



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES IZTACALA

TESIS DE INVESTIGACIÓN:
“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA OSTEOTOMÍA
REALIZADA CON PIEZO ELÉCTRICO VS
FRESA CONVENCIONAL EN UN MODELO
EXPERIMENTAL”

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA EN
ENDOPERIODONTOLOGÍA

ALUMNA: C. D. ADRIANA ANGÉLICA MUÑOZ PÉREZ
DIRECTOR DE TESIS: C. D. E. E. JAVIER ANTONIO
GARZÓN TRINIDAD

MÉXICO, D. F. JUNIO DEL 2015

UNAM
POSGRADO



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA OSTEOTOMÍA REALIZADA CON PIEZO ELÉCTRICO VS FRESA CONVENCIONAL EN UN MODELO EXPERIMENTAL.

Introducción

Durante la fase quirúrgica de terapia periodontal el objetivo esencial es la eliminación de la bolsa periodontal incluyendo las correcciones de las irregularidades óseas causadas por la enfermedad periodontal. Friedman en 1955 define a la osteoplastia como la remodelación ósea para darle al hueso remanente una forma fisiológica sin tocar hueso de soporte, cuando este último es necesario eliminarlo para mejorar la arquitectura ósea se denomina osteotomía ;ambos conceptos se consideran parte importante de las técnicas quirúrgicas de resección ósea ; para este fin utilizamos; cinceles para hueso bien afilados, fresas quirúrgicas y/o limas para hueso incluyendo las interproximales . Las fresas deben accionarse a baja velocidad con abundante irrigación con solución fisiológica para asegurar el enfriamiento, eliminar el daño a los tejidos y la eliminación de los restos tisulares

En el tratamiento de las áreas con pérdida ósea vertical se pueden incluir procedimientos de regeneración guiada de tejidos con diversos materiales que nos ayudaran a restablecer la estructura de soporte. En los pacientes con defectos horizontales la osteoplastia y la osteotomía es el tratamiento de elección; cuando se tiene disminución de altura y/o grosor del proceso residual (clasificación de Seibert) existen diversas técnicas para mejorar su anatomía.

Hoy en día con el advenimiento de los implantes, las necesidades de Cirugía preimplantaria se han incrementado de manera vertiginosa donde se incluyen injertos óseos autólogos. A consecuencia de esto, los tratamientos se hacen más complejos incluyendo tratamientos interdisciplinarios.

La tecnología utilizada para obtención de autoinjertos juega un papel importante en la reducción de los tiempos operatorios, mejorar la manipulación de los tejidos y hacer un posoperatorio más confortable; un ejemplo de esto es el piezoeléctrico el cual nos ofrece ventajas para el paciente y el operador, este sistema disminuye el daño a los tejidos blandos y mejora los resultados clínicos.

Objetivos.

Observar si existen diferencias microscópicas en la superficie de la mandíbula de porcino después de realizada la osteotomía con tres instrumentos cortantes y evaluar con cuál de los sistemas se efectúa el corte en un modelo experimental bajo condiciones estandarizadas de laboratorio

Preguntas de investigación.

¿Existen diferencias microscópicas entre las dos técnicas de osteotomía?

¿Existen diferencias en la morfología ósea después del corte con piezo eléctrico y con fresa?

¿Existe alguna ventaja de realizar una osteotomía con piezoeléctrico y con fresa convencional?

¿Cómo puede beneficiar el uso de cirugía piezo eléctrica a los tratamientos realizados en la Clínica de Endoperiodontología?

Justificación.

El advenimiento de la Cirugía preimplantaria se ha incrementado con la utilización de injertos óseos autólogos los cuales se obtienen generalmente de otras zonas donadoras: mentón, rama, y tuberosidad de la mandíbula.

La cirugía debe ser meticulosa y protocolizada, no deben realizarse maniobras improvisadas y se debe prestar especial atención a la construcción del lecho óseo, uno de los principales factores que se deben tener en cuenta es no producir un aumento de la temperatura del hueso por encima de 47° durante más de 30 segundos, o bien de 40° durante 7 minutos, aunque podemos encontrar estudios que hablan de temperaturas distintas, lo cierto es que si elevamos la temperatura del hueso por encima del umbral térmico de peligrosidad, provocamos la necrosis del osteocito y termocoagulación (o desnaturalización) de proteínas, lo cual compromete la osteointegración de los implantes.

Durante la especialización en la clínica de Endoperiodontología de la Facultad de Estudios Superiores Iztacala además de realizar tratamientos correctivos, conservadores, y regenerativos de las entidades patológicas que afectan la unidad endoperiodontal de los pacientes, se maneja de manera cotidiana tratamientos quirúrgicos innovadores, que incluyen una amplia gama de opciones terapéuticas con tecnología de punta entre estas se encuentra la cirugía preimplantaria.

Considerando lo anterior surge inquietud de entender y comprender las ventajas que representa la utilización del piezoeléctrico comparado con la técnica convencional con un sistema rotatorio de alta y baja velocidad; en este estudio se pretende observar los tiempos quirúrgicos así como la observación al microscopio de las superficies después del corte en un modelo experimental utilizando mandíbulas de porcinos.

Marco teórico.

Palabras clave: ***ultrasónico, ultrasonido, piezoelectricidad.***

Los ultrasonidos son ondas mecánicas inaudibles y biológicamente inofensivas. Cuya frecuencia está por encima del límite perceptible por el oído humano (aproximadamente 20 KHz). Dado que el sonido es un fenómeno ondulatorio de naturaleza mecánica. Las variaciones de presión producidas se propagan en un medio elástico, no produciéndose así en el vacío. El sonido se clasifica en diferentes rangos, teniendo como umbral el rango audible por los seres humanos que va desde los 20Hz a 20KHz aproximadamente.

Por debajo de este rango, nos encontramos los infrasonidos que van desde los 0 a 20Hz y por encima, a partir de los 20Khz donde se encuentran los ultrasonidos.

Los ultrasonidos son utilizados tanto en aplicaciones industriales (medición de distancias, caracterización interna de materiales, ensayos no destructivos), como en medicina: ecografía, fisioterapia, ultrasonoterapia, odontología. En el campo médico se conocen como equipos de ultrasonografía a los equipos que utilizan ondas de ultrasonido para producir imágenes de las cavidades internas del cuerpo.

El término "ultrasonido" es aplicado erróneamente para los estudios de diagnóstico, el término adecuado para este fin es la ecografía (del griego «ἠχώ» ēkhō="eco", y «γραφία» grafía= "escribir"), ultrasonografía o ecosonografía es un procedimiento de imagenología que emplea los ecos de una emisión de sonidos dirigida sobre un cuerpo u objeto como fuente de datos para formar una imagen de los órganos o masas internas con fines de diagnóstico que emplea el ultrasonido para crear imágenes bidimensionales o tridimensionales. Un pequeño instrumento llamado transductor emite ondas de ultrasonidos. Estas ondas sonoras de alta frecuencia se transmiten hacia el área del cuerpo bajo estudio, y se recibe su eco. El transductor recoge el eco de las ondas sonoras y una computadora convierte este eco en una imagen que aparece en la pantalla. Los inicios del ultrasonido datan desde Paul Langevin, físico francés, inventó el primer eco localizador para detectar icebergs. El hidrófono que así se llamaba, fue el primer transductor de ultrasonidos. Un aparato capaz de enviar y recibir ondas de alta frecuencia. Más tarde, fue usado para la detección de submarinos enemigos en la I Guerra Mundial (SONAR: Sound Navigation and ranging).

A finales de 1930, en el sector de la medicina, el Dr. Karl Dussik, un psiquiatra austriaco, utilizó imágenes de ultrasonido en un intento de diagnosticar los tumores cerebrales. El procedimiento se llamaba "hiperfonografía". En él, se utilizaba papel sensible al calor para registrar ecos. En la década de 1940, el Dr. George Ludwig, Universidad de Pennsylvania, fue el primero en registrar y estudiar los cambios que se producían en las ondas sonoras al viajar a través de los diferentes tejidos del cuerpo humano: órganos, músculos, etc.

En 1952, Douglas Howry, Dorothy Howry, Roderick Bliss y Gerald Posakony publicaron imágenes bidimensionales del antebrazo. Satomura En 1959, reportó el uso, por primera vez, del Doppler ultrasónico en la evaluación del flujo de las arterias periféricas.

En 1962, Homes produjo un escáner que oscilaba 5 veces por segundo sobre la piel del paciente, permitiendo una imagen rudimentaria en tiempo real. En 1968, Sommer reportó el desarrollo de un escáner electrónico con 21 cristales de 1,2 MHz, que producía 30 imágenes por segundo y que fue realmente el primer aparato en reproducir imágenes de tiempo real, con resolución aceptable, pero su uso clínico en los países occidentales fue

hasta años 1980 y 1990 donde vieron la creciente introducción clínica del ultrasonido.

El uso del ultrasonido terapéutico se introdujo en Berlín en 1938, cuando Raimar Pohlman informó en el impacto sobre los tejidos humanos. Las aplicaciones médicas de tales propiedades son numerosas, aplicaciones médicas como la fragmentación de cálculos renales, otorrinolaringología, neurocirugía, oftalmología, traumatología y ortopedia así como en odontología.

Como cualquier fenómeno energético intenso, el ultrasonido pueden causar efectos térmicos, por lo tanto es posible quemar tejidos biológicos, lo que explica la necesidad de acoplar a la instrumentación con una irrigación adecuada para enfriar hacia abajo las partes de trabajo del tejido, por un sencillo fenómeno de agitación, que pueden inducir a la desorganización y la fragmentación de todas las interfases entre los organismos de distinta naturaleza las vibraciones del ultrasonido permiten fácilmente la escisión de sólido – sólido e interfaces (por la vibración diferencial) y sólido-líquido interfaces (por cavitación).

En el campo de la odontología se utilizan más comúnmente los dispositivos que funcionan por medio de osciladores magnetostrictivos y piezoeléctricos. Las ondas sonoras se generan por medio de un dispositivo denominado transductor. Un transductor es un dispositivo que tiene la capacidad de transformar una forma de energía en otra. Los transductores acústicos pueden transformar energía eléctrica en energía acústica, o viceversa. Existen distintos dispositivos transductores que generan energía acústica por distintos efectos, dichos dispositivos son conocidos como osciladores cristalinos, osciladores magnetostrictivos, generadores mecánicos, transductores electromagnéticos, electrostáticos y de alta frecuencia.

Magnetostrictivos

El fenómeno magnetostrictivo ocurre con ciertos materiales dieléctricos (mal conductor o aislante) denominados ferroeléctricos, los cuales tienen la capacidad de deformarse ante la presencia de un campo magnético aplicado en una dirección determinada. La intensidad de la deformación será proporcional al cuadrado de la magnitud del campo aplicado. Cuyo mecanismo de acción es a través de la electricidad sobre los metales,

creando vibraciones y produciendo calor intenso durante su uso, este efecto llamado magnetostrictivo que funciona mediante un núcleo metálico compuesto de una tira de aleación níquel-cromo o un inserto de ferrita colocado dentro de esta un resorte genera un campo electromagnético alternante que dilata o contrae el material ferromagnético. Las vibraciones que se producen van a la punta del inserto magnetostrictivo y generan oscilaciones con amplitud de 13 a 72 μm y un patrón de movimiento elíptico a frecuencias de 20 000 a 45 000 Hz. y entre 18 000 y 45 000 ciclos por segundo. Así según su angulación de la punta del inserto en relación con la superficie dentaria se produce un movimiento de martilleo o rapado de mayor o menor intensidad.

La piezoelectricidad significa: electricidad con presión conducida. El origen etimológico es: "Piezo" proviene del griego de la raíz "piezin" que significa, presionar o comprimir y "Electricidad" proviene de Elektron, de la palabra griega "Ambar": la antigua fuente de carga eléctrica.

Este fenómeno ocurre cuando una sustancia posee ciertas características eléctricas y mecánicas. Ésta sustancia al ser sometida a un campo eléctrico tenderá a comprimirse, pero a su vez, el material tenderá a comportarse como un resorte mecánico con una rigidez interna que se opondrá a la fuerza aplicada. Simultáneamente ocurre una polarización de la superficie cristalina formándose dos polos iguales y opuestos sobre las superficies opuestas del cristal. Generalmente se utilizan cristales de cuarzo, la sal de Rochelle y la Turmalina para la generación sónica y ultrasónica.

En cristales piezo eléctricos, la aplicación de una fuerza compresiva o expansiva resulta en un cambio correspondiente a la distribución de los momentos dipolares. Esto causa un cambio en la carga de la superficie que es proporcional a la fuerza aplicada, este fenómeno es llamado piezoelectricidad, similarmente cuando el pulso de voltaje es aplicado en la superficie un desplazamiento ocurre causando una onda acústica, esto es el efecto piezoeléctrico inverso. En la práctica esto se observa en algunos materiales solidos que producen energía bajo presión y demuestran ligeros movimientos cuando un campo eléctrico es aplicado (Efecto piezoeléctrico). Cuando un stress mecánico es aplicado, el cristal se comprime, gira o es empujado, el momento dipolar los reorienta y causa una variación en la carga de la superficie y el voltaje. Cuando un campo eléctrico es aplicado a través de un medio piezoeléctrico, hay un ligero cambio en las dimensiones

del material para producir un pulso ultrasónico. Aunque primariamente se consideran campos y fuerzas normales, que comparten fuerzas que pueden llegar a producir efectos fuertes piezoeléctricos. Cuando sucede a la inversa es llamado Conversión al efecto piezoeléctrico.

Su principal ventaja es su amplio intervalo de los insertos piezoeléctricos operan entre 25 000 y 50 000 ciclos por segundo, los cambios en la dimensión del cristal de cuarzo causados en la aplicación de la corriente alterna generan vibración. El modo de oscilación resultante de la punta del inserto piezoeléctrico es estrictamente lineal con amplitudes hasta de 72 μm , la punta del inserto nunca deja la superficie del diente, disminuyendo la formación de rugosidades y produciendo un mayor confort para el paciente. El mecanismo de acción del inserto es el golpeteo o raspado de acuerdo con la dirección de la punta del inserto en la superficie dentaria. Esos transductores son hechos de materiales piezoeléctricos que presentan el efecto piezoeléctrico. Las dimensiones totales del inserto piezoeléctrico es menor que la punta magnetoestrictiva. Sin embargo, la porción del inserto que entra en contacto con el diente varía de tamaño. Al contrario de la punta magnetoestrictiva, la punta del aparato piezoeléctrico está unida al mango. Debido a que no se crea un campo magnético con este sistema se genera poco calor. Sin embargo, se sigue suministrando agua a la punta para evitar el sobrecalentamiento debido a la fricción creada entre esta y la superficie dentaria.

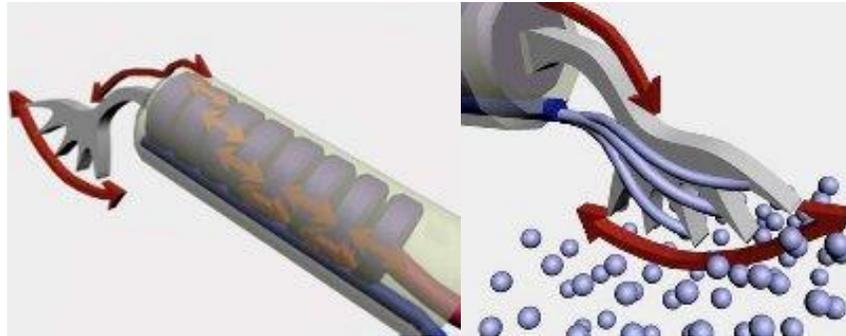
El dispositivo piezoeléctrico tiene ventajas sobre los dispositivos magnéticos, ya que genera poco calor y no se necesita refrigeración para la pieza de mano, además el transductor piezoeléctrico transfiere más energía, haciéndolo más poderoso que los dispositivos magnetoestrictivos.

Las cerámicas piezoeléctricas son cuerpos macizos semejantes a los utilizados en aislantes eléctricos, son constituidas de innumerables cristales ferroeléctricos microscópicos, siendo inclusive denominadas como cerámicas policristalinas que son las que aportan mayor flexibilidad de diseño y, además, gracias a sus propiedades físicas, presenta los mayores factores de conversión electromecánica, así como las características más favorables para la transducción de potencia. Se han convertido en un material de gran importancia al representar el elemento principal en la mayoría de dispositivos y transductores ultrasónicos. Su principal función es convertir la energía eléctrica, en forma de sonido en energía mecánica.

Las diferentes formas de insertos permiten efectuar un corte cuando la punta se transforma en una sierra oscilante micrométrica bajo el efecto de vibraciones ultrasónicas. Después de la primera guerra mundial, debido a la dificultad de excitar transductores construidos con cristales de cuarzo ya que demandaban generadores de alta tensión, se inició la búsqueda de materiales piezoeléctricos sintéticos. Estos esfuerzos llevaron al descubrimiento y perfeccionamiento, durante las décadas del 40 y 50, de las cerámicas piezoeléctricas de Titanato de Bario por la entonces URSS y Japón, y de las cerámicas piezoeléctricas de Titanato Zirconato de Plomo (PZT's) por los EUA. El desarrollo de las cerámicas piezoeléctricas fue revolucionario. Los nuevos materiales además de presentar mejores propiedades que los cristales después de "polarizados", también permiten geometrías y dimensiones flexibles por ser fabricadas a través de sinterización de polvos cerámicos y conformados vía prensado o extrusión. Actualmente las cerámicas piezoeléctricas tipo PZT, en sus diversas variaciones, son las cerámicas predominantes en el mercado. También podemos encontrar otros materiales, como por ejemplo el PT (PbTiO_3) y el PMN ($\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$), utilizados en dispositivos que exigen propiedades especiales y muy específicas, como transductores para alta temperatura.

El equipo piezoeléctrico se compone de una pieza de mano y un pedal que están conectados a una unidad principal, que suministra energía y tiene los conectores para la pieza de mano e irrigación. Contiene una bomba peristáltica para la irrigación con solución salina que se dispensa con un flujo de 0-60 ml / min y se elimina de la área de corte. Los ajustes de modulación del dispositivo es decir, potencia y frecuencia se puede seleccionar en un panel de control con una pantalla digital y un teclado de acuerdo con la técnica a realizar. La unidad utiliza una frecuencia de 25-29 kHz. En modo impulsado, se produce una oscilación y alternancia de vibraciones de alta frecuencia, con pausas en una frecuencia de hasta 30 Hz. Esta alternancia impide que el inserto se impacte en el hueso y evita el sobrecalentamiento, mientras que se mantiene la capacidad de corte óptima. La pieza de mano e insertos son autoclavables. Algunos insertos están recubiertos con titanio o diamante en diversos grados. Las microvibraciones que se crean en la pieza de mano piezoeléctrica hacen que los insertos actúen entre los 60 y 210 kHz. Siempre que el pieza de mano se encuentre con potencia superior 5W.

A nivel técnico, el inserto del piezoeléctrico parece cualquier otra herramienta de ultrasonido: un eje, un inserto, un generador de frecuencia intermedia periódica actual



Esquematación de un dispositivo de un inserto ultrasonido. En presencia de una corriente de frecuencia intermedia, los chips de cerámica piezoeléctrica en el eje serán sometidos a variaciones dimensionales alternantes de contracción y expansión en las oscilaciones de frecuencia intermedia y transmitir estas vibraciones al inserto conectado al eje. Las oscilaciones del inserto inducen ondas de ultrasonido en el gas y líquidos.

En el interior del eje, el piezoeléctrico contiene piezas de cerámica que se apilan para generar vibraciones de frecuencia intermedia. Si los insertos están conectados en ella, puede incluso servir como un herramienta de eliminación de cálculo convencional. Sin embargo, el inserto ultrasonido difiere de estas herramientas convencionales por 4 Parámetros: frecuencias del generador, las de inserción de peso, dureza, y la forma.

Para obtener el efecto de corte se crearon los insertos modificados, cuyas vibraciones pueden entrar en resonancia con los cristales de cerámica piezoeléctrica del eje. Esta resonancia nos permite aumentar el rendimiento energético, haciendo que el inserto sea más eficiente. La dureza del inserto se incrementa por una capa superficial de titanio a veces cubierto de nitruro de diamante, lo que permite al inserto hacer frente a los materiales más duros sin que se rompa.

Las investigaciones iniciales sobre la aplicación del ultrasonido en Odontología se iniciaron cerca de 1953 por Catuna, con el objetivo de cortar estructura dentaria, más tarde el trabajo realizado por Zinner (1955), mostró

que el ultrasonido podría ser usado para retirar los depósitos de cálculo en los dientes. El Cavitron, aparato utilizado para la profilaxis periodontal, fue introducido en el mercado en 1957, por Dentsply, en los Estados Unidos, Richman (1957), publicó el primer trabajo sobre el ultrasonido como auxiliar en la instrumentación y limpieza del conducto radicular.

Todos los ultrasonidos en endodoncia se basan en: oscilación, cavitación, microcorriente acústica y generación de calor. Cuyas aplicaciones van desde la eliminación de restauraciones para acceder al sistema de conductos, eliminación de instrumentos fracturados y calcificaciones, la preparación biomecánica, irrigación y obturación del sistema de conductos, así como en la cirugía endodóntica.

Actualmente las últimas aplicaciones del ultrasonido se fincan en la cirugía piezoeléctrica es una técnica mínimamente invasiva reduce el daño a los tejidos blandos. No sólo es esta técnica efectiva clínicamente sino que existe evidencia histológica e histomorfométrica de cicatrización y formación ósea en modelos experimentales animales que mostraron que la respuesta tisular es más favorable con piezocirugía que con las técnicas convencionales de corte óseo como pueden ser los instrumentos rotatorios de diamante o carburo.

El número de indicaciones para la piezocirugía se está incrementando en cirugía oral y maxilofacial y en otras disciplinas como otorrinolaringología, neurocirugía, oftalmología, traumatología y ortopedia.

Hipótesis

La estructura microscópica de la mandíbula presentará un corte más nítido con el piezoeléctrico que con un instrumento rotatorio convencional en un modelo experimental.

Metodología

- a) Tipo de investigación: observacional.
- b) Población: 4 mandíbulas de porcino.
- c) Muestra: 24 bloques óseo de 1,0 cm x 1,0 cm
- d) Variables

Dependientes: fragmento óseo

Independientes: piezo eléctrico y fresas

e) Técnicas e instrumentos para la obtención de información: Fuentes primarias, secundarias

f) Diseño de la Investigación: Estudio experimental, transversal, descriptivo

g) Procedimiento

Materiales y métodos: muestras de hueso en bloque de tamaño estandarizado que fueron tomadas de mandíbulas de porcinos.

Muestras

La técnica usada fue la siguiente:

1. Se recolectaron las mandíbulas de cerdo en el Rastro de Tlalnepantla, Estado de México, el experimento se realizó en la clínica de Endoperiodontología de la Facultad de Estudios Superiores Iztacala.



Foto 1. Cuerpos mandibulares

2. Se levantó un colgajo de espesor total, de esta forma se obtuvo un acceso adecuado a la mandíbula. Las mandíbulas disecadas fueron mantenidas a una temperatura promedio de 36°C en un enfriamiento en agua hasta la realización de la preparación del sitio. (Tiempo de trabajo: 30 minutos).



Foto 2. Fase pre-operatoria a la osteotomía.

3. Las osteotomías realizadas en los cuerpos mandibulares fueron de una medida de $1,0\text{ cm} \times 1,0\text{ cm}$ de tamaño todas ellas fueron tomadas de la porción lateral del cuerpo de la mandíbula.



Foto 3. Medición de los bloques óseos.

4. Se realizaron 24 cortes distribuidos en tres grupos: el primer grupo para el corte con pieza de alta velocidad. El segundo grupo para corte con pieza de baja velocidad y un tercer grupo para corte con piezoeléctrico. Se registró con un cronómetro el tiempo de trabajo para cada osteotomía, desde que se inició al comienzo de cada osteotomía hasta la obtención del bloque de hueso para los tres grupos con cada sistema.



Figura 4. Osteotomías realizadas con los tres sistemas: alta, baja velocidad y piezoeléctrico

5. Se obtuvieron bloques óseos de 1,0 cm x 1,0 cm se realizaron con tres diferentes sistemas: para el grupo 1 se utilizó una pieza de alta velocidad (Casa comercial NSK ®; Panamax /Japón) con fresa Zecrya.
6. Para el grupo 2 la osteotomía fue hecha con pieza de baja velocidad (Casa comercial NSK ®; Panamax /Japón) con fresa de fisura de carburo 702, se utilizó irrigación externa con una solución salina fisiológica de 50 ml / min a temperatura ambiente.
7. Para el grupo 3 el bloque óseo se obtuvo con piezoeléctrico y el inserto de P3 (Casa comercial BTI). Se eligió el ajuste de la unidad piezoeléctrica a modo de: impulsado, una frecuencia máxima de vibración de 36 kHz, con refrigeración externa: solución salina fisiológica a la temperatura ambiente, velocidad de flujo de 50 ml / min siguiendo el protocolo estándar del fabricante. Todas las osteotomías fueron realizadas por el mismo operador utilizando los dispositivos mencionados: alta, baja velocidad y piezoeléctrico.
8. Una vez realizadas las osteotomías los bloques óseos se removieron con un cincel de hueso, se realizó un punto guía en la superficie opuesta a analizar.

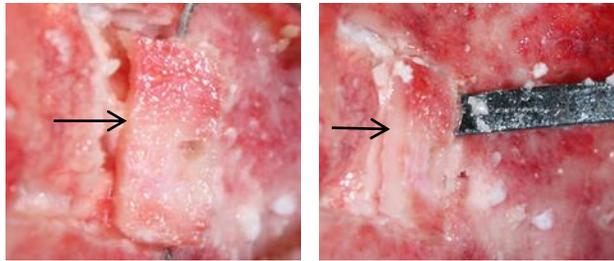


Figura 5. Obtención del bloque óseo

9. Todas las muestras fueron numeradas, codificadas, marcadas y registradas en una bitácora donde se registraron los 3 grupos y sus tiempos de trabajo.

	ALTA	BAJA	PIEZOELECTRICO
Tiempo de trabajo	P1D 1:33	B1D 2:17	PZ1D 3:31
	P1I 1:23	B1I 2:27	PZ1I 3:33
	P2D 1:10	B2D 2:11	PZ2D 3:30
	P2I 1:34	B2I 2:34	PZ2I 3:42
	P3D 1:26	B3D 2:18	PZ3D 3:42
	P3I 1:38	B3I 2:27	PZ3I 3:29
	P4D 1:29	B4D 2:36	PZ4D 3:35
	P4I 1:39	B4I 2:29	PZ4I 3:29

10. Una vez retiradas las muestras se colocaron en canastillas de inclusión, rotuladas y fijadas en formalina para después numerarlas, todas las muestras quedaron registradas en una bitácora para identificarlas, transportarlas y procesarlas en el laboratorio.
11. El proceso de laboratorio fue el siguiente: las muestras se descalcificaron con ácido fórmico (ml / V) y se lavaron con 0,1 ml con solución salina (pH 7,4). (Tiempo de trabajo: 14 días)



Foto 6. Muestras del bloque óseo en las canastillas de inclusión

12. Se deshidrataron las muestras ascendiendo con etanol acuoso (50 - 70-80-90-96-100 %) y xileno. (Tiempo de trabajo: 4 días).
13. Después, las muestras de hueso fueron embebidas en parafina y se enfriaron a temperatura ambiente.
14. Se identificaron las superficies en sentido longitudinal, y transversal, se separaron usando un micrótomomo de deslizamiento (5 – mm cortes delgados). Dos secciones delgadas de cada muestra fueron cortadas y teñidas con hematoxilina y eosina (HE), que permitirán la evaluación de la superficie de corte de la estructura ósea.



Foto 7. Micrótomomo

15. El análisis se basó en las características morfológicas de la superficie de corte con los tres sistemas: alta, baja velocidad y piezoeléctrico.
16. De los 48 bloques óseos se obtuvieron 45 laminillas, en las cuales se realizaron cortes longitudinales y transversales del fragmento, de las muestras obtenidas se eliminaron las laminillas que presentaban artificios

en la preparación, y se registraron las más significativas para el propósito del estudio. que fueron analizados en el microscopio estereoscópico, se tomaron fotografías con los diferentes aumentos 10x, 20x, y 40x.

Observaciones:

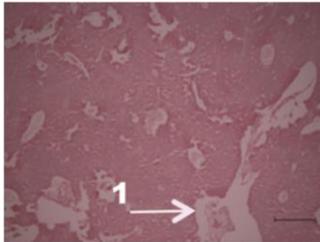


Figura 1. Vista 10x

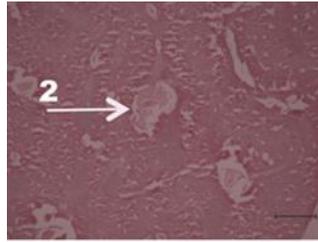


Figura 2. Vista 20x

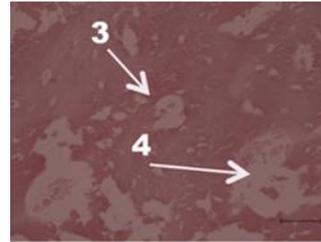


Figura 3. Vista 40x

A1 A 18

Las figuras 1, 2 y 3 corresponden a los cortes de pieza de alta velocidad se observa a tres aumentos: El grupo de bloques óseos preparados con alta velocidad mostraron trabéculas óseas delgadas y dispersas, (1) presentando una cantidad significativa de osteoblastos, (2) periféricamente a ellas, además de gran número de osteoblastos inmersos en el tejido conectivo adyacente. (3 y 4)

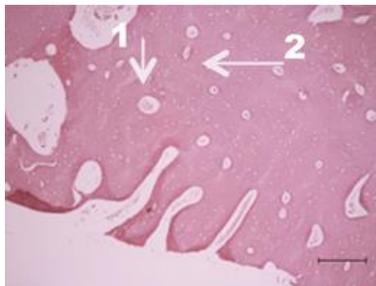


Figura 4. Vista 10x

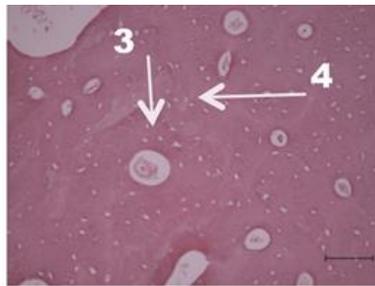


Figura 5. Vista 20x

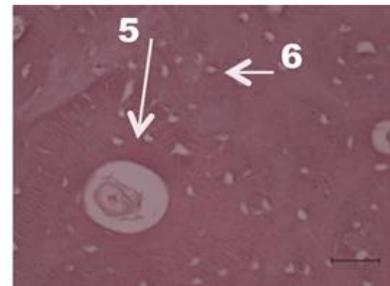


Figura 6. Vista 40x

B1 B

Las figuras 4, 5 y 6 corresponden a los cortes de baja velocidad vistas 10x, 20x y 40x. Se observan (1) trabéculas óseas. (2) Zona de hueso maduro, (3) Trabéculas óseas de menor calibre, (4) Zona de hueso maduro, (5) Vaso sanguíneo y (6) Zona de hueso medular.

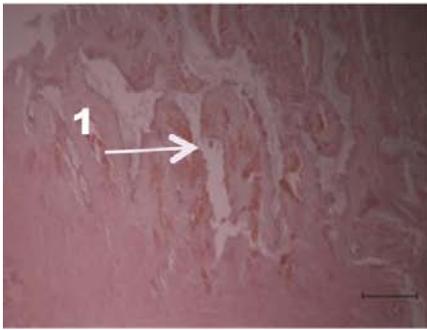


Figura 7. Vista 10x

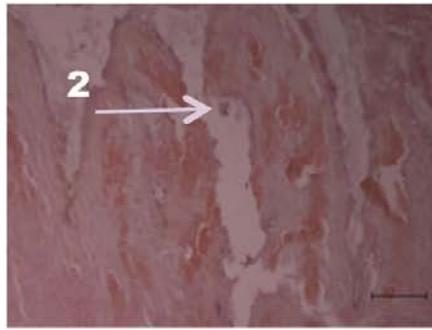


Figura 8. Vista 20x

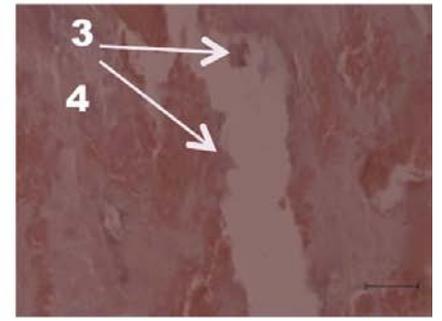


Figura 9. Vista 40x

P1 AL.

Las figuras 7, 8 y 9 corresponden a los cortes del piezoelectrico. Vistas 10x, 20x y 40x. (1) Tejido conectivo adyacente alrededor de zona trabecular. (2) Osteoblasto inmerso en la trabécula ósea, y vasos sanguíneos. (3) Osteoblasto. (4) Zona de tejido conectivo y vasos sanguíneos

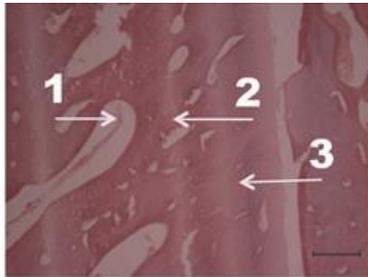


Figura 10. Vista 10x

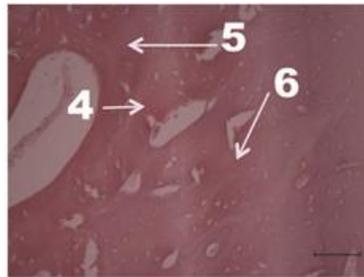


Figura 11. Vista 20x

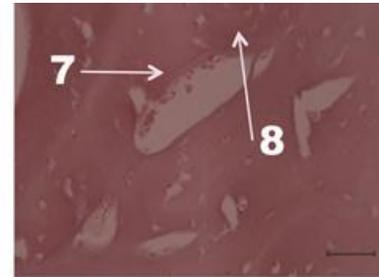


Figura 12. Vista 40x

A2 B2.

Las figuras 10, 11 y 12 corresponden a los cortes de pieza de alta velocidad se observa a tres aumentos (1) Vaso sanguíneo, (2) Trabeculado óseo, (3) Zona de hueso inmaduro, (4) Trabeculado óseo, (5) Zona de hueso maduro, (6) Zona de hueso inmaduro, (7) Tejido conectivo periférico a vaso sanguíneo y osteoblastos, (8) Zona concéntrica.

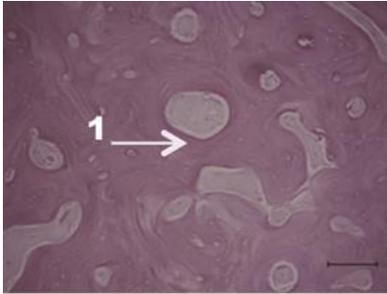


Figura 13. Vista 10x

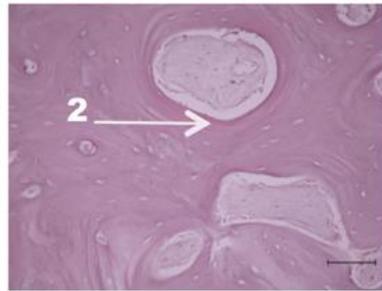


Figura 14. Vista 20x

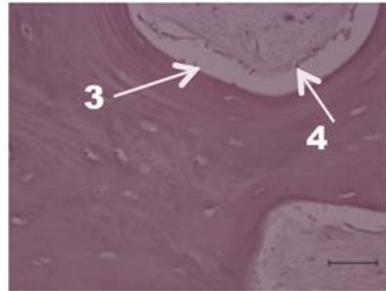


Figura 15. Vista 40x

B2B

Las figuras 13, 14 y 15 corresponden a los cortes de baja velocidad vistas 10x, 20x y 40x. Se observan (1) Zona concéntrica, hueso maduro e inmaduro. (2) Zona trabecular de tejido conectivo en la periferia se observa hueso maduro. (3) Zona de tejido conectivo con presencia de osteoblastos (4) Vaso sanguíneo.

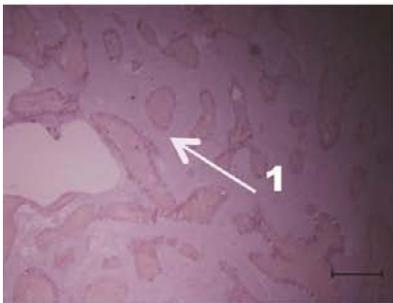


Figura 16. Vista 10x

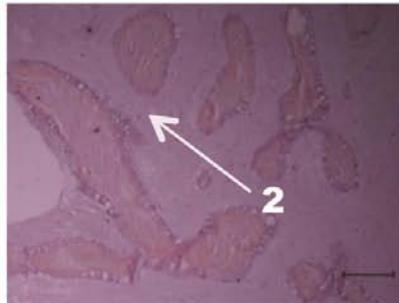


Figura 17. Vista 20x

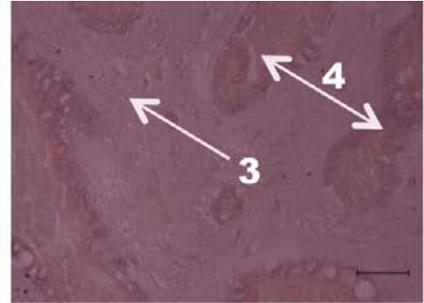


Figura 18. Vista 40x

P2

Las figuras 16, 17 y 18 corresponden a los cortes del piezoelectrico. Vistas 10x, 20x y 40x. (1). Zona trabecular de hueso medular con vasos sanguíneos bien delimitados. (2) Hueso medular. (3) Tejido conectivo delimitando las trabéculas, (4) Vasos sanguíneos.

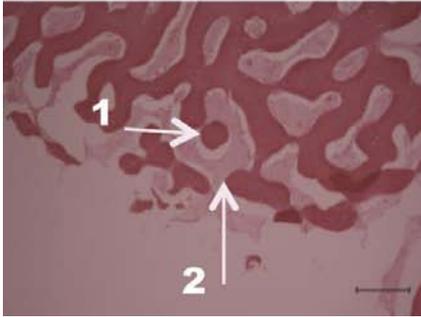


Figura 19. Vista 10x

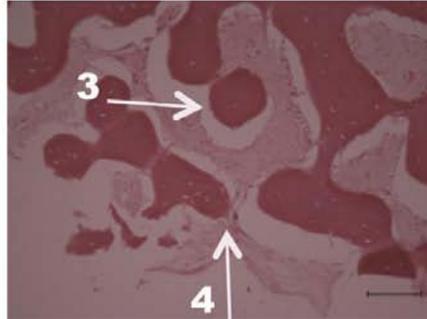


Figura 20. Vista 20x

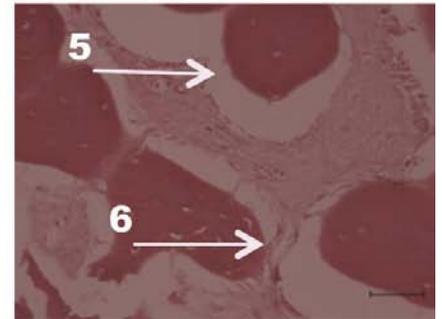


Figura 21. Vista 40x

A3B18

Las figuras 19, 20 y 21 corresponden a los cortes de pieza de alta velocidad se observa a tres aumentos (1) Zona trabecular (2) Tejido conectivo periférico a zona trabecular (3) Tejido conectivo inmerso con odontoblastos (4) Vasos sanguíneos. (5) Odontoblastos periféricos a zona de trabécula de hueso maduro (6) Vaso sanguíneo, odontoblastos

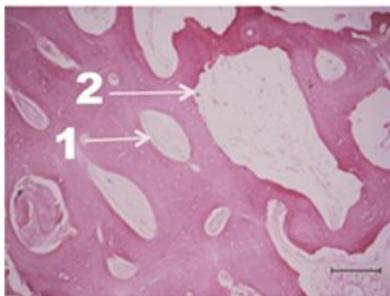


Figura 22. Vista 10x

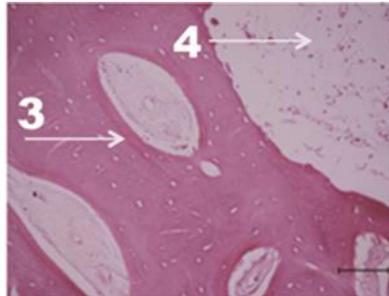


Figura 23. Vista 20x

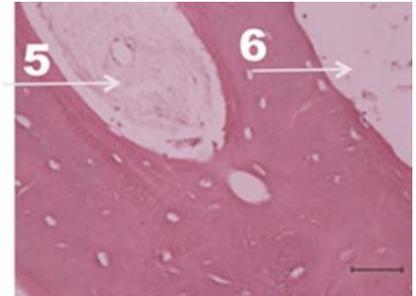


Figura 24. Vista 40x

B3B

Las figuras 22, 23 y 24 corresponden a los cortes de baja velocidad vistas 10x, 20x y 40x. Se observan (1). Vaso sanguíneo en zona central de la trabécula. (2). Odontoblasto. (3). Zona concéntrica de hueso maduro. (4). Vaso sanguíneo (5). Vaso sanguíneo. (6). Odontoblastos.

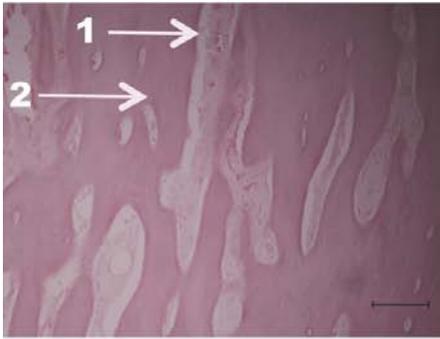


Figura 25. Vista 10x

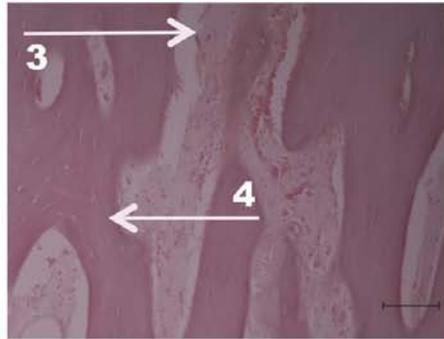


Figura 26. Vista 20x

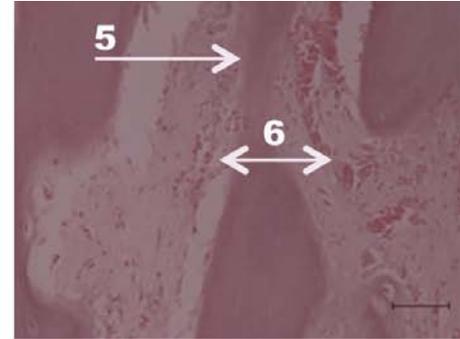


Figura 27. Vistas 40x

P3AL10.

Las figuras 25, 26 y 27 corresponden a los cortes del piezoeléctrico. Vistas 10x, 20x y 40x. (1) Tejido conectivo adyacente al vaso sanguíneo. (2) Zona de hueso medular maduro. (3) Odontoblastos periféricos a vaso sanguíneo. (4) Zona concéntrica de hueso maduro, y trabéculas óseas. (5) Zona de hueso maduro. (6) Odontoblastos inmersos en vaso sanguíneo.

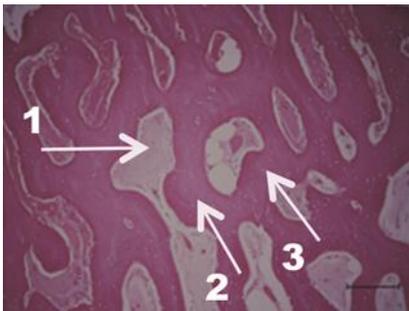


Figura 28. Vista 10x

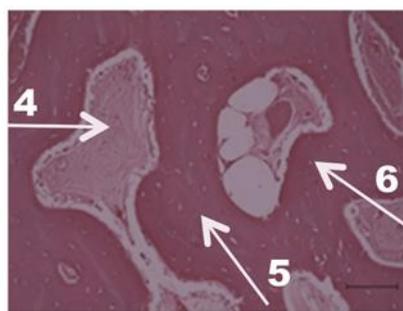


Figura 29. Vista 20x

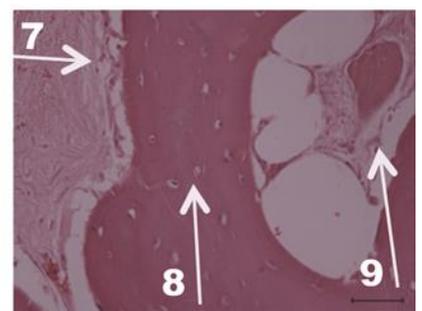


Figura 30. Vista 40x

A4

Las figuras 28, 29 y 30 corresponden a los cortes de pieza de alta velocidad se observa a tres aumentos (1). Zona de vaso sanguíneo periférico a trabécula, (2) Zona de hueso inmaduro, (3) Zona de hueso maduro. (4). Vaso sanguíneo, (5). Zona concéntrica de hueso maduro, (6). Zona trabecular. (7). Vaso sanguíneo y odontoblastos, (8). Zona de hueso maduro con trabeculado óseo, (9). Vaso sanguíneo.

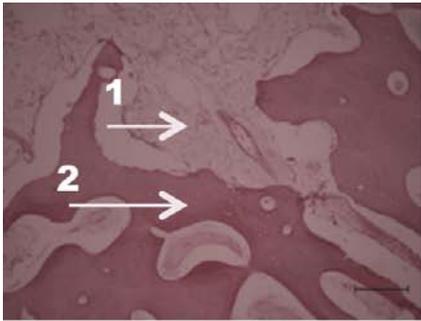


Figura 31. Vista 10x

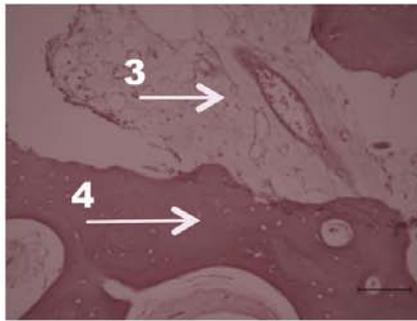


Figura 32. Vistas 20x

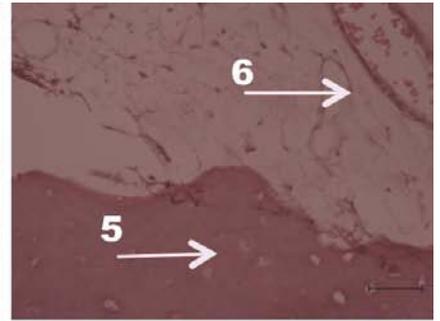


Figura 33. Vistas 40x

Las figuras 31, 32 y 33 las superficies de corte producidas con baja velocidad a los aumentos 10x, 20x y 40x se observan (1) trabéculas óseas con osteoblastos adyacentes, y (2) tejido conjuntivo periférico. (3) grupos de osteoblastos depositados en el (4) tejido óseo inmaduro (5) Zona trabecular y (6) Vaso sanguíneo.

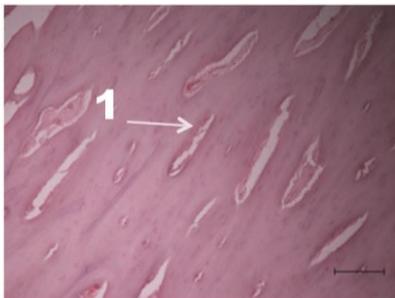


Figura 34. Vista 10x

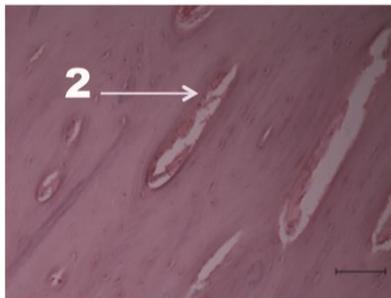


Figura 35. Vista 20x

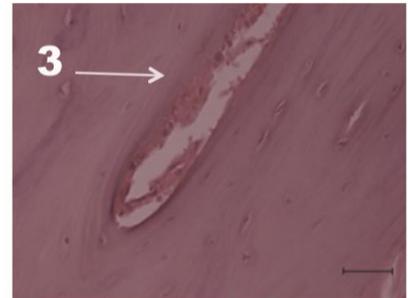


Figura 36. Vista 40x

P4P

En las figuras 34, 35 y 36 se observa el análisis morfológico en las superficies de corte del piezoelectrico mostró que una gran cantidad de (1) tejido óseo estaba siendo depositado, pero sin llenar completamente los espacios correspondientes a las trabéculas. (2) Se preservan las estructuras anatómicas, principalmente vasos sanguíneos así como una cantidad de osteoblastos en la periferia del tejido conectivo. (3) Presencia de zona concéntrica de hueso maduro así como vasos sanguíneos y odontoblastos.

Discusión

Los resultados obtenidos en nuestra investigación de la osteotomía del hueso alveolar utilizando sistemas rotatorios de alta, baja velocidad y piezoeléctrico se observan superficies más nítidas en los cortes realizados con pieza de baja velocidad y piezoeléctrico a diferencia de los cortes de alta velocidad donde se observan menos estructuras preservadas. El piezoeléctrico proporciona a los insertos una vibración específica que permite que el corte se mantenga nítido y libre de cortes irregulares en el hueso más uniforme, evitando el calentamiento de la superficie además de contar con un sistema de irrigación interna con solución fisiológica.

Conclusiones

En cuanto al modelo experimental, consideramos el uso de cerdos una buena opción, ya que las condiciones vasculares son las que están más cerca de las humanas, incluyendo los factores metabólicos y hormonales, lo cual permite una mejor evaluación en el estudio de la reparación ósea así como encontrar un modelo biológico experimental más cercano al hombre.

Al realizar cortes de los bloques óseos la fuerza, la presión tisular excesiva ejercida por el aire y sistema de irrigación de la pieza de alta velocidad, la superficie de corte del bloque óseo, muestra menos preservación de las estructuras, se logra el corte en un tiempo breve, se cronometraron en promedio 1 minuto 30 segundos.

En cuanto al tiempo, por rapidez podríamos elegir una osteotomía con pieza de alta pero hay que considerar las dimensiones del bloque óseo así como las estructuras anatómicas ya que en este caso el tiempo no es prioritario si comprometemos la integridad de los tejidos.

En los grupos de baja velocidad con irrigación externa el procedimiento llevó más tiempo en promedio de 2 minutos y con el sistema piezoeléctrico con irrigación interna se cronometró un tiempo de 3 minutos 30 segundos y mostraron los mejores resultados de la superficie de corte en la vista histológica.

Los resultados más satisfactorios, fueron los del grupo de piezoeléctrico ya que preserva estructuras anatómicas, principalmente vasos sanguíneos, por

lo tanto podemos concluir que la osteotomía realizada con piezoeléctrico nos brinda preservación de los tejidos duros y blandos, es menos invasivo, y nos proporciona superficies de corte con menos irregulares, en cuanto al tiempo de trabajo puede ser más prolongado en comparación al uso de pieza de alta o baja velocidad.

El objetivo fundamental de los procedimientos clínicos de tratamientos Endoperiodontales y la fase preparatoria de cirugía pre-implantaria es lograr mejores tiempos quirúrgicos, el manejo y conocimiento de la nueva tecnología en este caso el piezoeléctrico requiere de un adiestramiento previo que ayudara a tener mejores resultados en la reparación y cicatrización.

Bibliografía.

1. Abedi, H.R, Mierlo, V. Wilder-Smith, BL. & Torabinejad, M. (1995). Effects of ultrasonic root-end cavity preparation on the root apex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endod.* (80), 207-13.
2. Busslinger, A. Lampe, K. Beuchat, M. Lehmann, B. (2001). A comparative in vitro study of a magnetostrictive and a piezoelectric ultrasonic scaling instrument. *J Clin Periodontol*; (28), 642–649.
3. Cardoni, A. MacBeath, A. Lucas, M. (2006). Methods for reducing cutting temperature in ultrasonic cutting of bone. *Ultrasonics.* (44) e37–e42.
4. Carr G. Preparación ultrasónica del extremo radicular. *Dent Clin North Am.* 1997, 3: 611-24
5. Claire, S. Lea, S.C, Walmsley, D. (2006) Charecterisation of bone following ultrasonic cutting . *Clin Oral Invest.* (17), 905-912.
6. Del Fabbro, M. Tsesis Igor, Rosano, G. Bortolin, M. Taschieri, S. (2010). Scanning Electron Microscopic Analysis of the Integrity of the Root-End Surface after Root-end Management using a Piezoelectric Device: a cadaveric study. *JOE.* 36(10).
7. Eggers, G. Klein, J. Blank, J. Hassfeld, S. (2004). Piezosurgery: an ultrasonid device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* (42), 451-453.
8. Escoda, F. Rodriguez, J. Rodriguez, A. Berini-Aytés, L. Escoda, G. (2010). Application of ultrasound in bone surgery: Two case reports. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 1(15), 902-905.
9. Heinemanna, F. Hasanc, I. Kunert-Keila, C. Götzd, W. Gedrangea, T. Spassova, A. Schweppea, J. Gredesa, T. (2012) Experimental and histological investigations of the bone using two different Oscillating Osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotom. *Annals of Anatomy.* (194), 165– 170.

10. Hollstein, S. Hoffmann, E. Vogel, J. Heyroth, F. Prochnow, N. Maurer, P. (2012). Micromorphometrical analyses of five different ultrasonic osteotomy devices at the rabbit skull. *Clin. Oral Impl. Res.* (23), 713–718.
11. Iacoangeli, M. Neri, P. Balerci, P. Nocchi, N. Alvaro, L. Scerrati, M. (2013). Piezosurgery for osteotomies in orbital surgery in orbital: our experience and review of the literature. *International Journal of Surgery Case Reports.* (4), 188-191
12. Kfour, FA. Duailibi, MT. Bretos, JLG. Carvalho, AB. Pallos, D. Duailibi, SE. (2013). Piezoelectric Osteotomy for the Placement of Titanium Implants in Rabbits: histomorphometry study. *Clin. Oral Impl. Res.* (00), 1–7.
13. Khambay, BS. Walmsley, AD. (2000). Investigations in to the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 2: cutting ability. *Journal of Dentistry.* (28), 39–44.
14. Khambay, BS. Walmsley, AD. (2000). Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 1: forces applied by clinicians. *Journal of Dentistry.* (28), 31–37.
15. Kim, S. Kratchman, S. (2006). Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice. *Journal of Endodontics.* (32), (7). 601-623.
16. Kim, BD. Lim, YJ. Kim, MJ. Kwon, HB. Kim, SH. (2011). Self-cutting blades and their influence on primary stability of tapered dental implants in a simulated low-density bone model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* (112), 573-580.
17. Labanca, M. Azzola, F. Vinci, R. Rodella, L.F. (2008) Piezoelectric surgery: Twenty Years of use. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* (46), 265-269.
18. Leclercq, P. Zenati, C. Dohan, D. (2008). Ultrasonic Bone Cut Part 1: State-of-the-Art Technologies and Common Applications. *J Oral Maxillofac Surg.* (66)177-182.
19. Ley Orgánica de la Administración Pública Federal, artículo 39 (29 de diciembre de 1976) y sus reformas y adiciones (29 de diciembre de 1982). Ley General de Salud (7 de febrero de 1984), sus reformas y adiciones (14 de junio de 1991).
20. Li, S. Wahab, AA. Demirci, E. Silberschmidt, VV. (2014). Penetration of cutting in to cortical bone: Experimental and numerical investigation of Anisotropic mechanical behaviour. *Journal of Biomechanics.*
21. Maurer P, Kriwalsky MS, Veras RB, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. (2008). Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clin. Oral Impl. Res.* (19), 570–575.

22. Manbachi, A. Cobbold, R. (2011). Development and application of piezoelectric materials for ultrasound generation and detection. *Ultrasound*. (19), 187-196.
23. Parmar, D.M, Walmsley, M.D. Lea, S.C. (2011) Cutting characteristics of ultrasonic surgical instruments. *Clinical Oral Implants Research*, (22), 1385-1390.
24. Pavliková, G. Foltán, R. Horká, M. Hanzelka, T. Borunská, H. Sedý, J.(2011).Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *In. J. Oral Maxillofac. Surg.* (40), 451-457.
25. Pellegrini, G. Seol, Y.J. Gruber, R. Giannobile, W.V. (2009). Pre-clinical Models for Oral and Periodontal Reconstructive Therapies. *J Dent Res*, 88(12):1065-1076.
26. Rashad, A. Kaiser, A. Prochnow, N. Schmitz, I. Hoffman, E. Maurer, P. (2011). Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* (22), 1361-1365.
27. Rashad, A. Kaiser, A. Prochnow, N. Schmitz, I. Hoffmann, E. Maurer, P. (2011). Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* (22), 1361–1365.
28. Rashad, A. Eshkevari, PS. Weuster, M. Schmitz, I. Prochnow, N.,Maurer, P. (2013). Material attrition and bone micromorphology after conventional and ultrasonic implant site preparation. *Clin. Oral Impl. Res.* (24) (Suppl. A100), 110–114.
29. Rickerts, D. Vissin, A. Huddleston, S, Meijer, J.J.R, Raghoobar, G.M, (2013). Comparison between conventional and piezoelectric surgical tools for maxillary sinus floor elevation. A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(2), 297-302.
30. Stacchi, C. Vercellotti, T. Torelli, L. Furlan, F. Lenarda, RD. (2013) Changes in implant stability using different site preparation techniques: Twist drills versus piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, (15) (2), 188-197.
31. Stadlinger, B. Pourmand, P. Locher, MC. Schulz, MC. (2012) .Systematic review of animal models for the study of implant integration, assessing the influence of material, surface and design. *J Clin Periodontol.* (39) (12), 28–36.

32. Stamos D, Sadeghi E, Haasch G, Gerstein H. (1987). An in Vitro comparison study to quantitate the debridement ability of hand, sonic, and ultrasonic instrumentation. *J Endod.* 13(9), 434-440.
33. Solís M. C, Santos A, Nart J, Levi P, Velasquez A, Sanz Moliner J.(2012). Evaluation of root surface microtopography following the use of four instrumentation systems by confocal microscopy and scanning electron microscopy: an in vitro study. *J Periodont Res.* (47), 608–615.
34. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. (2014). The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation – an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin. Oral Impl. Res.* (25), e140–e148.
35. Stübinger, S. Kuttenger, J. Filippi, A. Sader, R. Zeilhofer, HF. (2005) Intraoral Piezosurgery: Preliminary Results of a New Technique. *J Oral Maxillofac Surg* (63), 1283-1287.
36. Vanderlei, AD. Borges, S. Cavalcanti, AL. Rode, MNS. (2008). Ultrasonic versus high speed cavity and preparation: Analysis of increases in pulpal temperature and time to complete preparation. *J Prosthet Dent*, (100), 107-109.