifica y causa oscilaciones. La tensión aplicada a un piezocerámico polarizado hace que se expanda de manera perpendicular a la polaridad. Se utiliza una frecuencia de 25-29 kHz porque los micromovimientos que se crean en esta frecuencia sólo cortan tejido mineralizado. El tejido neurovascular y otros tejidos blandos, se cortan a frecuencias superiores a 50 kHz (1, 2).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Los dispositivos piezoeléctricos generalmente consisten de un interruptor de la pieza de mano y el pie que se conecta a la unidad de alimentación principal. Esto tiene un soporte para la pieza de mano, y contiene fluidos de irrigación que crean un chorro regulable de 0-60 ml/minuto a través de una bomba peristáltica. Elimina los residuos del área de corte y asegura un corte preciso. La configuración de poder y modulación de frecuencia del dispositivo puede ser seleccionada en un panel de control con pantalla digital y teclado según la tarea a realizar (1). Posee variados insertos o puntas, algunas cubiertas con titanio o diamante en varios grados. Las microvibraciones que se crean en la pieza de mano piezoeléctrica causan movimiento de las puntas entre 60 y 200  $\mu\text{m}$  (1). También mantiene una zona de operación libre de sangre a causa de la cavitación de la solución de irrigación, y da una mayor visibilidad sobre todo en áreas anatómicas complejas (41).

Los ultrasonidos son vibraciones de frecuencias mayores que el límite superior de la gama audible para los seres humanos, es decir, mayor que aproximadamente 20 kHz. El término sónica se aplica a las ondas de ultrasonido de muy altas amplitudes (42).

Un transductor ultrasónico es un dispositivo utilizado para convertir algún otro tipo de energía en una vibración ultrasónica. El tipo más popular y versátil de transductor ultrasónico es el cristal piezoeléctrico, que convierte un campo eléctrico oscilante aplicado al cristal en una vibración mecánica. Los cristales piezoeléctricos incluyen el cuarzo, sal de Rochelle, y ciertos tipos de cerámica. Los transductores piezoeléctricos son fácilmente empleados en todo el rango de frecuencia de salida y en todos los niveles. Formas particulares pueden ser elegidas para aplicaciones particulares. Por ejemplo, una forma de disco proporciona una onda plana de ultrasonidos, mientras que una curva de la superficie radiante en una forma ligeramente cóncava crea una onda ultrasónica que se centrará en un punto específico (24).

Los piezoeléctricos y transductores magnetostrictivos se emplean también como receptores ultrasónicos, recogiendo una vibración ultrasónica y convirtiéndola en una oscilación eléctrica. Las ondas ultrasónicas son ondas mecánicas que debido al fenómeno de la agitación, pueden inducir la desorganización y fragmentación de los diferentes cuerpos. Las vibraciones ultrasónicas pueden permitir fácilmente la segmentación de las interfases de sólido a sólido por medio de distinta vibración, y sólido-líquido por medio de la cavitación. Estos dos conceptos son la base de la tecnología de piezocirugía utilizada actualmente en el campo dental (24, 42).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

El movimiento ultrasónico de cuchillos, tiene la capacidad de cortar tejidos duros, tales como los dientes y los huesos. Por el contrario, tejidos blandos (por ejemplo, las encías, los vasos sanguíneos, los nervios y las membranas de los senos paranasales) se eximen de una lesión, ya que vibran con la punta. Esto hace que la cirugía piezoeléctrica sea particularmente adecuada para un amplio espectro de aplicaciones quirúrgicas, incluyendo apicectomía, seccionamiento en bloque de hueso, levantamiento de senos, técnica de división de la cresta, lateralización del nervio, cirugía ósea resectiva, raspado óseo y biopsia (43 - 44).

La naturaleza precisa de este instrumento permite geometrías exactas, limpias y lisas cortadas durante la cirugía. La diferencia en el requisito de tiempo para los procedimientos quirúrgicos que utilizan el instrumento piezoeléctrico en comparación con el fresado convencional es insignificante. Después de la operación, se puede observar una excelente cicatrización de lesiones de tejidos blandos. El rango de aplicación de la cirugía piezoeléctrica no se limita a los procedimientos de cirugía oral menor. Debido a su naturaleza altamente selectiva y precisa, con su efecto de corte dirigido exclusivamente a tejido duro, su uso puede extenderse a casos de cirugía oral más complejos, así como a otros problemas interdisciplinarios (24).

La aplicación del ultrasonido está emergiendo como una potente terapia para el tratamiento de fracturas óseas complejas y daño tisular. Estímulos ultrasónicos aceleran la curación de fracturas hasta en un 40% y mejoran la cicatrización del tendón y ligamento mediante la promoción de la proliferación celular, la migración, y la síntesis de la matriz a través de un mecanismo sin resolver (45 - 46).

Un dispositivo de anclaje temporal (TAD) es un dispositivo que se fija temporalmente al hueso con el fin de mejorar el anclaje ortodóntico, ya sea mediante el apoyo a los dientes de la unidad reactiva u obviando la necesidad de la unidad reactiva por completo, y se elimina posteriormente después de su uso (47- 48).

En la última década, los dispositivos de anclaje temporal (TADs), también conocidos como sistemas corticales de anclaje, se han convertido en parte importante y popular del tratamiento ortodóntico. Los TADs son un grupo de dispositivos que se insertan intraoralmente en las estructuras óseas para proveer una forma de anclaje, utilizada para prevenir movimiento dental indeseado (pérdida de



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

anclaje). Esto ha probado ser útil en pacientes con potencial de anclaje inadecuado donde los medios de anclaje convencional no son aplicables. Los TADs incluyen implantes tipo tornillo (también conocidos como mini-tornillos, mini implantes, micro-tornillos o micro-implantes), micro/mini placas, implantes cigomáticos e implantes palatinos. La diferencia entre micro y mini se refiere al tamaño de los tornillos pero no se ha establecido aún una definición universalmente aceptada (49).

Varios estudios clínicos y experimentales han mostrado que los TADs son fuente de anclaje confiable porque ofrecen máximo anclaje en las tres dimensiones con poco efecto recíproco en los dientes, actuando principalmente sobre el soporte periodontal. Los implantes tipo tornillo (referidos actualmente como mini implantes) son el subgrupo más usado entre los TADs. Aunque existen variaciones con respecto al diseño, forma, tamaño y material, todos tienen tres características básicas: Una cabeza, un collar o cuello trans mucoso y un cuerpo roscado intraóseo. Su tamaño varía entre 4 y 20 mm de longitud, entre 1 y 2,3 mm de de diámetro y el material de fabricación más común es la aleación de titanio. Con este tipo de TAD, el anclaje se logra ubicando los tornillos bucal o lingual/palatalmente en el interior del hueso alveolar entre las raíces de los dientes o en el paladar (50).

En comparación con otros sistemas de anclaje esquelético, los mini implantes tienen varias ventajas. En primer lugar, las limitaciones anatómicas para la inserción son mínimas y la cirugía es menos traumática. Segundo, es posible la carga inmediata con fuerzas ortodónticas. En tercer lugar, los cirujanos orales y ortodoncistas pueden insertarlos y eliminarlos con facilidad (51).

La gran popularidad de los mini implantes yace en la habilidad del ortodoncista para ubicarlos fácil y ágilmente durante controles rutinarios. Esto obvia la necesidad de procedimientos quirúrgicos más invasivos como los usualmente requeridos para implantes cigomáticos y palatales. El tiempo de silla promedio para su inserción varía entre 5-8 (52) y 10-15 (49) minutos. Existen potenciales efectos indeseados asociados al uso de mini implantes, incluyendo daño a tejidos blandos, daño radicular en dientes adyacentes, daño neuro-vascular, perforación de seno maxilar, enfisema local y fractura del implante (50).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Por otro lado, los implantes óseo-integrados también se consideran recursos válidos de anclaje para los ortodoncistas (53-54). Sin embargo, el gran tamaño de estos implantes limita su uso. Para superar este problema se desarrollaron los mini implantes (53 - 54).

Los mini implantes de ortodoncia más utilizados se pueden clasificar en auto-roscantes y auto-perforantes, dependiendo del diseño de la rosca. Los mini implantes auto-roscantes tienen un diseño cónico y una punta roma, y sus roscas son guiadas alrededor de un núcleo en espiral cilíndrico. En contraste con los mini implantes auto-roscantes, los mini implantes auto-perforantes tienen una punta cónica aguda y sus roscas son mecanizadas desde la punta a lo largo de un eje de rotación hasta el cuello. Estudios previos demostraron que los diseños auto-roscantes tienen torques de inserción inferiores durante la colocación que los auto-perforantes (55). Además, las roscas de los auto-roscantes tuvieron menos contacto hueso-implante que las roscas de los auto-perforantes cuando ninguna fuerza fue aplicada (56). Sin embargo, la fuerza de remoción de los implantes auto-roscantes puede ser mayor o igual a la de los implantes auto-perforantes (55, 57 - 58).

Sitios de inserción posibles incluyen, en el maxilar superior: La zona subyacente a la espina nasal anterior, el paladar, el proceso alveolar, la cresta infracigomática y la zona retromolar; en la mandíbula: El proceso alveolar, el área retromolar y la sínfisis (59).

Siempre que sea posible, el mini implante debe ser insertado a través de la encía adherida. Si esto es imposible, el tornillo puede ser enterrado en la mucosa de modo que sólo un alambre, un resorte helicoidal, o una ligadura pasa a través de la mucosa. En el maxilar, la inserción debe estar en un ángulo oblicuo, en una dirección apical; en la mandíbula, el tornillo se debe insertar paralelo a las raíces como sea posible si los dientes están presentes (60 - 61).

Recientemente, mini implantes de titanio han sido usados como anclaje durante el tratamiento ortodóntico (54, 62). Los mini implantes tipo tornillo han sido diseñados para anclaje ortodóntico y pueden ubicarse en el pequeño espacio entre las raíces. El diámetro y la longitud pequeños permiten que éstos sean menos invasivos (62 - 63). Sin embargo, tienen una alta tasa de fracaso (64). Algunos clínicos experimentan pérdida del mini implante antes o durante el tratamiento ortodóntico (64 - 65). En el estudio realizado por Motoyoshi et al (66), no se encontró relación entre la estabilidad de mini implantes y el ancho y altura del material óseo soportando el implante. Sin embargo, el sitio



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

preparado debe ser establecido en un área con un grosor de hueso cortical mayor a 1 mm, y debe aplicarse un adecuado torque de inserción (8 a 10 Ncm) para mejorar la tasa de éxito. Exámenes tomográficos computarizados en el campo dental y modificaciones técnicas en la inserción de implantes podrían facilitar el aumento del rango de éxito de los mismos.

Los mini tornillos se han convertido en un método aceptado y fiable para proporcionar anclaje temporal adicional durante el tratamiento de ortodoncia (62, 67).

Debido a que estos mini tornillos utilizan el hueso como anclaje, han sido ampliamente aceptados como alternativas viables con respecto a los dispositivos extraorales en pacientes que tienen apoyo dental insuficiente para el anclaje o no son compatibles con el uso de aparatología extraoral (64, 68).

Estos mini implantes tienen varias ventajas, su inserción es relativamente simple y hay reducción de costos en comparación con los métodos convencionales de anclaje esquelético (68 - 69). Por otra parte, su pequeño diámetro permite la colocación en varias zonas del maxilar y la mandíbula que antes no estaban disponibles, como el hueso alveolar entre las raíces de dientes adyacentes (69 - 70).

Uno de los problemas de los mini implantes está relacionado con el operador, ya que la aplicación de presión excesiva durante la inserción de un tornillo auto-perforante puede causar la fractura de su punta (59).

Estudios han demostrado que los mini tornillos se fracturan al removerse, si el torque de remoción excede los límites que el mini tornillo puede soportar (71).

La eliminación de los restos del mini tornillo puede ser compleja y puede requerir intervención quirúrgica adicional; esto podría llevar a eliminación ósea considerable y representa riesgos potenciales para el paciente (71 - 72).

La óseo-integración de los implantes dentales es altamente predecible cuando los implantes están completamente integrados en el hueso (73).

De los factores clave para conseguir la oseo-integración se destacan las características del material, el diseño macroscópico del implante, y el tipo de superficie (74). El análisis de la óseo-integración, se



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

ha realizado mediante evaluaciones histológicas e histomorfométricas, y se ha analizado también el torque de remoción (75 - 76).

Para la medición del torque de remoción se utilizan diversos medidores que expresan sus resultados en Ncm como unidad de fuerza, destacando, por su frecuencia de uso, en las diferentes publicaciones, el verificador de giro TohnichiR (MFG.CO., LTD, Japón) (77).

El torque ha sido descrito como el resultado de la resistencia friccional entre las roscas del tornillo y el hueso. Experimentos basados en laboratorio han mostrado que torques de 23 Ncm pueden causar la fractura del tornillo (78). El torque de inserción promedio se ha reportado como 8,3 Ncm en el maxilar y 10 Ncm en la mandíbula (13), mientras otros autores describen valores mayores (15 Ncm) para su inserción exitosa (79). Motoyoshi et al (80), en un estudio posterior, sugieren que el torque de inserción debe ser mayor a 8 Ncm pero menor a 10 Ncm para mayor éxito a largo plazo, lo cual es menor que la mitad del torque teóricamente necesario para fracturar los mini implantes.

El valor del torque de remoción es la fuerza de torsión requerida para retirar un implante; este valor ha sido ampliamente utilizado por un número de autores con el fin de encontrar la relación entre la superficie del implante y el hueso (75, 81-83). La fuerza requerida para la remoción (84) incrementa linealmente con la resistencia a la torsión de la interfaz hueso-implante, y por lo tanto con la capacidad de anclaje del implante (85 - 86).

Para los mini implantes óseo integrados diseñados para el anclaje ortodóntico, el torque de remoción utilizado debe permitir la fácil extracción del mini implante, sin riesgo de ruptura o de daño a estructuras anatómicas adyacentes. Además, la determinación del valor del torque de remoción proporciona más información útil relacionada con el rango de tolerancia del mini implante a la rotación ortodóntica, la identificación de posibles momentos peligrosos y la determinación de la correcta aplicación de las cargas ortodónticas (87).

Jolley y Chung (71) subdividieron todos los factores potenciales, que pueden llevar a fractura de mini implantes en las siguientes categorías: Densidad ósea en el sitio de inserción, técnica de inserción, experiencia del clínico y factores relacionados con el mini implante. La densidad ósea varía entre el maxilar y la mandíbula y algunos investigadores han mostrado que incrementa desde el sector anterior al posterior en los maxilares. La región posterior mandibular parece estar formada por un



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

hueso cortical más denso y grueso (88). El torque de inserción promedio en un entorno clínico es mayor en la mandíbula que en el maxilar, con valores de 10,11 y 8,28 Ncm, respectivamente (89).

El hueso cortical grueso y con alta densidad ósea puede constituir un riesgo de fractura de los mini implantes, especialmente si se usa un mini implante auto-perforante con un diámetro pequeño: La resistencia a la colocación de implantes se correlaciona positivamente con la densidad ósea y con el diámetro del implante (90).

Existen dos técnicas de inserción de mini implantes: Auto-roscante (Pre fresado) y auto-perforante. Para la técnica auto-roscante el mini implante es ubicado después de hacer una perforación al interior del hueso, usando una pieza de mano con motor. Mientras algunos sistemas tienen un pre-fresado solamente para la parte cortical del hueso, otros ofrecen fresado de casi toda la longitud del tornillo. Sin embargo, hay sólo unos pocos fabricantes (menos de cinco) que ofrecen mini implantes con perforación previa (50).

La mayoría de mini implantes disponibles comercialmente son fabricados con una punta delgada afilada y ubicados directamente en el interior del hueso, bien manualmente con un destornillador o con una pieza de mano de baja velocidad (técnica auto-perforante). La técnica auto-perforante tiene las siguientes ventajas:

1. Mayor tasa de éxito debido al contacto más cercano del implante con el hueso y una buena estabilidad inicial.
2. Reducción del daño radicular debido a la inserción más lenta y más controlada, además de manejo más ágil ya que la perforación previa es innecesaria.

La desventaja de este método es el mayor riesgo de fractura del mini implante comparado con la técnica de pre-fresado cuando el hueso cortical es muy denso y grueso. Una presión incrementada puede ser necesaria para insertar el mini implante llevando a un mayor torque de inserción (92). Éstos autores sugieren que los implantes auto-perforantes no deben ser usados en áreas con alta densidad ósea a pesar de ofrecer grandes ventajas.

Zipprich et al midieron el torque de inserción y concluyeron que el riesgo de fractura no depende solamente del material y diseño del mini implante sino de la experiencia del clínico y de la técnica de



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

inserción. Midieron variaciones de torque de hasta 45% entre clínicos para la misma marca de implante y concluyeron que fuerzas ligeras más constantes durante la inserción causaron menos fracturas en comparación con fuerzas mayores (50).

Los mini implantes disponibles comercialmente varían en diámetro entre 1 y 2,3 mm. Mientras un diámetro menor puede ser conveniente para reducir el riesgo de daño a dientes adyacentes, algunos estudios han mostrado que una reducción en el diámetro puede disminuir la tasa de éxito así como la estabilidad mecánica de estos implantes (50).

Jolley y Chung (71) estudiaron 20 mini implantes de distintos fabricantes y encontraron que el valor pico de torque antes de fracturarse se correlacionó positivamente con el diámetro del tornillo (71). Carano et al (91) compararon las propiedades mecánicas de 2 mini implantes del mismo fabricante con diámetros de 1,3 y 1,5 mm, sugiriendo que el diámetro de un mini implante está directamente correlacionado con la estabilidad mecánica y que una reducción del diámetro de 0,2 mm puede tener un efecto significativo en las propiedades mecánicas, reduciendo la fuerza necesaria para fracturar el mini implante a la mitad (50).

Los mini implantes están disponibles en dos formas: Cilíndrica (diámetro central constante) y cónico (diámetro central disminuye gradualmente de cabeza a punta). En el implante cónico el valor del torque incrementa rápidamente durante la inserción. El implante cilíndrico tiene un incremento gradual del torque (9). Esto sugiere que los implantes cónicos pueden ser más propensos a fractura. Carano et al (78) concluyeron que los implantes con forma cilíndrica exhiben cualidades mecánicas superiores que los cónicos. Sin embargo, lo contrario fue mostrado por Jolley y Chung (71), quienes encontraron un mayor torque de fractura en el cónico y argumentaron que esto se debía al diámetro mayor en el área del cuello, que le daba propiedades mecánicas superiores. Aún no se ha entendido completamente el rol que tiene la forma del mini implante en su resistencia a la fractura, y se requiere mayor investigación sobre el tema.

Los mini implantes disponibles comercialmente son hechos de titanio o aleaciones de titanio. Existen numerosos estudios que comparan las propiedades mecánicas de los mini implantes de diferentes materiales. Carano et al (78) mostraron que el mini implante de acero inoxidable mostró una



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

resistencia considerablemente mayor ante las fuerzas de torsión, pero notaron que la cantidad de resistencia mecánica de los mini implantes de titanio era suficiente para su uso clínico.

Iijima et al (92) reportaron que los implantes hechos en aleaciones de titanio se fracturan con un torque muy superior con relación a los implantes de titanio puro. La adición de molibdeno, vanadio, tantalio, niobio, manganeso, hierro, cromo, cobalto, níquel, cobre o silicona, da al tornillo una mayor fuerza. Estos autores usaron implantes cuya fase beta fue estabilizada con adición de vanadio, hierro y manganeso, lo cual disminuyó la biocompatibilidad ya que el vanadio en la aleación con titanio y aluminio puede causar reacciones tisulares citotóxicas y adversas. Sin embargo, debido a sus propiedades mecánicas favorables, las aleaciones de titanio son muy usadas. Parece que el material de implante ideal que combine la fuerza mecánica con un alto nivel de compatibilidad no ha sido aún fabricado (50).

Existe también una gran variedad en el diseño de la cabeza del mini implante. Las cabezas pueden ser en forma circular, triangular, esférica, con o sin perforaciones, o con corte transversal. Diferentes diseños permiten sujetar elementos auxiliares como cadenas elastoméricas, resortes de níquel titanio, ligaduras metálicas y alambres (para inserción de brazos de poder). Los autores (50) no refieren literatura sobre cómo el diseño de la cabeza y el cuello del mini implante puede influir sobre su estabilidad mecánica. Sin embargo, se ha reportado que los mini implantes pueden fracturarse durante la remoción del tornillo (72), por tanto el cuello puede ser un punto débil.

Según el estudio de Whang et al (50), el diseño de la cabeza del implante no parece tener influencia significativa en los valores pico de torque, y de los implantes evaluados, los más cortos mostraron mayor resistencia que los largos. Usar un taladro limitador de torque y/o un pre-fresado del hueso cortical para reducir el torque de inserción parece justificado para algunos de los implantes evaluados para reducir el riesgo de fractura.

El control de anclaje es importante para el éxito del tratamiento ortodóntico (8). Los mini implantes de titanio pueden ser el método de elección para proveer anclaje en pacientes de difícil manejo mediante métodos ortodónticos convencionales, tales como aquellos con pérdida dental severa, soporte óseo deficiente o quienes no aceptan el uso de aparatología extraoral (93 - 94). La inserción adecuada del mini implante en el hueso es esencial para un anclaje estable. La estabilidad inicial de un mini



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

implante es importante porque la mayor parte de los fracasos ocurren en etapas tempranas siguientes a su inserción (95). La inestabilidad inicial puede llevar a gingivitis que podría comprometer la interfase entre el hueso y el mini implante (8, 96).

Las causas más comunes de inestabilidad o pérdida de estabilidad primaria son forma y diámetro del mini implante incompatibles con el espesor óseo disponible, densidad ósea y espesor de la cortical reducidas, e inserción inadecuada en el hueso medular (97).

Los métodos más comunes para evaluar la estabilidad del mini implante en la superficie ósea son la medición del torque o de las fuerzas torsionales requeridas para su inserción y remoción, y el test de remoción (96, 98). Estudios previos sugieren otros factores como la densidad ósea y el diseño de los tornillos (99 - 100).

Wilmes y Drescher (101), estudiaron el impacto de la calidad ósea y el diámetro del pre-fresado en el torque de inserción de 5 mini implantes diferentes, en el ilion de cerdos. Éste modelo animal fue utilizado ya que provee una simulación aceptable del hueso maxilar humano: El espesor cortical de los segmentos del ilion es delgado en el lado hacia la articulación ilio-sacra (comparable con las partes posteriores del maxilar) y más grueso hacia la articulación de la cadera (comparable con las partes anteriores del maxilar y la mandíbula). Los torques de inserción derivados de estos segmentos óseos son similares a los valores medidos clínicamente por los autores, aunque el contenido mineral es diferente.

Los resultados muestran que el torque de inserción y la estabilidad primaria son altamente dependientes de la calidad ósea, como se ha encontrado en muchos estudios de implantes (102). Además del espesor de la cortical, el diseño del mini implante y la preparación previa del sitio para el mismo afectan el torque de inserción según Wilmes y Drecher (101), quienes encontraron que los torques de inserción incrementaron a medida que se reducía el diámetro de pre-fresado en todos los tipos de mini implantes, y los mini implantes con menor diámetro presentaron un torque de inserción menor. Los torques mayores a 23 Ncm causaron fractura del mini implante en algunos casos (101).

Djibo (103), en su estudio sobre evaluación biomecánica de implantes dentales, demuestra que el cóndilo proximal de tibia bovina provee características micro arquitectónicas y biomecánicas comparables con la mandíbula humana.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

### ANTECEDENTES

Pierre Curie descubrió en 1881 la piezoelectricidad, fenómeno utilizado como base en la piezocirugía, desarrollada a mediados del siglo XX (104).

De acuerdo con la literatura, en 1950 Pohlman fue el primero en aplicar ultrasonidos a los tejidos humanos como tratamiento de mialgias y dolor neuropático (105 -106). El mismo año, Maintz reveló su efecto positivo en la regeneración y la curación del hueso (107). Dos años más tarde, en 1952, un equipo de ultrasonidos fue utilizado en odontología para la preparación de cavidades (105). Sin embargo, fue subsecuentemente desplazada por la introducción de los instrumentos rotatorios de alta velocidad (105). Finalmente, en 1988 se aplicó el fenómeno de ultrasonidos en el campo de la cirugía oral. No obstante, las técnicas quirúrgicas dentales han cambiado y evolucionado significativamente durante los últimos 20 años (25).

La cirugía piezoeléctrica fue utilizada por primera vez por cirujanos orales y maxilofaciales para osteotomías, pero recientemente se han propuesto algunas aplicaciones específicas en neurocirugía y ortopedia (32).

El instrumento de Piezocirugía, desarrollado por primera vez en 1988, utiliza una frecuencia ultrasónica modulada que permite el corte de tejidos duros con alta precisión y seguridad. Los nervios, vasos sanguíneos y tejidos blandos no son heridos por las micro vibraciones (60 a 200 mm/s), que se ajustan de manera óptima para dirigirse exclusivamente al tejido mineralizado (20).

Las técnicas piezoeléctricas fueron desarrolladas en respuesta a la necesidad de una mayor precisión y seguridad en la cirugía ósea que estaba disponible con otros instrumentos manuales y motorizados (32).

La piezocirugía fue introducida como una valiosa alternativa para evitar desventajas asociadas a los instrumentos rotatorios tradicionales. Desde su aprobación para uso comercial en el 2002, ha sido exitosamente utilizada para múltiples procedimientos quirúrgicos, como levantamiento del seno maxilar (108), injerto óseo autólogo (109), división ósea (110), lateralización del nervio alveolar inferior (111), y cirugías ortognáticas y neurológicas (112 - 113).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Los osteótomos ultrasónicos fueron establecidos inicialmente en el campo de la cirugía oral periapical, incluyendo implantología (114) y periodoncia (115).

Estudios clínicos y pre-clínicos combinados con estudios in vitro han mostrado que la piezocirugía produce osteotomías limpias y precisas con paredes suaves y poco sangrado (116 - 117). Maurer et al (118) estudiaron 3 técnicas de osteotomía y observaron que la osteotomía ultrasónica piezoeléctrica preservó la estructura ósea original.

Sin embargo, poco se ha estudiado el proceso de cicatrización ósea post-piezocirugía y su comparación con la cicatrización posterior a los métodos tradicionales de osteotomía. Horton et al (36) describieron formación ósea acelerada en defectos alveolares generados por instrumentos ultrasónicos en comparación con fresado tradicional. Más tarde, Vercellotti et al (28) evaluaron el nivel de altura de la cresta alveolar después de osteotomía con piezocirugía y fresas en perros. El análisis histológico mostró una ganancia en el nivel óseo en el grupo tratado con piezocirugía y pérdida ósea en el grupo tratado con fresas de diamante y de carburo. Ma et al (119) en un estudio comparando cicatrización ósea posterior a osteotomías con piezocirugía vs instrumental rotatorio, no encontraron diferencias significativas en términos de histomorfometría, sin embargo, encontraron un mayor grado de formación de tejidos vascularizados, matriz provisional y actividad de remodelado óseo a los 7 y 14 días posteriores a la piezocirugía.

El único estudio in vivo que combinó análisis histomorfométrico y molecular fue conducido por Preti et al (120), quienes evaluaron el nivel de óseo-integración de implantes de titanio ubicados en un lecho quirúrgico preparado con piezocirugía vs fresado convencional en la tibia de mini cerdos. Observaron menor número de células inflamatorias, mayor número de osteoblastos, expresión incrementada de BMP-4 y TGF-B2, y menor expresión de citoquinas proinflamatorias TNF- $\alpha$ , IL-1  $\beta$  e IL-10 en el grupo de piezocirugía a los 7 y 14 días posteriores a la osteotomía.

A pesar del uso clínico extenso y la eficacia probada de la piezocirugía como un sistema de osteotomía, los datos presentados en la literatura hasta la fecha no proveen una respuesta concluyente sobre si la piezocirugía presenta una clara ventaja sobre los sistemas tradicionales de osteotomía con respecto a la aceleración de la cicatrización ósea. Datos de Preti et al (120) indican que la piezocirugía puede acelerar las fases iniciales de la óseo-integración de implantes cuando se



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

compara con fresado tradicional, sin embargo, aún falta un estudio comprehensivo que evalúe y compare el proceso de cicatrización ósea de un defecto óseo creado con piezocirugía con relación a un defecto creado con otros métodos tradicionales.

El análisis multifactorial realizado por Esteves et al (121), mostró que no existen diferencias significativas en velocidad y cantidad de regeneración ósea cuando se compara la piezocirugía con el fresado convencional.

Por el contrario Vercellotti et al (28), sugieren que la Piezocirugía parece proveer reparación y remodelado óseo más favorables en comparación con la utilización de fresas de carburo y diamante al momento de realizar procedimientos quirúrgicos de osteotomía y osteoplastia.

Algunos clínicos utilizan implantes endo-óseos como anclaje para movimiento ortodóntico (122 - 123). Sin embargo, los implantes dentales convencionales pueden ubicarse sólo en ciertos lugares, como el área retromolar y espacios edéntulos (124 - 125).

Kanomi describió por primera vez un micro tornillo colocado temporalmente para anclaje ortodóntico en 1997. Los años siguientes trajeron un mayor refinamiento del diseño del tornillo. Los micro y mini tornillos con diámetros de 1,0 a 2,3 mm se han establecido como dispositivos de anclaje en ortodoncia (62).

Aunque el principio de anclaje ortodóntico se ha entendido de forma implícita desde el siglo XVII (126), no parece haber sido claramente articulado hasta 1923 cuando Louis Ottofy (127) lo definió como "La base contra la cual la fuerza ortodóntica o la reacción de la fuerza ortodóntica se aplica". Recientemente, Daskalogiannakis (128) define anclaje como "La resistencia al movimiento dentario no deseado". Puede también ser definido como la cantidad de movimiento permitido de la unidad reactiva actuando como anclaje durante el movimiento de la unidad activa o dientes sometidos al movimiento.

El concepto de anclaje del implante temporal para el movimiento dental ortodóntico se remonta a 1945, cuando Gainsforth y Higley insertaron un tornillo de 3.4 mm (diámetro) x 13 mm (largo) vitallium en la rama ascendente de seis perros para proporcionar anclaje esquelético para la retracción dental (129). No obstante, el primer reporte de un caso clínico en la literatura donde se utilizaron los TADs



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

apareció en 1983, cuando el Ortodoncista Tom Creekmore y el cirujano oral Michael Eklund insertaron un dispositivo de anclaje temporal en la espina nasal anterior para corrección de la sobremordida (126). Más de un cuarto de siglo más tarde, los TADs en ortodoncia se han vuelto muy comunes para procedimientos como la intrusión molar, el enderezamiento molar, la impactación posterior, la retracción anterior en masa y la distalización posterior (130).

Encontrar fuentes confiables de anclaje temporal ha sido un reto continuo para los ortodoncistas. Los mini implantes ortodónticos han sido introducidos como una solución prometedora para este problema, pero sus resultados no son siempre consistentes (131 - 132). Estos dispositivos pueden perderse, volverse móviles o incluso migrar (133 - 134). Variables que influyen su éxito incluyen factores relacionados con el paciente, el implante, su ubicación, la cirugía, el tratamiento de ortodoncia y el mantenimiento del implante (132). El torque de inserción es un subgrupo de los factores relacionados con la cirugía.

El torque de inserción resulta de la resistencia friccional entre la superficie del tornillo y el hueso circundante y es un estándar para evaluar la estabilidad mecánica (135 - 136). El torque de inserción máximo es expresado en Newton centímetros (Ncm) y es el valor máximo de torque registrado durante la inserción de mini implantes ortodónticos. La estabilidad de los implantes puede dividirse en primaria y secundaria. La primaria se logra inmediatamente después de la inserción y la secundaria se evidencia cuando hay formación de nuevo hueso en la interfase del implante (137).

Para lograr ésta estabilidad inicial, se requiere cierto nivel de torque de inserción máximo (13, 138). Estudios con implantes dentales ha mostrado que incrementos en el torque de inserción máximo pueden reducir la cantidad de micro-movimiento y aumentar su tasa de éxito (137). Sin embargo, estrés excesivo en el hueso puede causar necrosis e isquemia local (14) y puede dificultar la óseo-integración y secundariamente la estabilidad (13). Estudios en animales han asociado torques máximos de inserción elevados y retención excesiva de los mini implantes con fracturas del hueso cortical (139). La literatura ortopédica ha mostrado que una retención elevada puede dañar y causar rupturas en el hueso, lo que puede llevar a fuerza de sujeción reducida (140). Para controlar el estrés excesivo durante la inserción de mini implantes ortodónticos, se han desarrollado sensores de torque (141).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

La evaluación del torque de remoción ha sido sugerida como un método fiable para determinar el grado de óseo-integración de implantes convencionales (16). Sin embargo, se han realizado pocos estudios para evaluar el efecto del torque de remoción en el caso de mini implantes. Por otra parte, los resultados de estos estudios son contradictorios (17, 142). Chen et al, evaluaron el torque de remoción de mini implantes en varios sitios en el maxilar y la mandíbula. Llegaron a la conclusión de que la estabilización del mini implante en el hueso se obtuvo principalmente a través de la retención mecánica en lugar de la óseo-integración, ya que se utilizó carga inmediata (17). Por el contrario, Favero et al, evaluaron el torque de remoción de mini implantes en pacientes, y concluyeron que los mini implantes de carga inmediata fueron parcialmente óseo-integrados. Sin embargo, en estos estudios, el torque de inserción, un parámetro válido para evaluar la estabilidad primaria de estos mini implantes, no fue evaluado. La estabilidad primaria de los mini implantes se ha asociado frecuentemente con el aumento de las tasas de éxito de los mismos (13, 66, 143).

Hasta la fecha, sin embargo, no existen estudios sobre los resultados de la óseo-integración del hueso alveolar alrededor de los implantes dentales insertados con osteotomía piezoeléctrica frente osteotomía convencional (144).

### 6. OBJETIVOS

#### OBJETIVO GENERAL:

- Determinar el efecto de la piezo-punción cortical sobre la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción de mini implantes auto-perforantes en el hueso bovino.

#### OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Medir la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción registrado al insertar y remover 20 mini implantes auto-perforantes en tibia bovina con piezo-punción cortical previa (Grupo experimental) y en tibia bovina intacta (Grupo control).



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

- Realizar un análisis comparativo entre los valores encontrados en ambos grupos.
- Determinar el efecto de la piezo-punción cortical previa a la inserción de mini implantes autoperforantes en hueso bovino, sobre la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción de los mismos.

### 7. METODOLOGÍA

Estudio: Experimental.

Población: Mini implantes autoperforantes insertados en hueso bovino.

Muestra: Se determinó estadísticamente una muestra de 20 mini implantes para cada grupo, control y experimental, para un total de 40 mini implantes auto-perforantes. Se utilizó un nivel de confianza del 95% con un  $P=0,05$ , un poder estadístico del 85%, una desviación estándar de 3,3 Ncm y una diferencia esperada de 3,3 Ncm, determinadas según el estudio de Reynders et al en el año 2012.

Consideraciones éticas: Se presentó el proyecto ante el comité de Ética de la UAM el día miércoles 13 de Mayo de 2015. Se realizaron las modificaciones sugeridas en los protocolos de bioseguridad, manejo y disposición final de residuos y se obtuvo aprobación para la realización del proyecto por parte del comité de Ética, mediante el acta No. 44 del 13 de Mayo de 2015.

Criterios de inclusión: Tibias bovinas de animales recién sacrificados, intactas, limpias.

Criterios de exclusión: Tibias bovinas fracturadas, con alteraciones en la cortical ósea, de inadecuada longitud o espesor.

Procedimiento:

Se utilizaron 40 mini implantes auto-perforantes con las siguientes características (Marca: Royal Brand comercializada por la empresa GAC International, longitud total: 13 mm, longitud del cuello del tornillo: 0,5 mm, longitud de la cabeza del tornillo: 2,5 mm, longitud de la rosca del tornillo: 10 mm, diámetro del tornillo: 1,6 mm, Tipo Cónico) y un piezótomo: Piezotome 1 Satelec con inserto TKW1



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

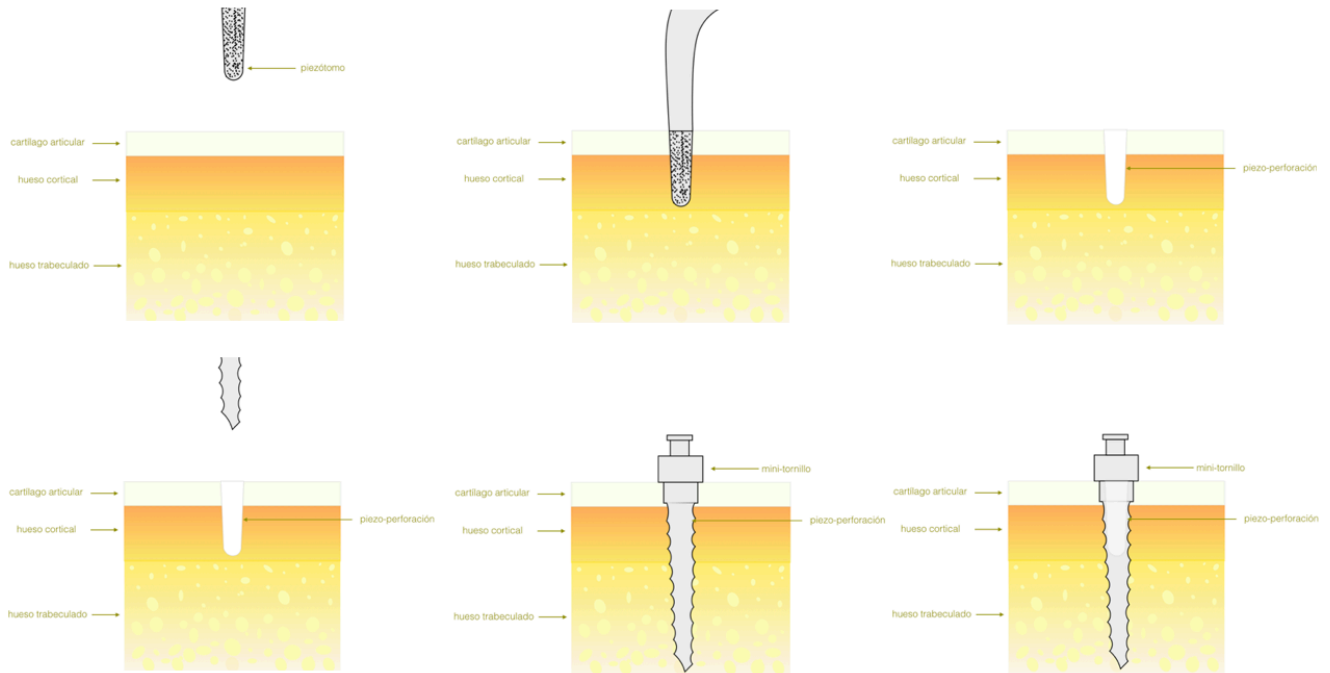
(punta) con un diámetro de 1 mm. Los mini implantes fueron divididos en dos grupos iguales: El Grupo 1 (grupo experimental), conformado por 20 mini implantes a insertar en sitios con perforaciones previas realizadas con el piezótomo. El grupo 2 (grupo control), conformado por 20 mini implantes a insertar en hueso intacto.

El día de la prueba de campo se consiguieron 2 epífisis proximales de tibia bovina con cartílago articular de animales recién sacrificados, las cuales se almacenaron en una nevera de icopor con bolsas refrigerantes a  $-7^{\circ}\text{C}$ , adecuadamente sellada y rotulada.

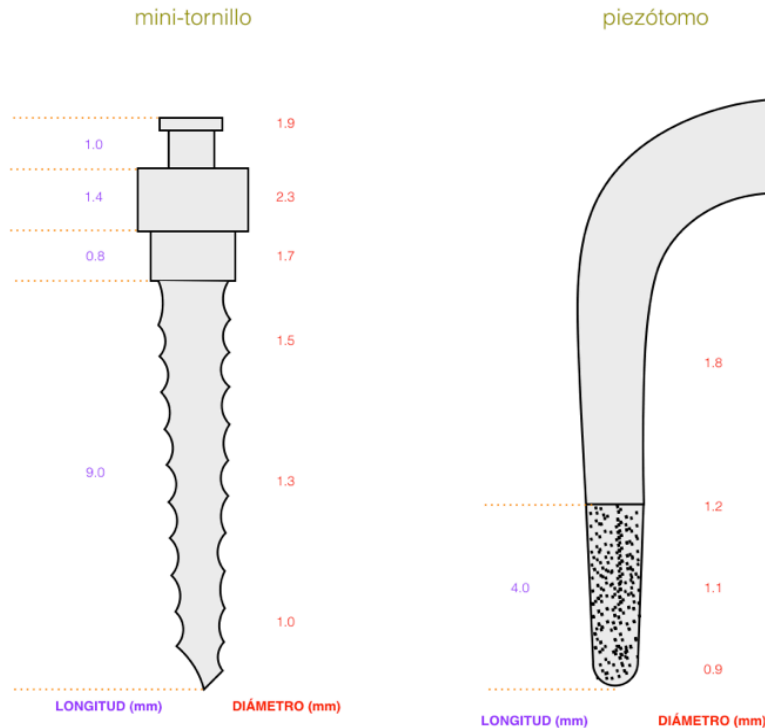
Las epífisis bovinas fueron transportadas a un laboratorio. Se desinfectó la mesa de trabajo con alcohol etílico al 80% en spray y se cubrió con cristaflex el cual se desinfectó de la misma manera.

Se señalaron y numeraron con marcador azul los sitios a insertar los mini implantes del grupo experimental y frente a cada uno de ellos, a una distancia aproximada de 1 cm se marcaron y numeraron con rojo los sitios a insertar los mini implantes del grupo control. Se midió el espesor del cartílago (EC) en ambos grupos con sonda periodontal. Se realizaron las 20 perforaciones con el inserto TKW1 del piezótomo, cada una con 4 mm de profundidad (espesor de cartílago promedio: 1,5 mm), con penetración aproximada de 2,5 mm en el tejido óseo (Figura 1, Figura 2). La profundidad de las perforaciones se comprobó con la sonda periodontal. Las mismas fueron distribuidas de manera uniforme, en línea horizontal en la parte central de cada hueso y separadas entre sí por una distancia de 1 cm.

**Figura 1.**



Se ilustra la realización de piezo-punción cortical previa a la inserción de los mini implantes mediante la punta TKW1 del Piezótomo (Diámetro aproximado: 1 mm). Profundidad aproximada de la perforación: 4 mm, profundidad promedio en cartílago articular: 1,5 mm, profundidad promedio en tejido óseo: 2,5 mm. Así mismo, se ilustra la inserción del mini implante posterior a la piezo-punción cortical (Diámetro mini implante: 1,6 mm).



**Figura 2.**

Se ilustran las dimensiones de los mini implantes utilizados en el proyecto, además de las dimensiones de la punta del piezótomo TKW1, usada para realizar las piezo-punciones corticales previas.

A continuación, cada epífisis fue ubicada sobre una gramera digital marca Constant con el fin de registrar la carga axial máxima al insertar cada mini implante. Se insertaron y removieron los 20 mini implantes auto-perforantes del grupo control en los sitios de hueso intacto señalados para ello, midiendo con el torcómetro digital (Digital Torque Meter PCE-TM 80) el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción. Además, se midió el valor máximo de carga axial registrado por la gramera digital al insertar cada mini implante. Lo mismo se realizó con el grupo experimental, los 20 mini implantes auto-perforantes fueron insertados y removidos en su perforación respectiva y se realizaron las mediciones ya mencionadas. Se insertaron y removieron un total de 40 mini implantes (Figura 3).



**Figura 3.**

Se ilustra la inserción de un mini implante, y la medición de su torque máximo de inserción y remoción mediante el torcómetro digital, además de la carga axial máxima registrada por la gramera digital.

Se registraron los datos de cada grupo en un formato digital y se tomaron fotografías y videos del proceso de inserción y remoción de todos los mini implantes. Los residuos fueron desechados en una bolsa roja. Su disposición final fué realizada según el protocolo de manejo de residuos peligrosos, con el aporte de la empresa de recolección RH, que finalmente estuvo a cargo de su incineración.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS, versión 21, IBM. Se realizó la estadística descriptiva de cada variable, se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro Wilk, la prueba de homocedasticidad de Levene, para determinar si se aplicaban pruebas comparativas paramétricas o no paramétricas. Se aplicaron las pruebas de comparación t-student y U Mann-Withney según las características de cada variable; y el coeficiente de correlación de Pearson y de Spearman.

## 8. RESULTADOS



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Para el análisis estadístico las variables se tabularon y fueron asignadas en dos grupos, - experimental y control- mediante un editor de bases de datos, para luego ser transferidas al programa estadístico SPSS (Versión 21, IBM). Todas las pruebas estadísticas se realizaron con una significancia del 95% y un  $\alpha$  de 0.05.

Se realizó estadística descriptiva, para cada una de las variables, seguidas de la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk, para establecer la distribución de los datos obtenidos en cada una de las variables, así como la prueba de Levene para determinar la homocedasticidad.

Según la distribución de los datos se utilizó estadística paramétrica o no paramétrica. Para establecer si existían diferencias estadísticas entre los grupos de TI y TR se usó la prueba de  $t$  Student, mientras que para CMI fue usada la prueba de rangos U de Mann-Withney.

Se establecieron correlaciones lineales entre las variables haciendo uso de la correlación de Pearson o Spearman según la naturaleza de los datos.

Se efectuaron modelos de regresión lineal para establecer la asociación entre el TI y el TR, así como para el TI y la CMI, la significancia para el ajuste de los datos de cada modelo fue validada mediante un análisis de varianza (ANOVA), el coeficiente de determinación ( $R^2$ ) y el análisis de los residuos (Durbin-Watson).

Se encontraron valores promedio para el torque máximo de inserción de 16.5 ( $\pm 5.8$ ) Nw/cm y de 18 ( $\pm 6.5$ ) Nw/cm para el torque máximo de remoción, con un coeficiente de variación de 35.1 y 36% respectivamente. La carga axial máxima de inserción presentó valores promedio de 3468.5 ( $\pm 1403$ ) y 1.51 ( $\pm 0.57$ ), con coeficientes de variación de 40.4 y 38% (Tabla 1).

**Tabla 1. Estadísticos Descriptivos Generales.**

Variable	Promedio	Intervalo de Confianza	Error Estándar	Desviación estándar
Torque Máximo	16,53 Nw/cm	14,67-18,38	0,92	5,80



**GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE  
INFORMES FINALES UAM**

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

de Inserción

Torque Máximo 18 Nw/cm 15,93-20,07 1,03 6,49

de Remoción

Carga Axial 3468,1 grF 3019,25- 221,89 1403,28  
Máxima de 3916,84

Inserción

Espesor 1,52 mm 1,33-1,70 0,09 0,58  
Cartílago

Se encontraron valores promedio de 12,85 ( $\pm 4,32$ ) Nw/cm, 13,7 ( $\pm 4,54$ ) Nw/cm, 2247,4 ( $\pm 895,95$ ) grF y 1,52 ( $\pm 0,61$ ) mm para el TI, TR, CMI y EC del grupo experimental (con piezo-punción cortical) respectivamente. En el grupo control se encontraron valores promedio de 20,2 ( $\pm 4,7$ ) Nw/cm, 22,3 ( $\pm 5,17$ ) Nw/cm, 4688,7 ( $\pm 320,18$ ) grF y 1,52 ( $\pm 0,56$ ) mm respectivamente. Los valores promedio de TI, TR y CMI obtenidos en el grupo experimental fueron menores que los hallados en el grupo control (Tabla 2).

**Tabla 2. Estadísticos Descriptivos Específicos (Grupo Experimental y Grupo Control).**

Variable	Promedio	Intervalo de Confianza	Error Estándar	Desviación estándar
TI grupo experimental	12,85 Nw/cm	10,83-14,88	0,97	4,32
TI grupo control	20,2 Nw/cm	18-22,40	1,05	4,70
TR grupo experimental	13,7 Nw/cm	11,57-15,83	1,02	4,54
TR grupo control	22,3 Nw/cm	19,88-24,72	1,16	5,17



**GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE  
INFORMES FINALES UAM**

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

CMI experimental	grupo	2247,4 grF	1828,08- 2666,72	200,34	895,95
CMI control	grupo	4688,7 grF	4538,85- 4838,55	71,60	320,18
EC experimental	grupo	1,52 mm	1,23-1,80	0,14	0,61
EC grupo control		1,52 mm	1,26-1,78	0,13	0,56

Se realizó la prueba de Normalidad de Shapiro Wilk y la prueba de homocedasticidad de Levene para cada una de las variables, cuyo resultado indicó que TI y TR son variables paramétricas, mientras que CMI es no paramétrica (Tabla 3). Lo anterior indicó que para realizar diferencias entre grupos de TI y TR se utilizaría la prueba *t*- student y para CMI y la U de Mann-Withney (Tabla 4).

**Tabla 3. Pruebas de Normalidad y Homocedasticidad.**

Variable	Prueba de Shapiro Wilk	Resultado*	Prueba Levene	Resultado*
Torque Máximo de inserción	0.476	Si	0.477	Si
Torque Máximo de Remoción	0.297	Si	0,360	Si
Carga Axial Máxima de Inserción	0,000	No	0,004	No

\*El resultado es positivo cuando es mayor a 0,05.

**Tabla 4. Diferencia estadística entre el grupo con piezo-punción cortical y sin piezo-punción cortical respecto a torque de inserción, torque de remoción y carga axial máxima de inserción.**

Variable		Prueba	p Valor
Torque Inserción	Máximo	de <i>t</i> student (t= 5,15)	p < 0,001
Torque Remoción	Máximo	de <i>t</i> student (t= 5,56)	p < 0,001
Carga Axial Inserción	Máxima	de U Mann Withney (z=5,19)	p < 0,001

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el TI del grupo experimental y el TI del grupo control, con una media de 12,85 ( $\pm 0,97$ ) Nw/cm y de 20,20 ( $\pm 1,05$ ) Nw/cm respectivamente ( $p < 0,001$ ).

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el TR del grupo experimental y el TR del grupo control, con una media de 13,7 ( $\pm 1,16$ ) Nw/cm y de 22,3 ( $\pm 1,02$ ) Nw/cm respectivamente ( $p < 0,001$ ).

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la CMI del grupo experimental y la CMI del grupo control, con una media de 2247,4 ( $\pm 200,34$ ) grF y de 4688,7 ( $\pm 71,60$ ) grF respectivamente ( $p < 0,001$ ). Adicional a ello se tiene una probabilidad del 98% de hallar un valor mayor de CMI en el grupo control con respecto al grupo experimental.

### **Pruebas Intragrupo**

**Tabla 5. Correlación de Pearson entre torque de inserción y torque de remoción incluyendo los grupos control (sin piezo-punción cortical) y experimental (con piezo-punción cortical).**

	<b>Torque Inserción</b>	<b>Torque Remoción</b>
Torque Inserción	1	0,976*
Torque Remoción	0,976*	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

Se realizó la prueba de correlación de Pearson (Tabla 5) y se encontró una correlación lineal positiva del 97% entre el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción en ambos grupos ( $p < 0,001$ ).

**Tabla 6. Correlación de Pearson entre torque de inserción y torque de remoción en el grupo control (sin piezo-punción cortical).**

	<b>Torque Inserción</b>	<b>Torque Remoción</b>
Torque Máximo de Inserción	de 1	0,946*
Torque Máximo de Remoción	0,946*	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

Se realizó la prueba de correlación de Pearson (Tabla 6) y se encontró una correlación lineal positiva del 94% entre el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción en el grupo control ( $p < 0,001$ ).

**Tabla 7. Correlación de Pearson entre torque de inserción y torque de remoción en el grupo experimental (con piezo-punción cortical).**

		Torque Inserción	Torque Remoción
Torque Inserción	Máximo de	1	0,973*
Torque Remoción	Máximo de	0,973*	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

Se realizó la prueba de correlación de Pearson (Tabla 7) y se encontró una correlación lineal positiva del 97% entre el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción en el grupo experimental ( $p < 0,001$ ).

**Tabla 8. Correlación de Spearman entre Torque de Inserción, Torque de Remoción y Carga Axial Máxima de Inserción incluyendo los grupos control y experimental.**

	Torque Inserción	Torque Remoción	Carga Axial Máxima de Inserción
Torque Inserción	Máximo de 1	0,981*	0,573*
Torque Remoción	Máximo de 0,981	1	0,586*
Carga Axial de Inserción	Máximo de 0,573	0,586*	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

Se realizó la prueba de correlación de Spearman (Tabla 8), se encontró correlación lineal positiva del 57,3% entre carga axial máxima de inserción y torque máximo de inserción y del 58,6% entre carga axial máxima de inserción y torque máximo de remoción en ambos grupos ( $p < 0,001$ ).

**Tabla 9. Correlación de Spearman entre Torque de Inserción, Torque de Remoción y Carga Axial Máxima de Inserción en el grupo control.**

	Torque Inserción	Torque Remoción	Carga Axial Máxima de Inserción
Torque Máximo de Inserción	1	0,946*	-0,047
Torque Máximo de Remoción	0,946*	1	-0,057
Carga Axial Máxima de Inserción	-0,047	-0,057	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

No se encontró correlación lineal entre el torque máximo de inserción y carga axial máxima de inserción ( $p = 0,844$ ) y entre el torque máximo de remoción y la carga axial máxima de inserción ( $p = 0,813$ ) en el grupo control (Tabla 9).

**Tabla 10. Correlación de Spearman entre Torque de Inserción, Torque de Remoción y Carga Axial Máxima de Inserción en el grupo experimental.**

	Torque Inserción	Torque Remoción	Carga Axial Máxima de
--	------------------	-----------------	-----------------------



**GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE  
INFORMES FINALES UAM**

**CÓDIGO: GIN—GUI-001**

**VERSIÓN: 01**

**FECHA : 23/ENE/2015**

		<b>Inserción</b>	
Torque Máximo de Inserción	1	0,973*	-0,022
Torque Máximo de Remoción	0,973*	1	-0,048
Carga Axial Máxima de Inserción	-0,022	-0,048	1

\*Estadísticamente significativo ( $p < 0,001$ )

No se encontró correlación lineal entre el torque máximo de inserción y carga axial máxima de inserción ( $p = 0,927$ ) y entre el torque máximo de remoción y la carga axial máxima de inserción ( $p=0,842$ ) en el grupo experimental (Tabla 10).

Finalmente se evaluó el efecto del grupo experimental o del grupo control sobre las variables TI, TR y CMI, con una regresión lineal simple para cada variable. El resultado para los tres casos fue una relación directamente proporcional, estadísticamente significativa, en donde los mini implantes insertados con piezo-punción cortical previa, obtuvieron valores menores para las tres variables. Esta información se observa en las figuras 4, 5 y 6 con sus respectivos modelos y coeficientes de determinación.

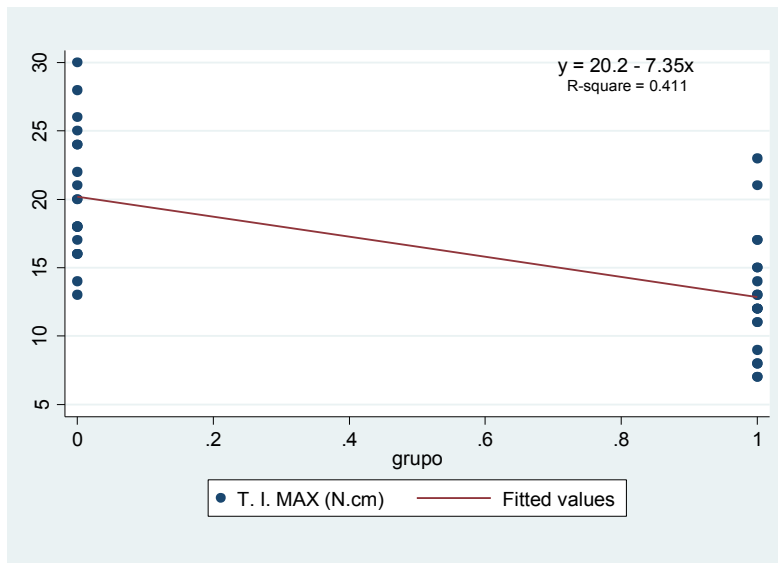


Figura 4.

Regresión lineal simple del torque máximo de inserción en los grupos experimental y control, la cual ilustra una relación directamente proporcional y estadísticamente significativa entre ambos grupos con valores menores para el grupo experimental.

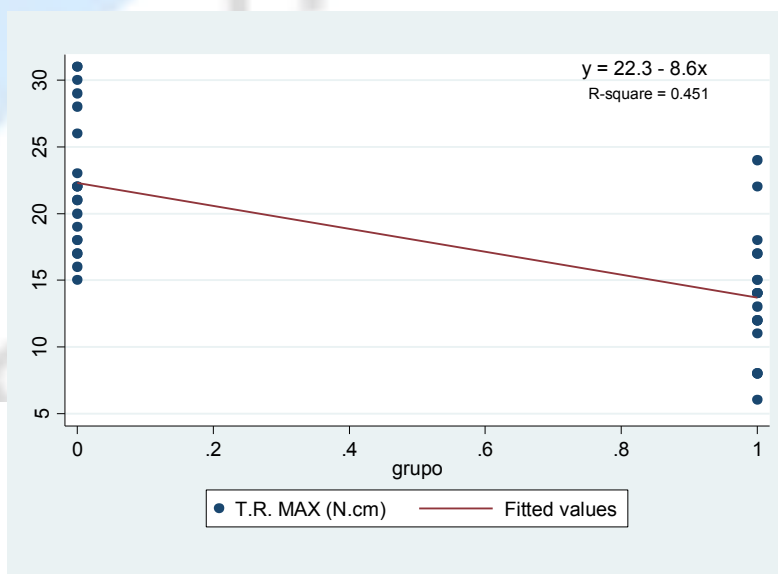
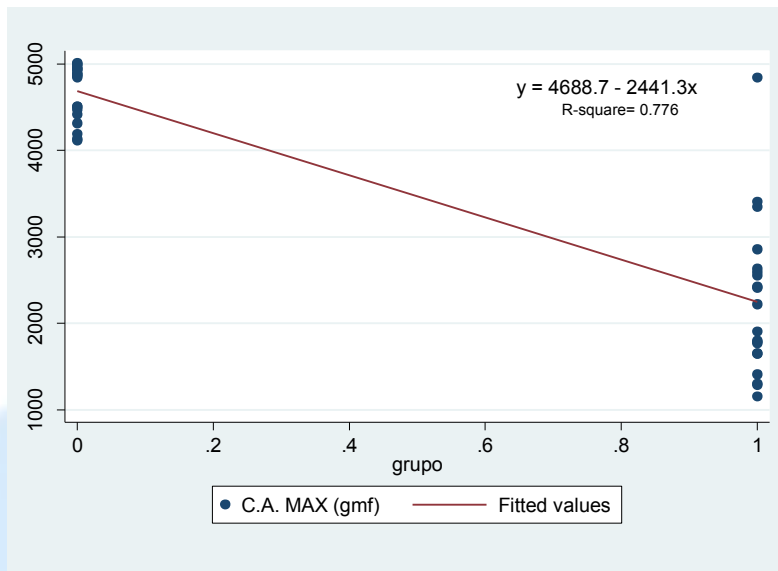


Figura 5.

Regresión lineal simple del torque máximo de remoción en los grupos experimental y control, la cual ilustra una relación directamente proporcional y estadísticamente significativa entre ambos grupos con valores menores para el grupo experimental.



**Figura 6.**

Regresión lineal simple de la carga axial máxima de inserción en los grupos experimental y control, la cual ilustra una relación directamente proporcional y estadísticamente significativa entre ambos grupos con valores menores para el grupo experimental.

## **9. DISCUSIÓN DE RESULTADOS**

La técnica piezoeléctrica fue introducida con el objetivo de superar muchas de las limitaciones implicadas en las osteotomías convencionales. En el presente estudio experimental el uso de piezo-punción cortical previa a la inserción de mini implantes ortodónticos determinó la obtención de valores menores de torque máximo de inserción, torque máximo de remoción y carga axial máxima de inserción con respecto al grupo control con diferencias estadísticamente significativas. Los valores de TR encontrados fueron mayores que el TI en ambos grupos. En un estudio similar Suzuki y col (19),



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

encontraron resultados que concuerdan con los hallados en este trabajo. Estos investigadores registraron que los valores del TR de los mini implantes (con perforación previa y auto-perforantes) fueron significativamente mayores que el TI en todos los sitios insertados. En este caso, los valores del TR de los mini implantes con perforación previa fueron significativamente más altos que los de los mini implantes auto-perforantes, aunque los valores del TI de los mini implantes con perforación previa fueron significativamente más bajos que los de los mini implantes auto-perforantes en todos los sitios de inserción.

Estos resultados sugieren que los valores relativamente más bajos de torque máximo de inserción son más favorables para la óseointegración que los valores más altos. Inversamente, se podría suponer que grandes valores de torque máximo de inserción generan altos niveles de estrés que provocan isquemia local y necrosis del hueso en la interfaz hueso-implante, lo que conduce a una óseointegración deficiente (13, 66).

Meursinge Reynders y col (141) en 2012, afirman que las múltiples variables que afectan la estabilidad de los mini implantes ortodónticos no son entendidas aún en su totalidad (6 - 7). Se ha sugerido que fuerzas de torque excesivas aplicadas durante la inserción de éstos dispositivos de anclaje temporal pueden causar necrosis del hueso circundante y comprometer su tasa de éxito (13, 14). Es entonces necesario entender a que nivel las tensiones del torque permanecen fisiológicas y pueden garantizar la estabilidad de los mini implantes (141).

Motoyoshi y col, afirman que para lograr la estabilidad inicial, se requiere cierto nivel de torque de inserción máximo (13, 138). Estudios con implantes dentales han mostrado que incrementos en el torque pueden reducir la cantidad de micromovimiento y aumentar su tasa de éxito (48, 137). No obstante, estrés excesivo en el hueso puede causar necrosis e isquemia local (14) y puede impedir la oseointegración y por tanto la estabilidad secundaria (13). Con el fin de controlar el estrés excesivo durante la inserción de mini implantes ortodónticos, se han desarrollado dispositivos para limitar el torque y sensores de torque (141).

Para registrar valores máximos de torque de inserción son necesarios sensores de alta precisión. Reynders y col (141) recomiendan los sensores digitales sobre los dispositivos mecánicos ya que éstos pueden grabar niveles de torque de inserción consecutivos a altos intervalos de frecuencia y



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

generar una curva inmediata con estos valores. Durante la presente investigación se utilizó un sensor de torque digital lo que aumenta la precisión de los resultados obtenidos.

El valor medio del torque máximo de inserción de los mini implantes, varía considerablemente dependiendo de la técnica utilizada (perforación previa o auto-perforación) y del sitio de inserción (19). Comparando el torque de inserción entre mini implantes auto-perforantes y auto-roscantes, Wilmes et al (145) hallaron valores mayores en los primeros, hallazgo corroborado también en el estudio de Pithon et al en 2011 (12). En la presente investigación se utilizaron mini implantes auto-perforantes con el fin de analizar si era posible reducir su torque de inserción mediante piezo-punción cortical.

Motoyoshi et al (13), recomiendan un valor de torque de inserción en el intervalo de 5 a 10 Ncm para la colocación de mini implantes con previa perforación en el hueso alveolar posterior del maxilar superior para aumentar su tasa de éxito. Suzuki et al (19) reportaron que los valores medios del torque máximo de inserción de los mini implantes en el hueso maxilar dentoalveolar fueron de  $7.2 \pm 1.4$  y  $12,1 \pm 3,1$  Ncm para los mini implantes con perforación previa y mini implantes auto-perforantes, respectivamente. Los resultados del presente estudio fueron similares al observarse valores significativamente menores en el torque de inserción de los mini implantes con perforación previa, en este caso realizada con piezo-punción cortical.

Por otro lado, Motoyoshi et al, en 2006 (13), encontraron un promedio de torque de inserción entre 7,2 y 13,5 Ncm. Además sostienen que utilizar un dispositivo para limitar el torque y/o realizar prefresado en el hueso cortical parece justificado para algunos de los mini implantes para reducir su riesgo de fractura (3).

Con respecto al torque máximo de remoción, estudios en cadáveres humanos han mostrado un rango entre 15,2 y 21,4 N/cm (12). El torque máximo de remoción promedio obtenido en este estudio fue de 18 Nw/cm para ambos grupos, con un valor promedio de 22,3 Nw/cm para el grupo control y de 13,7 Nw/cm para el grupo experimental.

La razón más común para la fractura de mini implantes es la exposición a estrés torsional incrementado durante la inserción o remoción de los mismos (72). Experimentos en laboratorio han mostrado que las fuerzas de torque de inserción de 23 Ncm y superiores pueden causar fractura del



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

mini implante (71, 78). La incidencia de fractura durante el uso clínico es de 3-4% según Chen et al (49). El torque de inserción promedio reportado por Motoyoshi et al en el maxilar es 8,3 Ncm y en la mandíbula 10 Ncm (13). Otros autores como Chaddad et al (79), describen valores mayores (15 Ncm) para su inserción exitosa.

Motoyoshi et al (66) en el 2007, sugieren que el torque de inserción debería ser mayor a 8 Ncm pero menor a 10 Ncm, lo que es menor a la mitad del torque teóricamente necesario para fracturar el mini implante. El torque de inserción promedio del presente estudio fue de 16,5 Nw/cm, con valores promedio de 20,2 Nw/cm para el grupo control y de 12,8 Nw/cm para el grupo experimental.

Nienkemper et al, en 2014, en su investigación sobre estabilidad inicial de mini implantes en humanos, afirman que el diámetro reducido de los mini implantes implica riesgo de fractura cuando los valores de torque de remoción son demasiado altos (146). En 2011, Wilmes et al (101) señalaron que el pre-fresado es requerido en las regiones con altas densidades óseas, lo que comprende la mandíbula, partes mediales del reborde alveolar superior y el paladar. Esto es también cierto si se utilizan mini implantes auto-perforantes, tal como fue realizado en la presente investigación.

Pithon et al (12), en su investigación sobre torque de inserción y remoción de mini implantes ortodónticos, concluyen al igual que en el presente estudio que los torques de inserción estuvieron claramente asociados con los torques de remoción. Estudios similares en animales han mostrado que la técnica de pre-fresado o auto-perforante y el diámetro del agujero piloto pueden influenciar de manera significativa los valores de torque máximo de inserción (147, 142). Modificando estas variables, los clínicos pueden insertar mini implantes ortodónticos con niveles de torque máximo de inserción deseados y así obtener adecuada estabilidad primaria incluso en lugares con hueso frágil o rígido. Los procedimientos quirúrgicos pueden también modificarse para reducir los valores de torque de inserción y así prevenir la fractura de los mini implantes ortodónticos (148). En este caso, se utilizó la piezo-punción cortical previa a la inserción de mini implantes como método para modificar positivamente sus valores de TI, TR y CMI.

**Limitaciones del estudio:** Es un estudio experimental realizado en epífisis proximal de tibia bovina dada su semejanza con las características del hueso mandibular del hombre (103). Los modelos de investigación que utilizan animales para estudiar problemas referentes a los seres humanos se



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

consideran representaciones simplificadas de la realidad, que aunque son comparables al objeto real en determinados rasgos o funciones, no son exactos y por lo tanto su nivel de evidencia científica es bajo. Por lo anterior la aplicación clínica de los resultados de este trabajo requeriría confirmación mediante estudios clínicos en modelos de hueso maxilar humano, e idealmente, a través de ensayos clínicos controlados.

### 10. CONCLUSIONES

Los valores promedio de carga axial máxima de inserción, torque máximo de inserción y torque máximo de remoción del grupo experimental (con piezo-punción cortical previa) fueron de 2247,4 grF, 12,85 Nw/cm<sup>2</sup> y 13,7 Nw/cm<sup>2</sup> respectivamente. En el grupo control (sin piezo-punción cortical previa) los valores obtenidos fueron de 4688,7 grF, 20,2 Nw/cm<sup>2</sup> y 22,3 Nw/cm<sup>2</sup> respectivamente. La diferencia entre los grupos fue estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ), con valores menores en el grupo experimental.

Se observó una correlación lineal positiva entre torque máximo de inserción y torque máximo de remoción en ambos grupos, al igual que entre carga axial máxima y torque máximo de inserción y entre carga axial máxima y torque máximo de remoción.

La piezo-punción cortical previa a la inserción de mini implantes auto-perforantes en hueso bovino (grupo experimental) redujo la carga axial máxima de inserción, el torque máximo de inserción y el torque máximo de remoción de forma estadísticamente significativa con respecto a su inserción en hueso intacto (grupo control).

### 11. RECOMENDACIONES

En futuras investigaciones se recomienda ampliar el análisis de torque de inserción y remoción, con el fin de determinar si la diferencia hallada entre dichas variables en cada grupo es suficiente para garantizar la estabilidad primaria de los mini implantes.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

**CÓDIGO:** GIN—GUI-001

**VERSIÓN:** 01

**FECHA :** 23/ENE/2015

A pesar de la semejanza entre la epífisis proximal de tibia bovina y el hueso mandibular del hombre (103), ambos huesos pertenecen a dos especies diferentes. Por lo anterior, sería ideal realizar el procedimiento experimental en seres humanos para asegurar la obtención de resultados más precisos y aplicables a nivel clínico en el área ortodóntica.

Así mismo, estudios posteriores podrían incluir seguimiento a largo plazo, incluyendo evaluación y carga de los mini implantes con el fin de evaluar las implicaciones de la piezo-punción cortical en su comportamiento mecánico, su estabilidad durante los movimientos ortodónticos y el torque de remoción final obtenido posterior a su utilización en modelos animales vivos o en seres humanos.

También se recomienda profundizar, a través de la experimentación, sobre la relación entre el torque máximo de inserción y remoción y la carga axial máxima requerida para la inserción de mini implantes ortodónticos, variando el tamaño de la piezo-punción cortical previa además del diámetro, longitud y forma del mini implante.

### **12. EVIDENCIA DE RESULTADOS EN GENERACIÓN DE CONOCIMIENTO, FORTALECIMIENTO DE LA CAPACIDAD CIENTÍFICA Y APROPIACIÓN SOCIAL DEL CONOCIMIENTO.**

**Relacionados con la generación de conocimiento y/o nuevos desarrollos tecnológicos:**

<b>Resultado/Producto esperado</b>	<b>Indicador</b>	<b>Beneficiario</b>
Determinar el efecto de la piezo-punción cortical previa a la inserción de mini implantes	Valores de torque máximo de inserción, torque máximo de remoción y carga axial máxima al comparar dos grupos (con y	Comunidad Académica que trabaja con Piezo-punción cortical en Ortodoncia.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

ortodónticos.	sin piezo-punción cortical).	
---------------	------------------------------	--

### Conducentes al fortalecimiento de la capacidad científica nacional:

Resultado/Producto esperado	Indicador	Beneficiario
Capacitación de investigadores.	Participación de dos estudiantes de postgrado en esta investigación.	Grupo de investigación en Salud Oral UAM.

### Dirigidos a la apropiación social del conocimiento:

Resultado/Producto esperado	Indicador	Beneficiario
Producción de un artículo científico.	Envío de un artículo científico sobre el tema a una revista indexada.	Ortodoncistas y estudiantes de Ortodoncia.

## 13. IMPACTOS LOGRADOS



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

Impacto esperado	Plazo (años) después de finalizado el proyecto: corto  (1-4 ), mediano (5-9), largo  (10 o más)	Indicador verificable	Supuestos
Estudiar los efectos de una técnica en ortodoncia que facilitarían la inserción y remoción de mini implantes.	Corto plazo.	Ponencia de los resultados de la investigación para discutirlos en comunidades académicas.	Oportunidad de Ponencias.

### 14. BIBLIOGRAFÍA

1. Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. Br J Oral Maxillofac Surg. 2004;42:451-453.
2. Hoigne D, Stubinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. BMC Musculoskelet Disord. 2006;7:36.
3. Whang C, Bister D, Sherriff M. An in Vitro Investigation of Peak Insertion Torque of Six Commercially Available Mini-Implants. Eur J Orthod. 2011;33(6):660-666.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

4. Hembree M, Buschang P, Carrillo R, Spears R, Rossouw P. Effects of intentional damage of the roots and surrounding structures with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:280.
5. Guede D, González P, Caeiro J. Biomechanics and bone (1):Basic concepts and classical mechanical trials. *Rev Osteoporos Metab Miner.* 2013;5(1):43.
6. Cheng S, Tseng I, Lee J, Kok S. A Prospective Study of the Risk Factors Associated with Failure of Mini-Implants Used for Orthodontic Anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:100-106.
7. Cheng Y, Kyung H, Zhao W, Yu W. Critical Factors for the Success of Orthodontic Mini-Implants: a Systematic Review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:284-291.
8. Park H, Jeong S, Kwon O. Factors Affecting the Clinical Success of Screw Implant Used as Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:18-25.
9. Lim S, Cha J, Hwang C. Insertion Torque of Orthodontic Miniscrews According to Changes in Shape, Diameter and Length. *Angle Orthod.* 2008;78(2):234-240.
10. Kim S, Cho J, Chung K, Kook Y, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *m J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:36-43.
11. Cheng Y, Kang S, Bae S-, Kyung H. Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:260-267.
12. Pithon M, Nojima M, Nojima L. In Vitro Evaluation of Insertion and Removal Torques of Orthodontic Mini-Implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40:80-85.
13. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended Placement Torque when Tightening an Orthodontic Mini-Implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:109-114.
14. Meredith N. Assessment of implants stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

15. Reynders R, Ronchi L, Ladu L, Van Etten-Jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142:596-614.
16. Buser D, Nydegger T, Hirt H, Cochran D, Nolte L. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:611-619.
17. Cheng Y, Cheng Y, Lin L, Yao C. Removal Torque of Miniscrews Used for Orthodontic Anchorage—a Preliminary Report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:283-289.
18. Okazaki Y, Komasa D, Sakai A, Kamada T, Ikeo I, al. e. A Torque Removal Study on the Primary Stability of Orthodontic Titanium Screw Mini-Implants in the Cortical Bone of Dog Femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(7):647-678.
19. Suzuki E, Suzuki B. Placement and Removal Torque Values of Orthodontic Miniscrew Implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):669-678.
20. Vercellotti T. La Chirurgia Ossea Piezoelettrica. *Dent Mod.* 2003;5:21-55.
21. Cady W. Piezoelectricity: An Introduction to the Theory and Aplication of Electromechanical Phenomena in Crystals. New York.: Dover Publications.; 1964.
22. Stubinger S, Kuttenger J, Filippi A, Sader R, Zeihofer H. Intraoral Piezosurgery: Preliminary results of a new technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63:1283-1287.
23. Blus C, Szmukler-Moncler S. Split-crest and immediate implant placement with ultrasonic bone surgery: A 3-year life-table analysis with 230 treated sites. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:700-707.
24. Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatol.* 2004;53:5.
25. Hema S, Kranti K, Sameer Z. Piezosurgery in Periodontology and Oral Implantology. *J Indian Soc Periodontol.* 2009;13:155-156.
26. Leclercq P, Zenati C, Amr S, Dohan D. Ultrasonic bone part 1: State-of-the-art technologies and common applications. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:177-182.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

27. Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg A. Piezosurgery: Basics and possibilities. *Implant Dent.* 2006;15:334-340.
28. Vercellotti T, Nevins M, Kim D, Nevins M, Wada K, Schenk R, et al. Osseous Response Following Resective Therapy with Piezosurgery. *Int J Periodont Restor Dent.* 2005;25(6):543-549.
29. Rahnema M, Czupkalo L, Czajkowski L, Graszka J, Wallner J. The use of piezosurgery as an alternative method of minimally invasive surgery in the author's experience. *Videosurg Other Miniinvasive Tech.* 2013;8(4):321-326.
30. Gleizal A, Bera J, Lavandier B, Beziat J. Piezoelectric osteotomy: a new technique for bone surgery—advantages in craniofacial surgery. *Childs Nerv Syst.* 2007;23:509-513.
31. Siervo S, Ruggli-Milic S, Radici M, Siervo P, Jager K. Piezoelektrische chirurgie. Eine alternative methode fur die schonende chirurgie (Piezo-electric surgy. An alternative method of minimally invasive surgery). *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2004;114:365-377.
32. Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella L. Piezoelectric Surgery: Twenty Years of Use. *Br J Oral maxillofac Surg.* 2008;46(4):265-269.
33. Palti A, Hoch T. A Concept for the Treatment of Various Dental Bone Defects. *Implant Dent.* 2002;11:73-78.
34. Grenga V, Bovi M. Piezoelectric Surgery for Exposure of Palatally Impacted Canines. *J Clin Orthod.* 2004;38:446.
35. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric Bone Cutting in Multipiece Maxillary Osteotomies: Technical Note. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62:6.
36. Horton J, Tarpley T, Wood L. The Healing of Surgical Defects in Alveolar Bone Produced with Ultrasonic Instrumentation, Chisel and Rotary Bur. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1975;39:536-546.
37. Seshan H, Konuganti K, Zope S. Piezosurgery in Periodontology and Oral Implantology. *J Indian Soc Periodontol.* 2009;13(3):155-156.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

38. Gehrke S, Neto H, Mardegan F. Investigation of the Effect of Movement and Irrigation Systems on Temperature in the Conventional Drilling of Cortical Bone. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(8):953-957.
39. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udiljakb T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(4):313-325.
40. Chiriac G, Herten M, Schwarz F, Rothmel D, Becker J. Autogenous Bone Chips: Influence of a New Piezoelectric Device (piezosurgery) on Chip morphology, Cell Viability and Differentiation. *J Clin Periodontol.* 2005;32:994-999.
41. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The Piezoelectric Bony Window Osteotomy and Sinus Membrane Evaluation: Introduction of a New Technique for Simplification of the Sinus Augmentation procedure. *Int J Periodont Restor Dent.* 2001;21:561-567.
42. Ultrasonics. *Encyclopedia Britannica.* In: *Encyclopedia Britannica Online.*; 2012.
43. Wallace S, Mazor Z, Froum S, Cho S, Tarnow D. Schneiderian Membrane Perforation Rate During Sinus Elevation Using Piezosurgery: Clinical Results of 100 Consecutive Cases. *Int J Periodont Restor Dent.* 2007;27:413-419.
44. Beziat J, Faghahati S, Ferreira S, Babic B, Gleizal A. Intermaxillary Fixation: Technique and Benefit for Piezosurgical Sagittal Split Osteotomy. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 2009;110:273-277.
45. Ramli T, Reher P, Harris M, Meghji S. The Effect of Ultrasound on Angiogenesis: an in Vivo Study Using the Chick Chorioallantoic Membrane. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:591-596.
46. Scheven B, Shelton R, Cooper P, Walmsley A, Smith A. Therapeutic Ultrasound for Dental Tissue Repair. *Med Hypotheses.* 2009;73:591-593.
47. Herman R, Cope J. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: Mini Implants. *Semin Orthod.* 2005;11:32-39.
48. Ottoni J, Oliveira Z, Mansini R, Cabral A. Correlation Between Placement Torque and Survival of Single-Tooth Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:769-776.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

49. Cheng C, Chang C, Hsieh C, Tseng Y, Shen Y, al. e. The Use of Microimplants in Orthodontic Anchorage. *Int Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(8):1209-1213.
50. Whang C, Bister D, Sherriff M. An in vitro Investigation of Peak Insertion Torque Values of Six Commercially Available Mini-Implants. *Eur J Orthod.* 2010;33:660-666.
51. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for Orthodontic Anchorage. Meta-Analysis. *Stomatologija.* 2005;7:128-132.
52. Gelgör I, Büyükyılmaz T, Karaman A, Dolanmaz D, Kalayci A. Intraosseous Screw-Supported Upper Molar Distalization. *Angle Orthodontist.* 2004;74:838-850.
53. Berens A, Wiechmann D, Rudiger J. L'ancrage intra-Osseux en orthodontie à l'aide de Mini-et de Microvis. *Int Orthod.* 2005;3:235-243.
54. Freudenthaler J, Haas R, Bantleon H. Bicortical Titanium Screw for Critical Orthodontic Anchorage in the Mandible: a Preliminary Report on Clinical Applications. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:358-363.
55. Hitchon P, Brenton M, Coppes J, From A, Torner J. Factors Affecting the Pullout Strength of Self-Drilling and Self-Tapping Anterior Cervical Screws. *Spine.* 2003;28:9-13.
56. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach K. Analysis of the Osseous/Metal Interface of Drill Free Screws and Self-Tapping Screws. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001;29:69-74.
57. Heidemann W, Gerlach K, Grobel K, Kollner H. Drill-Free Screws: A New Form of Osteosynthesis Screw. *J Craniomaxillofac Surg.* 1998;26(163-168).
58. Conrad B, Cordista A, Horodyski M, Rehtine G. Biomechanical Evaluation of the Pullout Strength of Cervical Screws. *J Spinal Disord Tech.* 2005;18:506-510.
59. Singh K, Kumar D. Temporary Anchorage Devices-Mini-Implants. *Natl J Maxillofac Surg.* 2010;1(1):30-34.
60. Ashley E, Covington L, Bishop B, Breault L. Ailing and Failing Endosseous Dental Implants: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract.* 2003;4:35-50.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

61. Asscherickx K, BV. V, Wehrbein H, Sabzevar M. Root Repair After Injury from Mini-Screw. Clin Oral Implants Res. 2005;16:575-578.
62. Kanomi R. Mini-Implant for Orthodontic Anchorage. J Clin Orthod. 1997;31(11):763-767.
63. Park H, Kyung H, Sung J. A Simple Method of Molar Uprighting with microimplant Anchorage. J Clin Orthod. 2002;36:592-596.
64. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as Orthodontic Anchorage: A Preliminary Report. Int J Adult Orthod Orthog Surg. 1998;13:201-209.
65. Sawa Y, Goto K, Suzuki N, Kamo N, Kamo K. The New Method for the Maxillary Retraction of the Anterior Teeth Using a Titanium Microscrew as Anchorage. 2001 2001;Orthod Waves.(60).
66. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Implant Placement Torque on Stability of Orthodontic Mini-Implants. Int J Maxillofac Implants. 2007;22:779-784.
67. Kyung H, Park H, Bae S, Sung J, Kim I. Development of Orthodontic Miniscrew Implants for Intraoral Anchorage. J Clin Orthod. 2003;6:321-329.
68. Melsen B, Verna C. Miniscrew Implants: the Aarhus Anchorage System. Semin Orthod. 2005;11:24-31.
69. Papado Poulos M, Tarawneh F. The Use of Mini Screw Implants for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontics: a Comprehensive Review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(e6-15).
70. Suzuki E, Suzuki B. A Simple Three-Dimensional -Guide for Safe Miniscrew Placement. J Clin Orthod. 2007;41:342-346.
71. Jolley T, Chung C. Peak Torque Values at Fracture of Orthodontic Miniscrew Placement. J Clin Orthod. 2007;41:326-328.
72. Kravitz N, Kusnoto B. Risk and Complications of Orthodontic Miniscrew. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131(4):S43-S51.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

73. Branemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. Experience from a 10-year Period. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;16:1-132.
74. Sykaras N, Lacopino A, Marker V, Triplett R, Woody R. Implant Materials. Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review. Int J Oral Maxillofac Impl. 2000;15:675-690.
75. Gotfredsen K, Nimb L, Hjorting-Hansen E, Jensen J, Holmen A. Histomorphometric and Removal Torque Analysis of Titanium Implant Blasted Ti O<sub>2</sub>- Blasted Titanium Implants: An Experimental Study on Dogs. Clin Oral Impl Res. 1992;3:77-84.
76. Piatelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piatelli M. Histologic and Histomorphometric Analysis of the Bone Response to Machined and Sandblasted Titanium Implants: And Experimental Study in Rabbits. Int J Oral Maxillofac Impl. 1998;13:805-810.
77. Martínez J, García F. Torque de Desinserción y Propiedades Físico-químicas de Implantes Dentales Grabados con Ácidos Fluorhídrico y Nítrico. Estudio Experimental en Perros Beagle. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006;11:281-285.
78. Carano A, Lonardo P, Velo S, Oncorvati C. Mechanical Properties of Three Different Commercially Available Miniscrews for Skeletal Anchorage. Progress in Orthodontics. 2005;6:82-97.
79. Chaddad K, Ferreira A, Geurs N, Reddy M. influence of Surface Characteristics on Survival Rates of Mini-Implants. Angle Orthod. 2008;78:107-113.
80. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of Cortical Bone Thickness and Implant Placement Torque on Stability of Orthodontic Mini-Implants. Int J Maxillofac Implants. 2007;22:779-784.
81. Klokkevold P, Nishimura R, Adachi M, Caputo A. Osseointegration Enhanced by Chemical Etching of the Titanium Surface. A torque Removal Study in the Rabbit. Clin Oral Impl Res. 1997;8:442-447.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

82. Wehrbein H, Merz B. Aspects of the Use of Endosseous Palatal Implants in Orthodontic Therapy. *J Esthet Dent.* 1998;10:315-324.
83. Baker D, London R, O'Neal R. Rate of Pull-out Strength Gain of Dual-Etched Titanium Implants: A Comparative Study in Rabbits. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1999;14:722-728.
84. Ivanoff C, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of Implant Diameters on the Integration of Screw implants. An Experimental Study in the Rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26:141-148.
85. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year Follow-up of Implants of Differing Surface Roughness Placed in Rabbit Bone. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1997;12:486-494.
86. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A Histomorphometric Comparison of Smooth and Rough Titanium Implants in Human Low-Density Jaw Bone. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1999;14:58-67.
87. Giuseppe L, Pisoni A. Removal Torque of Osseointegrated Mini-Implants: an in Vivo Evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):443-448.
88. Park H, Lee Y, Jeong S, Kwon T. Density of the Alveolar and Basal Bones of the Maxilla and the Mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:30-37.
89. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The Effect of Cortical Bone Thickness on the Stability of Orthodontic Mini-Implants and on the Stress Distribution in Surrounding Bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:13-18.
90. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of Bone Quality in conjunction with Insertion of Titanium Implants. A Pilot Study in Jaw Autopsy Specimens. *Clin Oral Impl Res.* 1995;6:213-219.
91. Carano A, Velo S, Oncorvati C, Poggio P. Clinical Applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S) in the Maxillary Alveolar Bone. *Prog Orthod* 2004;5:212-235.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

92. Lijima M, Muguruma T, Brantley W, Okayama M, Yuasa T, al. e. Torsional Properties and Microstructures of Miniscrew Implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(3):333 e1-e6.
93. Araújo T, Nascimento M, Bezerra F, Sobral M. Skeletal Anchorage in Orthodontics with Mini-Implants. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11:126-156.
94. Freitas J, Castro J. The Evaluation of Frequence of Using Implants for Orthodontic Anchorage. *J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2004;9:474-479.
95. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mis-hima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors Associated with the Stability of Titanium Screwa Placed in the Posterior Region for Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:373-378.
96. Song Y, Cha J, Hwang C. Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-Screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness. *Angle Orthod.* 2007;77:979-985.
97. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H, Takano-Yamamoto T. Root Proximity is a Major Factor for Screw Failure in Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:S68-73.
98. Huja S, Litsky A, Beck F, John-son K, Larsen P. Pull-out Strength of Monocortical Screws Placed in the Maxillae and Mandibles of Dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:307-313.
99. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, al. e. Bone Mineral Density Measurement with Dental Quantitative CT Prior to Dental Implant Placement in Cadaver Mandibles: Pilot Study. *Radiology.* 2002;224:247-252.
100. Kim H, Yun H, Park H, Kim D, Park Y. Soft-Tissue and Cortical-Bone Thickness at Orthodontic Implants Sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:177-182.
101. Wilmes B, Drescher D. Impact of Bone Quality, Implant Type, and Implantation Site Preparation on Insertion Torques of Mini-Implants Used for Orthodontic Anchorage. *Int J Maxillofac Surg.* 2011;40:697-703.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

102. Ikumi N, Tsutsumi S. Assesment of Correlation Between Computerized Tomography Values of the Bone and Cutting Torque Values at Implant Placement: a Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2005;20:253-260.
103. Djibo A. An in-Vitro Surrogate Model of the Human Jaw for the Biomechanical Evaluation of Dental Implants United States. [Tesis doctoral.]: Purdue University.; 2009.
104. Biesaga L, Grzesiak-Janias G, Janias A. Piezoelectric Surgery. *Po Stomatol.* 2010;10:353-355.
105. Escoda-Francolí J, Rodríguez-Rodríguez A, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Application of Ultrasound in Bone Surgery: Two Case Reports. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15:902-905.
106. Kennedy J, Ter Haar G, Cranston D. High Intensity Focused Ultrasound: Surgery of the Future?. *Br J Radiol.* 2003;76:590-599.
107. Maintz G. Animal Experiments in the Study of the Effect of Ultra-Sonic Waves on Bone Regeneration. *Strahlentherapie.* 1950;82:631-638.
108. Barone A, Santini S, Marconcini S, Giacomelli L, al. e. Osteotomy and Membrane Elevation During the Maxillary Sinus Augmentation Procedure. A Comparative Study: Piezoelectric Device Vs. Conventional Rotative Instruments. *Clin Oral Impl Res.* 2008;19:511-515.
109. Happe A. Use of a Piezoelectric Surgical Device to Harvest Bone Grafts from the Mandibular Ramus: Report of 40 Cases. *Int J Periodont Restor Dent.* 2007;27:241-249.
110. Danza M, Guidi R, Carinci F. Comparison Between Implants Inserted Into Piezo Split and Unsplit Alveolar Crests. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2460-2465.
111. Bovi M, Manni A, Mavriqi L, Bianco G, Celletti R. The Use of Piezosurgery to Mobilize the Mandibular Alveolar Nerve Followed Immediately by Implant Insertion: A Case Series Evaluating Neurosensory Disturbance. *Int J Periodont Restor Dent.* 2010;30:73-81.
112. Landes C, Stubinger S, Rieger J, Williger B, Ha T, Sader R. Critical Evaluation of Piezoelectric Osteotomy in Orthognathic Surgery: Operative Technique, Blood Loss, Time Requirement, Nerve and Vessel Integrity. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:657-674.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

113. Kramer F, Ludwing H, Materna T, Gruber R, Merten H, Schliephake H. Piezoelectric Osteotomies in Craniofacial Procedures: a Series of 15 Pediatric Patients. Technical Note. J Neurosurg. 2006;104:68-71.
114. Lea S, Landini G, Walmsley A. Ultrasonic Scaler Tip Performance Under Various Load Conditions. J Clin Periodontol. 2003;30:876-881.
115. Walmsley A, Laird W, Lumley P. Ultrasound in Dentistry. Part 2. Periodontology and Endodontics. J Dent. 1992;20(1):11-17.
116. Claire S, Lea S, Walmsley A. Characterisation of Bone Following Ultrasonic Cutting. Clin Oral Investig. 2013;17:905-912.
117. Sortino F, Pedulla E, Masoli V. The Piezoelectric and Rotatory Osteotomy Technique in Impacted Third Molar Surgery: Comparison of Postoperative Recovery. J Oral Maxillofac Surg. 2008;66:2444-2448.
118. Maurer P, Kriwalsky M, Block Veras R, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. Micromorphometrical Analysis of Conventional Osteotomy Techniques and Ultrasonic Osteotomy at the Rabbit Skull. Clin Oral Impl Res. 2008;19:570-575.
119. Ma L, Stubinger S, Lui X, Schneider U, Lang N. Healing of Osteotomy Sites Applying Either Piezosurgery or Two Conventional Saw Blades: a Pilot Study in Rabbits. Int Orthop. 2013;37(8):1597-1603.
120. Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, al. e. Cytokines and Growth Factors Involved in the Osseointegration of Oral Titanium Implants Positioned Using Piezoelectric Bone Surgery Versus a Drill Technique: a Pilot Study in Minipigs. J Periodontol. 2007;78:716-722.
121. Esteves J, Marcantonio E, Souza Faloni A, Godoy Rocha F, al. e. Dynamics of Bone Healing After Osteotomy with Piezosurgery or Conventional Drilling—Histomorphometrical, Immunohistochemical, and Molecular Analysis. J Transl Med. 2013;11:221.
122. Kokich V. Managing Complex Orthodontic Problems. The Use of Implants for Anchorage. Semin Orthod. 1996;2(2):153-160.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

123. Willems G, Carels C, Naert I, van Steenberghe D. Interdisciplinary Treatment Planing for Orthodontic-Prosthetic Implant Anchorage in a Partially Edentulous Patient. Clin Oral Impl Res. 1999;10:331-337.
124. Roberts W, Helm F. Rigid Endosseous Implants for Orthodontic and Orthopedic Anchorage. Angle Orthod. 1989;59:247-256.
125. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, al. e. A Clinical and Histological Evaluation of Titanium Mini-Implants as Anchors for Orthodontic Intrusion in the Beagle Dog. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119:489-497.
126. Creekmore T, Eklund M. The Possibility of Skeletal Anchorage. J Clin Orthod. 1983;17:266-269.
127. Ottofy L. Standart Dental Dictionary. Chicago: Lair and Lee, Inc.; 1923.
128. Daskalogiannakis J. Glossary of Orthodontic Terms. Leipzig.; 2000.
129. Gainsforth B, Higley L. A Study of Orthodontic Anchorage Possibilities in Basal Bone. Am J Orthod Surg. 1945;31:406-416.
130. Kravitz N, Kusnoto B, Tsay T, Hohlt W. The Use of Temporary Anchorage Devices for Molar Intrusion. J Am Dent Assoc. 2007;138(1):56-64.
131. Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C. Miniscrew Stability Evaluated with Computerized Tomography Scanning. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137:73-79.
132. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-Implants in Orthodontics: a Systematic Review of the Literature. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135:564.e1-564.e19.
133. Liou E, Pai B, Lin J. Do Miniscrew Remain Stationary Under Orthodontic Forces?. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;126:42-47.
134. Wang Y, Liou E. Comparison of the Loading Behavior of Self-Drilling and Predrilled iniscrews Throughout Orthodontic Loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:38-43.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

135. Salmoria K, Tanaka O, Guariza-Filho O, Camargo E, de Souza L, Maruo H. Insertional Torque and Axial Pull-out Strength of Mini-Implants in Mandibles of Dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:790.e15-22.
136. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A. Relationship Between Insertion Torque and Removal Torque Analyzed in Fresh Temporal Bone. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1991;6:442-447.
137. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scongna G. Implant Micromotion is Related to Peak Insertion Torque and Bone Density. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:467-471.
138. Ivanoff C, Sennerby L, Lekholm U. Influence of Initial Implant Mobility on the Integration of Titanium Implants. An Experimental Study in Rabbits. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:120-127.
139. Lee N, Baek S. Effects of the Diameter and Shape of Orthodontic Mini-Implants on Microdamage to the Cortical Bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:e1-e8.
140. Cleek T, Reynolds K, Heam T. Effect of Screw Torque Level on Cortical Bone Pull Out Strength. *J Orthopn Trauma.* 2007;21:117-123.
141. Meursinge Reynders R, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F, Bipat S. Insertion Torque and Success of Orthodontic Mini-Implants: A Systematic Review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):596-614.e5.
142. Okazaki J, Komasa D, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, et al. A Torque Removal Study on the Primary Stability of Orthodontic Titanium Screw Mini-Implants in the Cortical Bone of Dog Femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(7):647-650.
143. Favero L, Pisoni A, Paganelli C. Removal -torque of Osseointegrated Mini-Implants: an in Vivo -Evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29:443-448.
144. Di Alberti L, Donnini F, Di Alberti C, Camerino M. A Comparative Study of Bone Desitometry During Osseointegration: Piezoelectric Surgery Versus Rotary Protocols. *Quintessence Int.* 2010;41(8):639-644.



## GUÍA PARA PRESENTACIÓN DE INFORMES FINALES UAM

CÓDIGO: GIN—GUI-001

VERSIÓN: 01

FECHA : 23/ENE/2015

145. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *J Orofac Orthop*. 2006;67:162-174.
146. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture Resistance of Orthodontic Mini-Implants: a Biomechanical in Vitro Study. *Eur J Orthod*. 2011;33:396-401.
147. Cheng C, Shin H, Kyung H. Biomechanical and Histological Comparison of Self-Drilling and Self-Tapping Orthodontic Microimplants in Dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:44-50.
148. Cheng Y, Lee J, Cho W, Kyung H. Potential of Self-Drilling Orthodontic Microimplants Under Immediate Loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:496-502.