



Universidad Católica de Santa María

Facultad de Odontología Escuela Profesional de Odontología

Análisis comparativo in vitro de la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías realizadas en bloques de mandíbula porcina ex vivo, Arequipa 2026.

Tesis presentada por:

Pozo Salas, Adrian Fernando

ORCID: 0009-0005-1611-3637

Para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Asesor:

Dr. Gómez Muñoz, José Antonio

ORCID: 0000-0003-0755-1676

Arequipa - Perú

2026

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

ODONTOLOGIA

TITULACIÓN CON TESIS

DICTAMEN APROBACIÓN DE BORRADOR

Arequipa, 21 de Julio del 2026

Dictamen: 018390-C-EPO-2026

Visto el borrador del expediente 018390, presentado por:

2021700501 - POZO SALAS ADRIAN FERNANDO

Titulado:

ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA VARIACIÓN TÉRMICA ÓSEA GENERADA POR UN SISTEMA ROTATORIO DE BAJA VELOCIDAD Y UN SISTEMA PIEZOELÉCTRICO ULTRASÓNICO EN FUNCIÓN DEL NÚMERO DE OSTEOTOMÍAS REALIZADAS EN BLOQUES DE MANDÍBULA PORCINA EX VIVO, AREQUIPA 2026.

Nuestro dictamen es:

APROBADO

Titulo Profesional/Titulo de Segunda Especialidad/Grado Académico a optar:

CIRUJANO DENTISTA

**29567523 - ROJAS VALENZUELA CHRISTIAN VICENTE
DICTAMINADOR**



**29594866 - ANAYA MUÑOZ LUIS ALFREDO
DICTAMINADOR**



**70242968 - ALPACA ZEVALLOS ERICK ANDRES
DICTAMINADOR**



ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA VARIACIÓN TÉRMICA ÓSEA GENERADA POR UN SISTEMA ROTATORIO DE BAJA VELOCIDAD Y UN SISTEMA PIEZOELÉCTRICO ULTRASÓNICO EN FUNCIÓN DEL NÚMERO DE OSTEOTOMÍAS REALIZADAS E

INFORME DE ORIGINALIDAD

11 %

INDICE DE SIMILITUD

10 %

FUENTES DE INTERNET

1 %

PUBLICACIONES

4 %

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to Universidad Católica de Santa María Trabajo del estudiante	3 %
2	repositorio.ucsm.edu.pe Fuente de Internet	2 %
3	www.revistacirugiaoralymaxilofacial.es Fuente de Internet	1 %
4	tesis.ucsm.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
5	hdl.handle.net Fuente de Internet	<1 %
6	actaodontologicalat.com Fuente de Internet	<1 %
7	www.researchgate.net Fuente de Internet	<1 %
8	1library.co Fuente de Internet	<1 %
9	Submitted to Universidad Privada San Juan Bautista Trabajo del estudiante	<1 %
10	Submitted to Universidad Científica del Sur Trabajo del estudiante	<1 %
11	digibug.ugr.es Fuente de Internet	<1 %
12	www.coursehero.com Fuente de Internet	<1 %
13	rest-dspace.ucuenca.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
14	revistaold.nutricion.org Fuente de Internet	<1 %

DEDICATORIA

Dedico esta tesis, en primer lugar, a Dios, por haberme dado la fuerza, la guía y la motivación necesarias para continuar incluso en los momentos en los que sentí que ya no podía más. Su presencia fue un impulso importante para seguir adelante y culminar este proyecto.

A mis queridos padres, por su amor, apoyo y esfuerzo constante a lo largo de mi vida. Gracias por acompañarme en cada etapa, por confiar en mí y por ser una parte fundamental de este logro.

A mis abuelos, por su cariño, sus enseñanzas y por el apoyo que siempre me brindaron. Su presencia en mi vida ha sido una fuente de inspiración y fortaleza.

A mi hermana, con mucho cariño, para que este logro le sirva como motivación y recuerde que, con esfuerzo, perseverancia y fe, también puede alcanzar grandes cosas.

Finalmente, me dedico esta tesis a mí mismo, por no haberme rendido, por haber seguido adelante a pesar de las dificultades y por demostrarme que soy capaz de culminar aquello que un día parecía tan difícil. Este logro también es fruto de mi esfuerzo, constancia y dedicación.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco, en primer lugar, a mis padres, Dalmiro Pozo Peceros y Elba Salas Linares, por haberme brindado la oportunidad de estudiar y formarme profesionalmente. Gracias a su esfuerzo, apoyo y sacrificio, pude cursar esta hermosa carrera y recibir una formación que, sin su ayuda, quizá no habría sido posible. Estaré eternamente agradecido con ustedes por todo lo que han hecho por mí. Los amo profundamente.

A mis docentes, por todos los conocimientos compartidos durante mi formación universitaria. Cada enseñanza, consejo y experiencia brindada contribuyó de manera significativa a mi crecimiento académico, clínico y personal.

De manera especial, agradezco al Dr. José Gómez Muñoz, asesor de la presente tesis y docente durante mi etapa clínica, por su orientación, paciencia y apoyo constante durante la elaboración de este trabajo. Más que un docente, fue una persona cercana y un gran guía a lo largo de este proceso. Valoro profundamente su amabilidad, sus consejos y el tiempo dedicado a este proyecto, pues su acompañamiento fue fundamental para poder culminarlo.

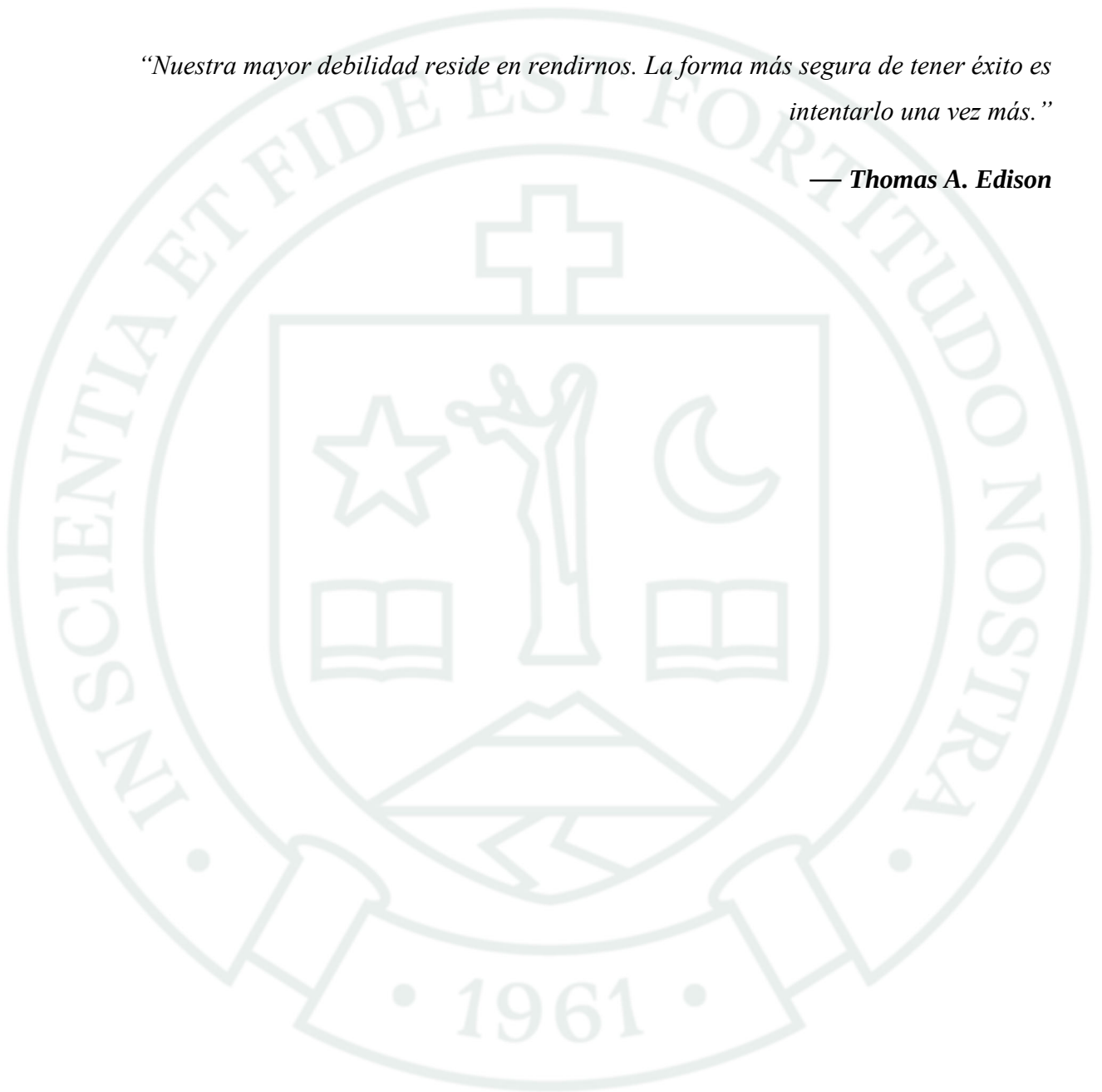
Asimismo, expreso mi agradecimiento al Dr. Erick Alpaca Zevallos, quien fue una importante fuente de inspiración para el desarrollo de esta tesis. Sus enseñanzas, conocimientos y experiencia despertaron en mí el interés por seguir aprendiendo y representaron una motivación fundamental para llevar a cabo este trabajo de investigación.

Finalmente, agradezco a cada paciente que depositó su confianza en mí durante mi formación clínica. Cada uno de ustedes fue parte importante de mi aprendizaje y contribuyó a que hoy haya podido llegar hasta este punto.

EPÍGRAFE

“Nuestra mayor debilidad reside en rendirnos. La forma más segura de tener éxito es intentarlo una vez más.”

— **Thomas A. Edison**



RESUMEN

Objetivo: Determinar la diferencia en la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías realizadas, mediante un estudio in vitro en bloques de mandíbula porcina ex vivo.

Material y métodos: Se realizó un estudio experimental, comparativo, de enfoque cuantitativo. La muestra estuvo conformada por 32 bloques de mandíbula porcina ex vivo, en los cuales se realizaron osteotomías utilizando un sistema rotatorio de baja velocidad con fresa quirúrgica tipo 701 y un sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto US2. La temperatura inicial y los valores térmicos registrados durante cada osteotomía fueron medidos mediante termopares tipo K conectados a un termómetro digital, calculándose la variación térmica con relación a la temperatura inicial. Los datos fueron organizados en Microsoft Excel y analizados mediante SPSS versión 30, utilizando estadística descriptiva e inferencial. Para la comparación entre ambos sistemas se empleó la prueba U de Mann-Whitney; para evaluar la influencia del número de osteotomías dentro de cada sistema se utilizó la prueba de Friedman, considerando un nivel de significancia de $p < 0.05$.

Resultados: Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas de osteotomía ($p < 0.001$), registrándose una mayor variación térmica en el sistema piezoeléctrico ultrasónico. Asimismo, el número de osteotomías influyó significativamente sobre el comportamiento térmico del inserto piezoeléctrico ($p < 0.001$), mientras que el sistema rotatorio de baja velocidad no presentó diferencias estadísticamente significativas entre la primera, segunda y tercera osteotomía ($p = 0.449$).

Conclusión: El sistema piezoeléctrico ultrasónico generó una variación térmica ósea significativamente mayor que el sistema rotatorio de baja velocidad bajo las condiciones experimentales evaluadas. Además, el uso acumulado del inserto piezoeléctrico influyó significativamente sobre su comportamiento térmico, mientras que el sistema rotatorio mantuvo una respuesta térmica estable durante el intervalo de uso analizado.

Palabras clave: variación térmica ósea, osteotomía, cirugía piezoeléctrica.

ABSTRACT

Objective: To determine the difference in bone thermal variation generated by a low-speed rotary system and an ultrasonic piezoelectric system according to the number of osteotomies performed, through an in vitro study using ex vivo porcine mandibular blocks.

Materials and Methods: A comparative experimental study with a quantitative approach was conducted. The sample consisted of 32 ex vivo porcine mandibular blocks in which osteotomies were performed using a low-speed rotary system with a 701 surgical bur and an ultrasonic piezoelectric system with a US2 insert. The initial temperature and thermal values recorded during each osteotomy were measured using K-type thermocouples connected to a digital thermometer, and bone thermal variation was calculated in relation to the initial temperature. Data were organized in Microsoft Excel and analyzed using SPSS version 30 through descriptive and inferential statistics. The Mann–Whitney U test was used to compare both osteotomy systems, whereas the Friedman test was used to evaluate the influence of the number of osteotomies within each system. Statistical significance was established at $p < 0.05$.

Results: Statistically significant differences were found between both osteotomy systems ($p < 0.001$), with the ultrasonic piezoelectric system showing greater bone thermal variation than the low-speed rotary system. In addition, the number of osteotomies significantly influenced the thermal behavior of the piezoelectric insert ($p < 0.001$), whereas no statistically significant differences were observed among the first three osteotomies performed with the low-speed rotary system ($p = 0.449$).

Conclusion: Under the experimental conditions of this study, the ultrasonic piezoelectric system generated significantly greater bone thermal variation than the low-speed rotary system. Furthermore, repeated use of the piezoelectric insert significantly influenced its thermal behavior, whereas the rotary system maintained a stable thermal response within the evaluated range of use.

Keywords: bone thermal variation, osteotomy, piezoelectric surgery.

ÍNDICE

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTOS

EPÍGRAFE

RESUMEN

ABSTRACT

INTRODUCCIÓN:1

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO TEÓRICO.....2

1. Determinación del Problema:3

2. Objetivo:8

3. Marco Conceptual y Antecedentes Investigativos:8

3.1. Sistema rotatorio de baja velocidad8

3.1.1. Mecanismo de funcionamiento y generación de calor9

3.1.2. Diseño y comportamiento de la fresa quirúrgica10

3.1.3. Desgaste y desempeño térmico de la fresa12

3.2. Sistema piezoeléctrico ultrasónico14

3.2.1. Principio piezoeléctrico y mecanismo de corte15

3.2.2. Comportamiento térmico, ventajas y limitaciones16

3.2.3. Diseño y desgaste de los insertos piezoeléctricos17

3.3. Factores que influyen en la variación térmica durante la osteotomía19

3.3.1. Factores instrumentales y características del tejido19

3.3.2. Factores operatorios y control térmico20

3.4. Tejido óseo21

3.4.1. Estructura y propiedades térmicas del tejido óseo21

3.4.2. Respuesta biológica al calor y osteonecrosis térmica22

3.5. Uso repetido del instrumental quirúrgico y relevancia clínica24

3.5.1. Efecto del uso acumulado sobre la eficiencia de corte24

3.5.2. Relevancia clínica de la reutilización del instrumental25

4. Antecedentes investigativos26

5. Hipótesis:32

CAPÍTULO II: PLANTEAMIENTO OPERACIONAL33

1. Técnicas, instrumentos y materiales de verificación34

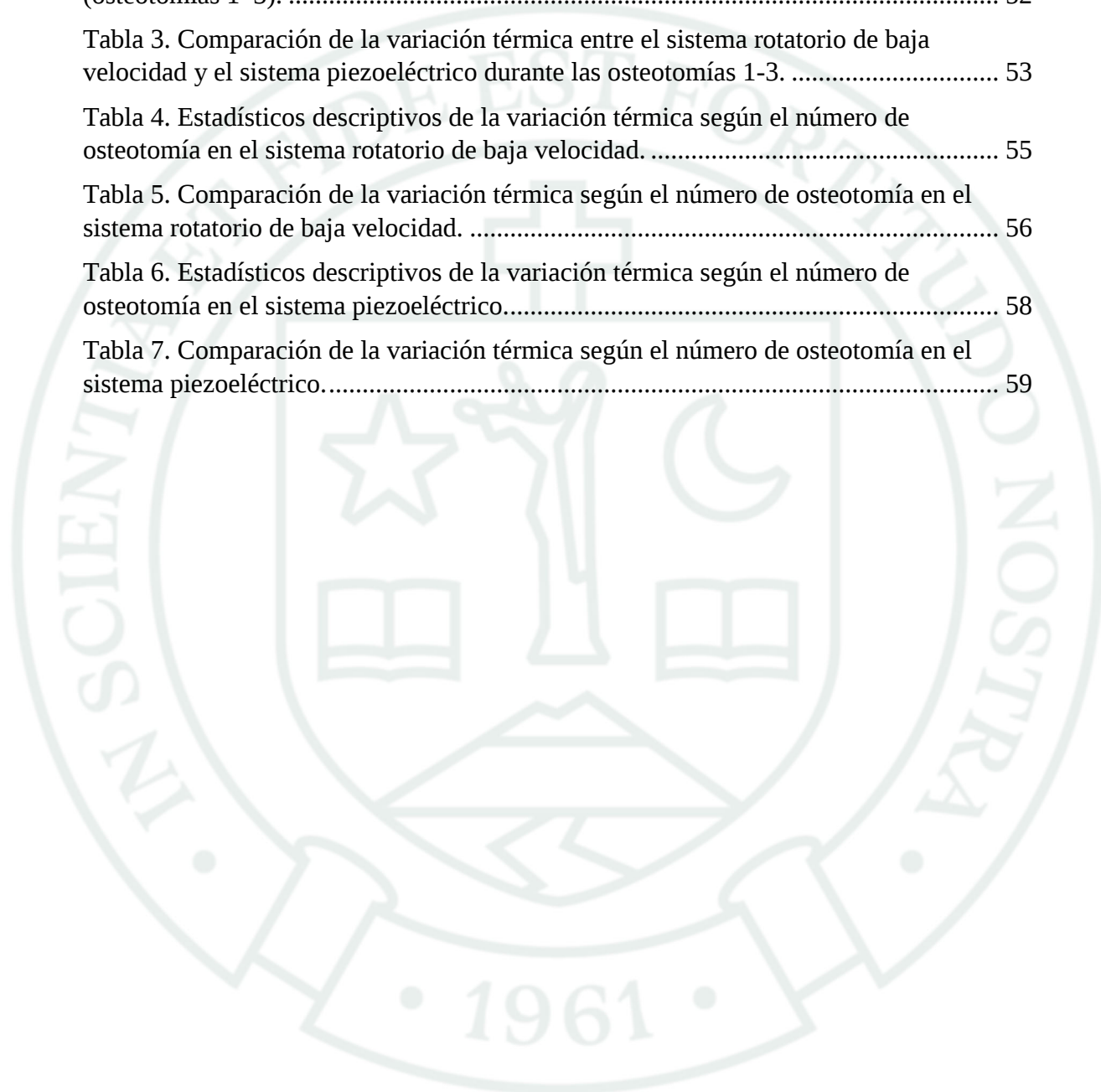
1.1. Técnica34

1.2. Instrumento40

2. Campo de verificación	43
2.1. Ubicación espacial.....	43
2.2. Ubicación temporal	43
2.3. Unidades de estudio	43
2.4. Unidades de análisis	43
3. Estrategias de recolección de datos.....	44
3.1. Organización	44
3.2. Recursos	45
3.3. Muestra.....	45
3.4. Criterios para el manejo de resultados	47
CAPÍTULO III:	50
RESULTADOS	50
1. Resultados:	51
1.1. Comparación de la variación térmica entre ambos sistemas.....	51
1.2. Variación térmica según el número de osteotomías en el sistema rotatorio de baja velocidad	55
1.3. Variación térmica según el número de osteotomías en el sistema piezoeléctrico.....	58
2. Discusión:	61
2.1. Comparación de la variación térmica entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico ultrasónico.....	61
2.2. Influencia del número de osteotomías en el sistema rotatorio de baja velocidad.....	64
2.3. Influencia del número de osteotomías sobre la variación térmica del sistema piezoeléctrico	68
2.4. Implicancias clínicas de los hallazgos.....	73
3. Conclusiones:	76
4. Recomendaciones:	77
REFERENCIAS:	78

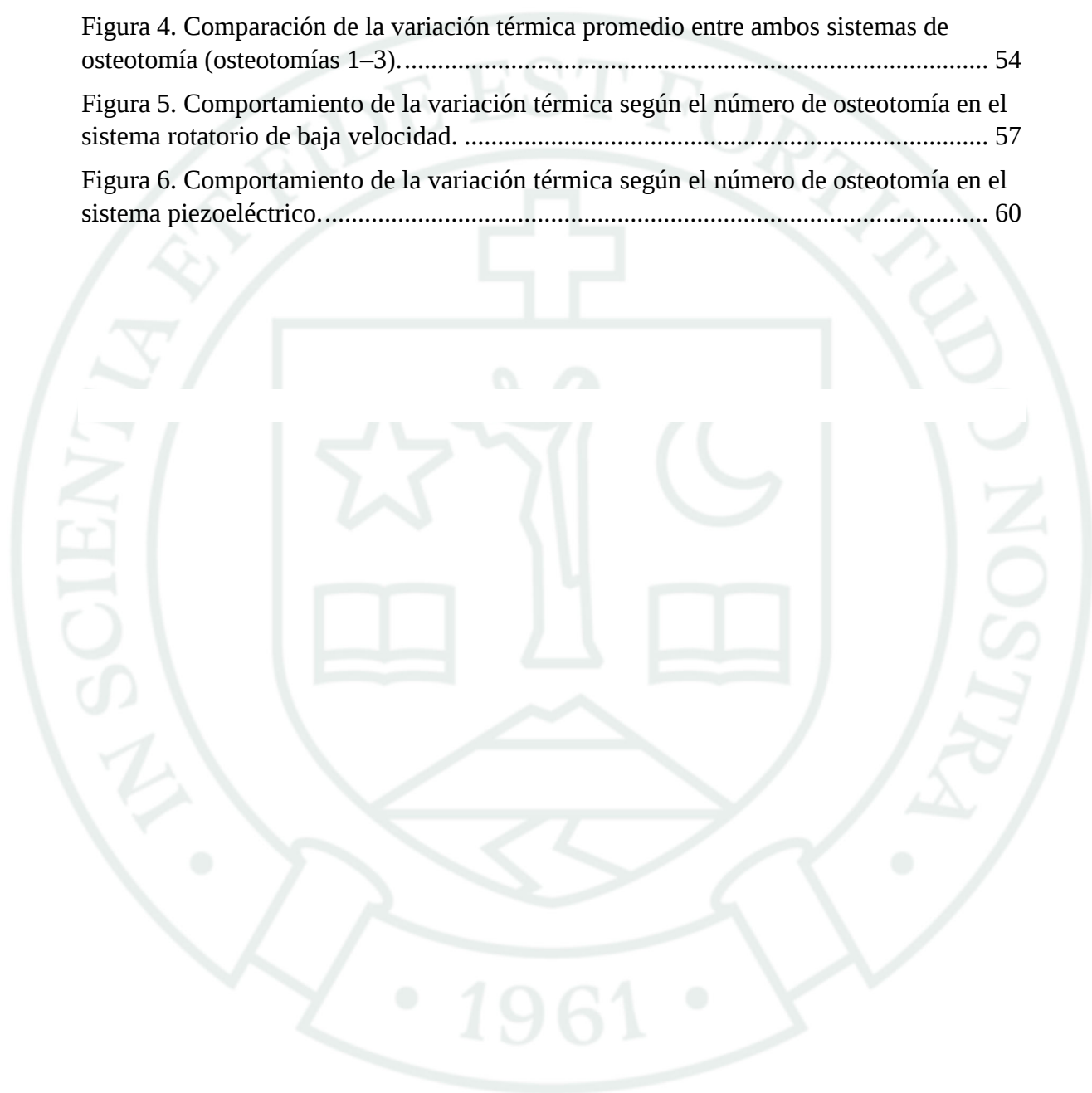
ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el sistema de osteotomía (osteotomías 1–3).	51
Tabla 2. Prueba de normalidad de la variación térmica según el sistema de osteotomía (osteotomías 1–3).	52
Tabla 3. Comparación de la variación térmica entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico durante las osteotomías 1-3.	53
Tabla 4. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.	55
Tabla 5. Comparación de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.	56
Tabla 6. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.....	58
Tabla 7. Comparación de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.....	59



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación del sistema rotatorio de baja velocidad durante la osteotomía	9
Figura 2. Sistema piezoeléctrico ultrasónico durante la osteotomía.	15
Figura 3. Respuesta del tejido óseo frente al incremento térmico.....	23
Figura 4. Comparación de la variación térmica promedio entre ambos sistemas de osteotomía (osteotomías 1–3).....	54
Figura 5. Comportamiento de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.	57
Figura 6. Comportamiento de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.....	60



ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Modelo de ficha de registro:	82
Anexo 2. Matriz de datos:	85
Anexo 3. Evidencia fotográfica.	87



INTRODUCCIÓN:

La realización de osteotomías constituye un procedimiento fundamental en diversas intervenciones de cirugía oral y maxilofacial, como la colocación de implantes dentales, las exodoncias quirúrgicas y otros procedimientos reconstructivos. Durante estos procedimientos, el contacto entre el instrumento de corte y el tejido óseo genera calor, cuya magnitud depende de diversos factores relacionados con el sistema utilizado y la técnica operatoria.

Cuando la temperatura supera la capacidad de disipación del tejido, pueden producirse alteraciones biológicas que comprometan el proceso de reparación ósea. Por ello, resulta importante controlar los factores que influyen en el comportamiento térmico durante la osteotomía, entre ellos el tipo de sistema de corte empleado, la irrigación, la profundidad del corte y el uso repetido de los instrumentos.

En la práctica clínica, los sistemas rotatorios de baja velocidad y los sistemas piezoeléctricos ultrasónicos son ampliamente utilizados para la realización de osteotomías. Ambos presentan mecanismos de funcionamiento diferentes, por lo que pueden generar variaciones térmicas distintas durante el procedimiento. Asimismo, el uso repetido de fresas e insertos puede modificar su eficiencia de corte y, en consecuencia, influir en el comportamiento térmico durante la osteotomía.

En ese contexto, el presente estudio tiene como finalidad determinar la diferencia en la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías realizadas, mediante un estudio experimental in vitro utilizando bloques de mandíbula porcina ex vivo. Los resultados obtenidos contribuirán a ampliar el conocimiento sobre el comportamiento térmico de ambos sistemas y proporcionarán información útil para optimizar los procedimientos quirúrgicos y favorecer la preservación del tejido óseo.



CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. Determinación del Problema:

La cirugía oral y maxilofacial moderna se fundamenta en el conocimiento de la respuesta biológica del tejido óseo frente a las agresiones quirúrgicas. Diversos procedimientos clínicos, como la colocación de implantes dentales, la extracción de terceros molares retenidos, la cirugía ortognática y otras intervenciones reconstructivas, requieren la realización de osteotomías precisas y controladas. En estos procedimientos, la preservación de la vitalidad del tejido óseo circundante es fundamental para asegurar una adecuada cicatrización y resultados clínicos predecibles.

Durante la preparación del hueso con instrumentos quirúrgicos, se genera fricción mecánica que produce calor en el sitio operatorio. La baja conductividad térmica del hueso favorece la acumulación de calor, y si este no se disipa adecuadamente mediante irrigación o control de los parámetros operatorios, puede comprometer la viabilidad celular y alterar los procesos de regeneración y reparación del tejido. El sobrecalentamiento óseo puede desencadenar fenómenos de osteonecrosis térmica, afectar la cicatrización, incrementar la inflamación postoperatoria y comprometer la oseointegración de implantes. Tradicionalmente, las fresas de baja velocidad acopladas a piezas rectas quirúrgicas permiten cortes eficientes y rápidos, pero la fricción generada puede producir variaciones térmicas significativas, especialmente si la fresa se desgasta con el uso repetido o si la irrigación no es adecuada. Por su parte, los insertos piezoeléctricos, mediante microvibraciones ultrasónicas, realizan cortes selectivos sobre tejidos mineralizados con menor riesgo de daño a los tejidos blandos y una dispersión de calor más gradual. Sin embargo, el efecto del uso repetido de ambos instrumentos sobre la generación de calor no ha sido completamente evaluado. El desgaste de los bordes activos de las fresas o la disminución de eficiencia de los insertos piezoeléctricos tras varios usos podrían modificar la variación térmica durante la osteotomía, afectando la seguridad del procedimiento y la integridad del hueso.

Por estas razones, resulta necesario realizar estudios experimentales que permitan comparar objetivamente la variación térmica generada por fresas de baja velocidad e insertos piezoeléctricos tras varios usos, utilizando modelos estandarizados como bloques de mandíbula porcina, con el fin de establecer parámetros seguros y mejorar los protocolos quirúrgicos en cirugía oral y maxilofacial.

1.1. Enunciado del problema

Análisis comparativo in vitro de la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías realizadas en bloques de mandíbula porcina ex vivo, Arequipa 2026.

1.2. Descripción del problema

- **Área General:** Ciencias de la Salud
- **Área Específica:** Odontología
- **Especialidad:** Cirugía Bucal e Implantología
- **Línea o Tópico:** Osteonecrosis Térmica, Biomecánica.

1.2.1. Operacionalización de variables

Variable	Indicadores	Subindicadores	Unidad de medida	Técnica
Variación térmica ósea	• Temperatura inicial (°C). • Temperatura máxima (°C). • Variación térmica (°C).	• Registro previo a la osteotomía • Pico térmico durante la osteotomía • Diferencia entre temperatura máxima e inicial.	Grados Celsius (°C)	Experimental Laboratorial.
Sistema de osteotomía	• Sistema rotatorio de baja velocidad. • Sistema piezoeléctrico ultrasónico.	• Fresa 701 • Inserto US2.	No aplica: variable cualitativa nominal	Experimental Laboratorial.
Número de osteotomía.	• Número de osteotomías acumuladas por sistema rotatorio.	• 1 osteotomía. • 2 osteotomías. • 3 osteotomías.	Número de osteotomías.	Experimental Laboratorial.
	• Número de osteotomías acumuladas por sistema piezoeléctrico.	• 1 osteotomía. • 2 osteotomías. • 3 osteotomías. • ... • 16 osteotomías.	Número de osteotomías.	Experimental Laboratorial.

1.2.2. Pregunta de Investigación:

¿Existe diferencia significativa en la variación térmica generada por una fresa de baja velocidad y un inserto piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías in vitro en bloques de mandíbula porcina ex vivo?

TIPO DE ESTUDIO							
Abordaje	Por la técnica de recolección	Por el tipo de dato	Por el N° de mediciones de la variable	Por el N° de grupos	Por el ámbito de recolección	Diseño	Nivel
Comparativo	Experimental	Cuantitativo	Transversal	Dos	Laboratorial	Experimental in vitro	Comparativo

1.2.3. Taxonomía de la investigación

- **Abordaje:** Comparativo.
- **Por el ámbito de recolección:** Laboratorial.
- **Por inferencia del investigador:** Experimental.
- **Por el tipo de dato:** Cuantitativo.

1.3. Justificación:

1.3.1. Importancia Científica

El presente trabajo de investigación posee relevancia científica porque resulta necesario distinguir el comportamiento térmico de los distintos instrumentos quirúrgicos utilizados en osteotomías para garantizar la vitalidad del tejido óseo. La generación de calor durante el corte óseo constituye uno de los principales factores asociados a la osteonecrosis térmica, la cual puede comprometer los procesos de cicatrización y la oseointegración.

En este contexto, la selección adecuada del instrumental quirúrgico no solo influye en la eficiencia de la técnica operatoria, sino también en la preservación de la integridad biológica del hueso. Por ello, es fundamental evaluar la variación térmica producida por instrumentos de diferente diseño y tecnología. El presente estudio comparativo se orienta al área de cirugía bucal e implantología, teniendo como objeto de análisis la variación térmica generada por fresas quirúrgicas de baja velocidad, así como por un inserto ultrasónico piezoeléctrico, durante la realización de osteotomías en bloques de mandíbula porcina ex vivo.

1.3.2. Originalidad

El presente trabajo de investigación posee carácter original porque, si bien el control de la temperatura durante el corte óseo ha sido abordado en la literatura científica, aún existen limitaciones en estudios comparativos que analicen de manera específica el comportamiento térmico de instrumentos quirúrgicos de diferentes formas y tecnologías bajo condiciones experimentales controladas.

Asimismo, en el contexto académico local existe escasa evidencia que evalúe comparativamente la variación térmica generada por una fresa rotatoria e insertos piezoeléctricos ultrasónicos en bloques de mandíbula porcina ex vivo. Por tal motivo, el presente estudio busca aportar evidencia experimental in vitro que permita comprender mejor el comportamiento

térmico de estos instrumentos, contribuyendo al fortalecimiento de la base científica en cirugía bucal e implantología.

1.3.3. Utilidad

El presente trabajo de investigación posee utilidad práctica porque permitirá determinar la variación térmica generada durante osteotomías realizadas con instrumentos quirúrgicos de diferentes diseños y tecnologías. A través de la medición de la temperatura inicial, temperatura máxima y variación térmica, se podrá establecer el comportamiento térmico de cada instrumento evaluado.

Los resultados permitirán identificar cuál de los instrumentos genera una menor variación térmica y determinar si los valores registrados se mantienen dentro de los límites biológicos de seguridad establecidos para el tejido óseo. De esta manera, la información obtenida servirá como referencia para la toma de decisiones clínicas en la selección del instrumental quirúrgico, optimizando la seguridad biológica durante los procedimientos quirúrgicos en odontología.

1.3.4. Viabilidad

El presente trabajo de investigación es viable debido a que se cuenta con las condiciones necesarias para su ejecución. Se dispone del acceso a los equipos requeridos, como el sistema piezoeléctrico y el sistema de baja velocidad. Además, se dispone de los dispositivos necesarios para la medición de la temperatura, como termómetro digital con termopar.

De igual manera, es posible obtener los especímenes biológicos requeridos para el estudio, consistentes en bloques de mandíbula porcina ex vivo, y se cuenta con la disponibilidad del laboratorio de la Universidad Católica de Santa María para realizar las pruebas experimentales dentro del tiempo establecido para la investigación.

1.3.5. Interés personal

El presente trabajo de investigación me permitirá obtener el título profesional de Cirujano Dentista.

2. Objetivo:

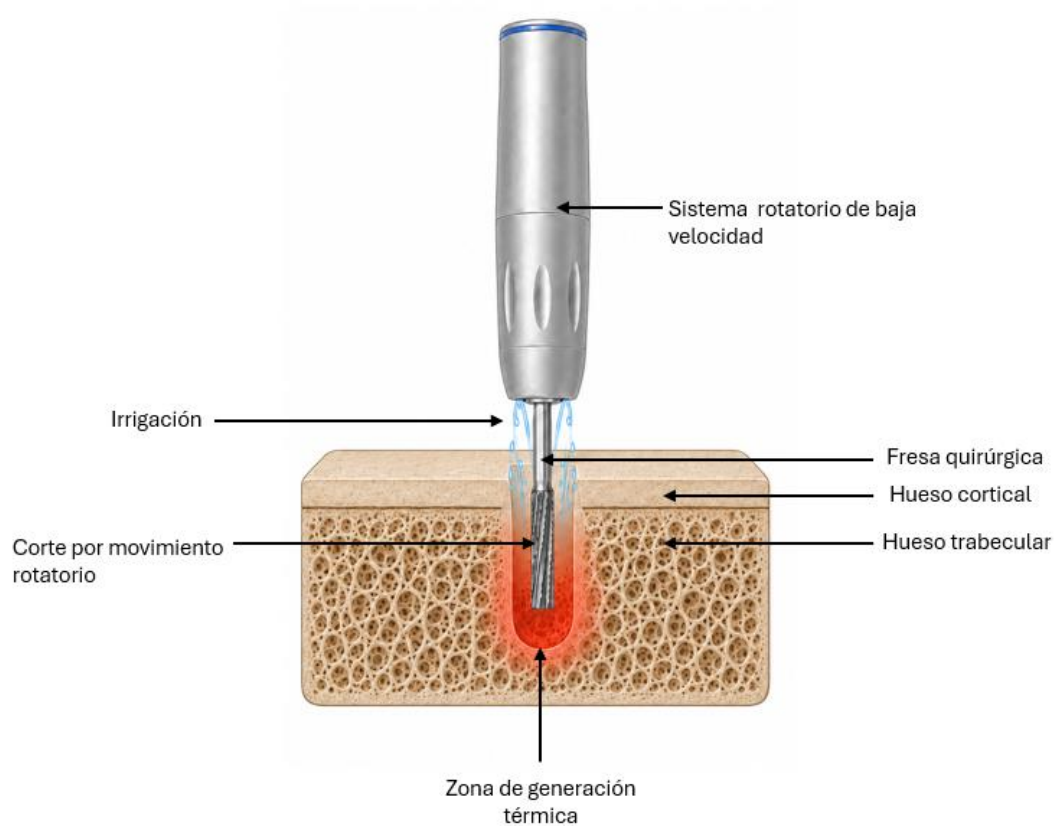
Determinar la diferencia en la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico en función del número de osteotomías realizadas, mediante un estudio *in vitro* en bloques de mandíbula porcina *ex vivo*.

3. Marco Conceptual y Antecedentes Investigativos:

3.1. Sistema rotatorio de baja velocidad

El sistema rotatorio de baja velocidad constituye uno de los sistemas convencionales más empleados para realizar cortes en el tejido óseo durante procedimientos de cirugía oral y maxilofacial. Se utiliza en intervenciones como exodoncias quirúrgicas, regularización de rebordes alveolares, preparación de lechos implantarios y cirugías reconstructivas que requieren la eliminación controlada de tejido mineralizado. Su funcionamiento se basa en un micromotor que transmite energía mecánica a una pieza recta y, posteriormente, a una fresa quirúrgica. El giro continuo permite que los filos activos penetren de manera progresiva en el hueso, desprendan partículas mineralizadas y definan la trayectoria de la osteotomía. Si bien este mecanismo facilita la realización de cortes rápidos y proporciona un adecuado control operatorio, el contacto entre la fresa y el tejido genera fricción. Por esta razón, la seguridad del procedimiento no depende únicamente de la capacidad de corte del instrumento, sino también de las condiciones en las que se utiliza.

Figura 1. Representación del sistema rotatorio de baja velocidad durante la osteotomía



Fuente: Elaboración propia.

3.1.1. Mecanismo de funcionamiento y generación de calor

Durante la osteotomía, los bordes activos de la fresa ejercen fuerzas sobre la matriz ósea. Parte de la energía mecánica aplicada se utiliza para fragmentar y remover el tejido, mientras que el resto se transforma en calor debido a la fricción y a la resistencia producidas en la interfaz entre la fresa y el hueso. La cantidad de calor generada puede variar de acuerdo con la velocidad de rotación, el estado del instrumento, la presión aplicada, el tiempo de contacto y la eficacia de la irrigación. En este sentido, los parámetros de trabajo deben seleccionarse de manera que permitan retirar el tejido con eficiencia, sin provocar una acumulación térmica excesiva alrededor del sitio de corte (1)

Asimismo, el calor originado durante el fresado se transmite desde la zona de contacto hacia los tejidos cercanos. Sin embargo, esta dispersión es limitada debido a las propiedades térmicas del hueso. Cuando la energía producida supera su capacidad de disipación, la temperatura local se eleva y puede comprometer la viabilidad celular. Por lo tanto, el comportamiento térmico del sistema rotatorio no debe explicarse únicamente a partir de la velocidad nominal del equipo, sino que también deben considerarse las características del instrumento, las propiedades del tejido, la técnica empleada por el operador y las condiciones de refrigeración durante la osteotomía.

3.1.2. Diseño y comportamiento de la fresa quirúrgica

La profundidad de la osteotomía influye de manera importante en la distribución de la temperatura. En los cortes superficiales, el calor puede liberarse con mayor facilidad hacia el exterior y ser retirado por el líquido irrigante. En cambio, conforme la fresa penetra en zonas más profundas, la porción activa queda rodeada por el tejido, lo que dificulta el acceso directo de la irrigación y disminuye la pérdida de calor hacia el medio externo. Como resultado, pueden presentarse diferencias de temperatura entre las zonas superficiales y profundas del sitio de preparación (2).

Además de la profundidad, el diámetro de la fresa modifica la forma en que el instrumento interactúa con el hueso. Una fresa de mayor diámetro posee una superficie de contacto más amplia y puede encontrar mayor resistencia durante la penetración, especialmente en el hueso cortical. La combinación de una mayor profundidad de corte y una superficie activa extensa puede aumentar la energía necesaria para completar la osteotomía. No obstante, este efecto también depende de la eficiencia del instrumento y de la técnica utilizada por el operador. Los estudios experimentales sobre distribución térmica durante el fresado señalan que la profundidad y el diámetro deben analizarse de manera conjunta y no como variables independientes (3).

Incluso cuando se emplean instrumentos con dimensiones similares, la temperatura alcanzada puede variar debido a diferencias en la velocidad de rotación, la densidad del hueso, el flujo de irrigación y el tiempo requerido para finalizar el corte. A medida que la fresa avanza, también cambian la resistencia mecánica y la posibilidad de que el líquido refrigerante llegue a la zona activa. Por esta razón, tanto la profundidad como el diámetro del instrumento deben estandarizarse en los estudios experimentales que comparen el comportamiento térmico de distintos sistemas de corte (4).

Por otro lado, la geometría de la fresa determina, en buena medida, su capacidad para penetrar, fragmentar y retirar tejido óseo. Características como el número de filos, el ángulo de ataque, la disposición de las estrías, la profundidad de los canales y la forma general del instrumento influyen en la distribución de las fuerzas durante la osteotomía. Una fresa con un diseño adecuado puede avanzar con menor resistencia y reducir la proporción de energía que se transforma en calor. Por el contrario, una geometría poco eficiente puede aumentar el roce, dificultar la eliminación de residuos y prolongar el procedimiento (5).

La eficiencia de corte se refiere a la capacidad del instrumento para retirar tejido sin que el operador tenga que ejercer una presión excesiva. Cuando los filos funcionan correctamente, la fresa penetra de manera estable y el tiempo de contacto puede mantenerse bajo control. En cambio, si el diseño no es apropiado para las características del hueso o para el tipo de osteotomía, la resistencia al avance puede aumentar. Ante esta situación, el operador puede aplicar más fuerza o prolongar el fresado, lo que eleva el riesgo de acumulación térmica (6).

De igual manera, las estrías desempeñan un papel importante en la evacuación de los fragmentos óseos. Durante el corte, las partículas desprendidas deben salir de la interfaz entre la fresa y el tejido para evitar que funcionen como elementos abrasivos adicionales. Cuando los detritos permanecen alrededor del instrumento, pueden obstruir los filos, reducir su capacidad de penetración y aumentar la fricción. En cambio, una

disposición adecuada de los canales facilita la salida de los residuos y permite que el irrigante llegue con mayor eficacia a la zona activa de la osteotomía (7).

El número y la orientación de los filos también determinan la frecuencia con la que la superficie activa entra en contacto con el hueso. Las variaciones en estos elementos modifican la forma en que el instrumento distribuye la carga y remueve el tejido mineralizado. Sin embargo, una mayor cantidad de filos no necesariamente produce una menor generación de calor, ya que el resultado depende del equilibrio entre la capacidad de corte, la evacuación de residuos y la superficie de contacto. Por ello, el desempeño de una fresa debe valorarse tanto desde el punto de vista mecánico como por sus efectos térmicos sobre el tejido circundante (8).

Finalmente, la forma helicoidal de las estrías y el ángulo de corte pueden favorecer o dificultar la salida de los fragmentos óseos. Los diseños que permiten eliminar los detritos de manera progresiva disminuyen la resistencia al avance y favorecen un funcionamiento más estable. En contraste, una evacuación deficiente puede provocar obstrucciones, vibraciones irregulares y una mayor fricción. Esto ayuda a explicar por qué fresas diseñadas para procedimientos similares pueden presentar comportamientos térmicos distintos durante la preparación del hueso (9).

3.1.3. Desgaste y desempeño térmico de la fresa

El uso repetido modifica gradualmente la superficie activa de las fresas quirúrgicas. Debido al contacto constante con un tejido altamente mineralizado, pueden aparecer pérdida de filo, deformaciones microscópicas, irregularidades en los bordes cortantes y cambios en la rugosidad. Estas alteraciones disminuyen la capacidad del instrumento para remover el hueso con la misma eficacia que tenía al inicio. Como consecuencia, una fresa desgastada puede requerir más tiempo de trabajo y generar una interacción más friccional con el tejido (10).

Sin embargo, los cambios asociados con la reutilización no siempre son visibles durante una inspección clínica convencional. Los análisis microscópicos realizados en fresas sometidas a varios ciclos de uso, limpieza y esterilización han identificado acumulación de residuos y alteraciones superficiales desde las primeras etapas. Aunque el instrumento conserve una apariencia aceptable, sus propiedades mecánicas pueden haberse modificado, lo que afecta la regularidad del corte y puede alterar su comportamiento térmico (11).

Cuando los filos pierden agudeza, la fresa deja de seccionar la matriz mineralizada con la misma eficacia y comienza a actuar de manera más abrasiva. Esta pérdida de rendimiento aumenta la resistencia durante la penetración y puede llevar al operador a ejercer una fuerza mayor. La combinación de una presión elevada y una mayor fricción incrementa la proporción de energía mecánica que se transforma en calor, especialmente cuando el contacto se mantiene de manera continua (12).

A ello se suma que los procesos de limpieza y esterilización también pueden contribuir al deterioro del instrumental. La exposición repetida a sustancias químicas, cambios de temperatura y manipulación mecánica puede alterar la integridad de la superficie activa. Estos efectos se añaden al desgaste generado por el contacto directo con el hueso. En consecuencia, la vida útil de una fresa no depende únicamente del número de osteotomías realizadas, sino también de la forma en que se limpia, esteriliza, manipula y almacena (13).

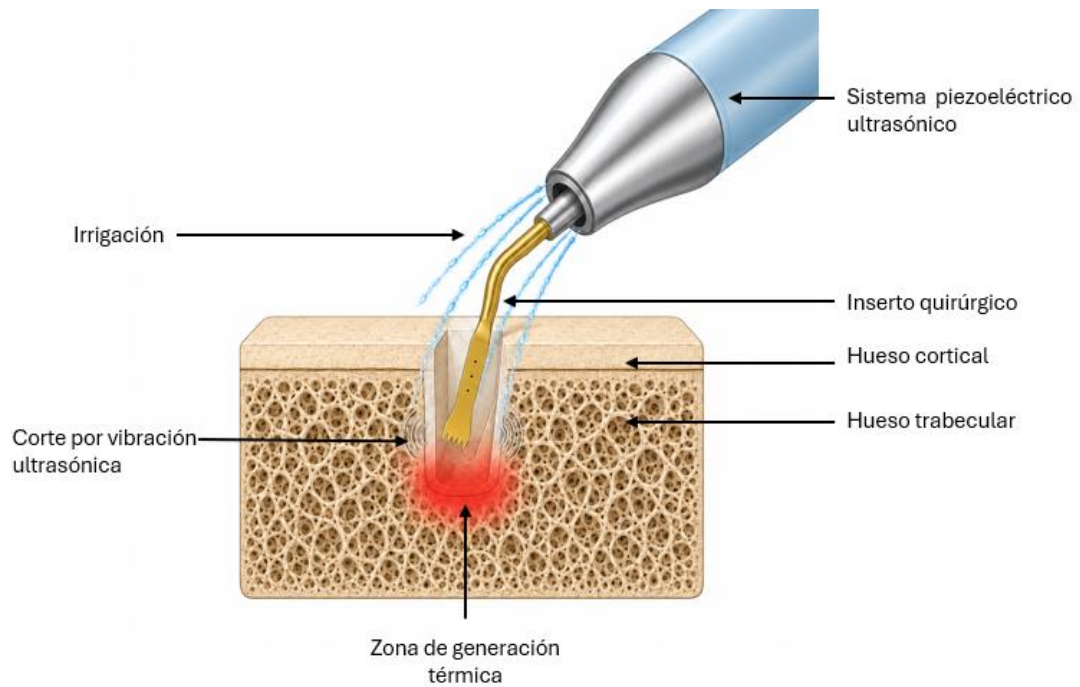
Una de las principales consecuencias del desgaste es el aumento del tiempo operatorio. Cuando una fresa pierde eficiencia, necesita permanecer en contacto con el tejido durante más tiempo para alcanzar la profundidad o longitud planeada. Aunque la temperatura no se eleve de forma repentina, una exposición prolongada puede favorecer la acumulación progresiva de calor. Por este motivo, el tiempo de corte debe incluirse en la evaluación del rendimiento de los instrumentos reutilizados (14).

Por último, la presión aplicada por el operador se relaciona directamente con el estado de la fresa. Una presión moderada permite que los filos trabajen de acuerdo con su diseño, mientras que una carga excesiva aumenta la resistencia entre el instrumento y el tejido. Este aspecto adquiere mayor relevancia cuando la fresa ya presenta desgaste, pues la disminución de su capacidad de corte puede llevar al operador a ejercer una fuerza adicional. La estandarización de la presión ayuda a reducir la variabilidad del procedimiento y permite analizar con mayor precisión el efecto del número de usos sobre la temperatura (15).

3.2. Sistema piezoeléctrico ultrasónico

El sistema piezoeléctrico ultrasónico constituye una alternativa para realizar osteotomías y se distingue del instrumental rotatorio tanto por su forma de activación como por el modo en que transmite la energía al tejido. En lugar de generar un movimiento circular continuo, produce microvibraciones que se transfieren a un inserto metálico diseñado para actuar sobre estructuras mineralizadas. Esta tecnología se ha incorporado a la cirugía oral y maxilofacial por la precisión del corte, el control que ofrece al operador y su utilidad en zonas cercanas a estructuras anatómicas delicadas. Aun así, su comportamiento térmico depende de varios factores, entre ellos la potencia seleccionada, el diseño del inserto, la presión aplicada, el tiempo operatorio y la irrigación.

Figura 2. Sistema piezoeléctrico ultrasónico durante la osteotomía.



Fuente: Elaboración propia.

3.2.1. Principio piezoeléctrico y mecanismo de corte

El funcionamiento del equipo se basa en el efecto piezoeléctrico. Mediante este fenómeno, ciertos materiales cerámicos se deforman mecánicamente cuando reciben una corriente eléctrica alternante. Estas deformaciones producen vibraciones de alta frecuencia que se transmiten desde la unidad generadora hacia la pieza de mano y, finalmente, al inserto quirúrgico. Al entrar en contacto con el hueso, la punta activa genera microimpactos sucesivos que fragmentan gradualmente la matriz mineralizada y permiten avanzar sobre la línea de osteotomía (16).

Las frecuencias empleadas en cirugía piezoeléctrica suelen ubicarse dentro de un rango capaz de actuar sobre tejidos duros sin provocar el mismo efecto de corte en estructuras blandas. Debido a su mayor elasticidad, los nervios, vasos y membranas pueden absorber parte de la energía vibratoria, mientras que el hueso responde a estas vibraciones mediante fragmentación por su mayor rigidez. Aunque esta selectividad no elimina

por completo el riesgo de lesión, sí ofrece un margen adicional de seguridad cuando se trabaja cerca de estructuras vulnerables (17).

El sistema está integrado por una unidad generadora, una pieza de mano, insertos intercambiables y un mecanismo de irrigación. La unidad controla la frecuencia y la potencia; la pieza de mano transmite la energía; el inserto determina la forma y dirección del corte; y el líquido irrigante ayuda a enfriar la zona y retirar los residuos. La eficacia del procedimiento depende de la adecuada coordinación de estos componentes, debido a que una configuración inadecuada puede disminuir la capacidad de corte o favorecer la acumulación de calor (18).

3.2.2. Comportamiento térmico, ventajas y limitaciones

El sistema piezoeléctrico también genera calor durante la osteotomía. Las vibraciones del inserto, la resistencia del hueso y el contacto sostenido entre ambas superficies provocan una transferencia de energía hacia el tejido. Aunque su mecanismo es distinto al del fresado rotatorio, no puede afirmarse que la tecnología ultrasónica sea térmicamente segura bajo cualquier condición. El tiempo operatorio suele ser más largo, sobre todo al atravesar hueso cortical denso, y esta mayor duración puede reducir o incluso superar las ventajas térmicas asociadas con un corte más preciso (19).

Durante la activación ultrasónica se presenta un fenómeno de cavitación en el líquido irrigante, caracterizado por la formación y el colapso de microburbujas. Este proceso ayuda a limpiar el campo operatorio, moviliza los detritos y contribuye a dispersar el calor alrededor del inserto. Sin embargo, su eficacia depende de que el flujo sea suficiente y llegue directamente a la zona de trabajo. Si la irrigación no alcanza la superficie activa, la energía puede concentrarse en el tejido y elevar la temperatura, incluso cuando existe cavitación (20).

Los estudios que comparan los sistemas piezoeléctrico y rotatorio han reportado resultados diversos. En algunos casos, el ultrasonido genera

aumentos moderados de temperatura; mientras que, en otros, alcanza valores superiores debido al mayor tiempo de corte o a la resistencia del hueso cortical. Estas diferencias pueden relacionarse con el modelo óseo utilizado, la geometría del instrumento, la potencia seleccionada, el flujo de irrigación y la técnica del operador. Por esta razón, las comparaciones entre ambos sistemas deben realizarse mediante protocolos estandarizados que permitan identificar el efecto específico de cada tecnología (21).

Entre las principales ventajas del sistema piezoeléctrico destacan la precisión, el control de la trayectoria, la selectividad sobre tejidos mineralizados y la obtención de bordes relativamente regulares. No obstante, sus limitaciones incluyen un mayor tiempo operatorio, la necesidad de adquirir experiencia con la técnica y el riesgo de acumulación térmica cuando se aplica demasiada presión o se mantiene el inserto inmóvil. Tanto el sistema piezoeléctrico como el rotatorio pueden emplearse dentro de condiciones biológicamente aceptables si se controlan la irrigación, la presión, el estado del instrumento y el tiempo de contacto (22).

3.2.3. Diseño y desgaste de los insertos piezoeléctricos

La geometría del inserto determina la forma en que las vibraciones se transfieren al hueso. La configuración de la punta, el grosor, la orientación de los filos, el número de superficies activas y la presencia de microestrías influyen en la superficie de contacto y en la resistencia que aparece durante el avance. Un inserto diseñado para una osteotomía específica puede concentrar la energía en un área reducida y mejorar la precisión. En cambio, una selección poco adecuada puede prolongar el procedimiento o hacer necesario aplicar una presión mayor (23).

Las comparaciones entre distintos insertos y dispositivos muestran que tanto la temperatura como el tiempo operatorio cambian según la configuración utilizada. Los diseños que facilitan la penetración y la eliminación de residuos pueden completar el corte con menor resistencia. Por el contrario, los insertos con una superficie activa más extensa pueden

generar mayor contacto y favorecer la acumulación de calor. Por ello, el comportamiento de un sistema piezoeléctrico no debe generalizarse únicamente con base en la marca o la frecuencia del equipo, sino que también es necesario considerar el tipo de inserto utilizado (24).

Asimismo, se han desarrollado modificaciones multidireccionales de los filos con la intención de mejorar la remoción del hueso y disminuir la resistencia durante el corte. Estas configuraciones buscan distribuir las microvibraciones en varias direcciones, facilitar el avance y reducir la necesidad de ejercer presión manual. Una geometría más eficiente puede acortar el tiempo de la osteotomía y limitar la cantidad de energía transferida al tejido. Sin embargo, el resultado final también depende de la densidad ósea, la irrigación y la técnica del operador (25).

Por otro lado, el uso repetido provoca cambios en la superficie activa del inserto. Los microimpactos constantes contra el hueso pueden redondear los bordes, aumentar la rugosidad y modificar la forma en que se transmiten las vibraciones. Estas alteraciones no necesariamente causan una falla repentina, sino una disminución gradual de la eficiencia. En la práctica, esto puede manifestarse como una mayor resistencia, una menor velocidad de corte y un procedimiento más prolongado (26).

Las propiedades mecánicas del material, como la nanodureza, el módulo elástico y la rugosidad superficial, también pueden cambiar conforme aumenta el número de osteotomías. El desgaste acumulado modifica la relación entre la energía generada por el equipo y la que realmente llega al tejido. Cuando el inserto pierde eficiencia, es posible que se necesite un contacto más prolongado para completar el corte, lo que puede alterar su comportamiento térmico. Analizar usos consecutivos permite identificar si estas variaciones aparecen de manera progresiva o si se concentran en ciertos momentos del ciclo de utilización (27).

3.3. Factores que influyen en la variación térmica durante la osteotomía

La temperatura registrada durante una osteotomía es el resultado de la interacción entre factores instrumentales, operatorios y biológicos, por lo que ninguno de estos elementos explica por sí solo el comportamiento térmico del procedimiento. Por ejemplo, un instrumento eficiente puede generar calor si se mantiene en contacto con el tejido durante demasiado tiempo. De manera inversa, un sistema que produce mayor fricción puede mantener temperaturas bajas cuando se utiliza con irrigación abundante y durante periodos breves. Por esta razón, el análisis térmico debe considerar el conjunto de condiciones bajo las cuales se realiza la osteotomía.

3.3.1. Factores instrumentales y características del tejido

Entre los factores instrumentales se encuentran el mecanismo de corte, la geometría, el diámetro, la superficie activa y el grado de desgaste. El sistema rotatorio retira el hueso mediante el giro continuo de una fresa, mientras que el piezoeléctrico actúa por medio de microvibraciones transmitidas a un inserto. Estas diferencias modifican la distribución de las fuerzas y la manera en que la energía se transfiere al tejido. Además, dentro de cada sistema existen variaciones relacionadas con el diseño particular de cada instrumento (3–5,23,24).

La profundidad del corte también influye en la disipación del calor y en el acceso de la irrigación. Conforme el instrumento penetra, la zona activa queda más confinada dentro del tejido y pierde contacto con el medio externo. Esta situación puede ser especialmente importante durante el paso por el hueso cortical, debido a que su densidad y resistencia son mayores. En cambio, el hueso trabecular, por su estructura porosa, presenta una interacción mecánica diferente, aunque su respuesta también depende de la cantidad y distribución de las trabéculas (2–4,28,29).

Otro factor relevante es la acumulación de residuos. Los fragmentos de hueso que quedan atrapados entre el instrumento y el tejido pueden bloquear las superficies activas y aumentar la fricción. Su eliminación

depende del diseño de las estrías o filos, del tipo de movimiento y del flujo de irrigación. Por consiguiente, mantener libre la zona de corte ayuda a conservar la eficiencia del instrumento y mejora el control térmico durante el procedimiento (5,7,9).

3.3.2. Factores operatorios y control térmico

La presión aplicada durante la osteotomía debe ser suficiente para mantener el contacto y permitir el avance, pero no tan alta como para afectar el funcionamiento del instrumento. En el sistema rotatorio, una carga excesiva aumenta la resistencia entre la fresa y el hueso; mientras que, en el sistema piezoeléctrico, puede limitar la amplitud de las microvibraciones y reducir la eficiencia del inserto. Cuando todos los procedimientos son realizados por un mismo operador, parte de esta variabilidad puede disminuir. Sin embargo, la medición de la fuerza mediante dispositivos específicos permite lograr una estandarización más precisa (5,15,19,22).

El tiempo de contacto es tan importante como la temperatura máxima alcanzada, debido a que una elevación térmica breve puede tener consecuencias distintas a una exposición prolongada. Los instrumentos desgastados, los cortes profundos y el hueso cortical denso suelen aumentar la duración del procedimiento. En estas situaciones, una técnica intermitente puede introducir periodos de enfriamiento y facilitar la entrada del irrigante en la línea de osteotomía (14,19,24).

La irrigación constituye el principal recurso externo para controlar la temperatura. Además de absorber calor, ayuda a retirar los detritos y a mantener limpio el campo operatorio. Su eficacia depende del caudal, la temperatura de la solución, la dirección del flujo y su capacidad para llegar a la superficie activa. Un volumen elevado de irrigación no garantiza un enfriamiento adecuado si el líquido no alcanza la zona de contacto. Por ello, el flujo debe permanecer constante y verificarse durante todo el procedimiento (1,3,4,18,20,22).

Finalmente, la temperatura inicial del tejido y las condiciones ambientales también pueden modificar los resultados. Las muestras *ex vivo* pierden calor con rapidez una vez que se retiran del medio de acondicionamiento, por lo que su temperatura debe registrarse inmediatamente antes de cada procedimiento. Asimismo, el entorno experimental debe mantenerse estable, sin corrientes de aire, fuentes directas de calor ni cambios ambientales que puedan alterar las mediciones de manera independiente al sistema evaluado.

3.4. Tejido óseo

El tejido óseo es un tejido conectivo especializado, mineralizado y biológicamente activo. Además de proporcionar soporte y protección al organismo, interviene en la homeostasis mineral y se encuentra en constante remodelación. Su respuesta ante el corte depende de su composición, organización, densidad, vascularización y capacidad para disipar calor. Estas características son esenciales para comprender las variaciones térmicas que se producen durante una osteotomía y sus posibles consecuencias biológicas.

3.4.1. Estructura y propiedades térmicas del tejido óseo

La matriz ósea contiene una fracción orgánica, formada principalmente por colágeno tipo I y proteínas no colágenas, y una fracción inorgánica constituida por cristales minerales, sobre todo hidroxapatita. La combinación de ambos componentes le proporciona resistencia tanto a la tracción como a la compresión. Sin embargo, su alto grado de mineralización también influye en la resistencia que ofrece al paso de los instrumentos y en la cantidad de energía necesaria para realizar una osteotomía (28).

Desde una perspectiva macroscópica, el tejido óseo puede dividirse en cortical y trabecular. El hueso cortical es compacto y poco poroso, por lo que ofrece mayor resistencia al avance del instrumento. Por otro lado, el hueso trabecular posee espacios medulares y una organización reticular que modifica la distribución de las fuerzas y del calor. La proporción de

ambos tipos de hueso cambia según la región anatómica. Este aspecto debe considerarse al comparar muestras experimentales, ya que puede influir tanto en la duración del corte como en la temperatura registrada (29).

Los principales componentes celulares del hueso son los osteoblastos, los osteocitos y los osteoclastos. Los osteoblastos participan en la producción de la matriz; los osteocitos mantienen la homeostasis y funcionan como sensores mecánicos; y los osteoclastos intervienen en la reabsorción ósea. La conservación de estas células es fundamental para la reparación posterior al procedimiento. La exposición a temperaturas elevadas puede alterar sus membranas, enzimas y procesos metabólicos, lo que compromete la capacidad del tejido para responder a la agresión quirúrgica (30).

Además, el hueso presenta una conductividad térmica limitada, de modo que el calor generado en la línea de osteotomía no se dispersa con rapidez. En condiciones fisiológicas, la circulación sanguínea ayuda a transportar parte de esa energía. No obstante, en los modelos ex vivo esta función está ausente. En consecuencia, la disipación depende principalmente de las propiedades físicas de la muestra, del medio en el que se acondiciona y de la irrigación externa. Esta diferencia debe tomarse en cuenta al trasladar los resultados experimentales al ámbito clínico.

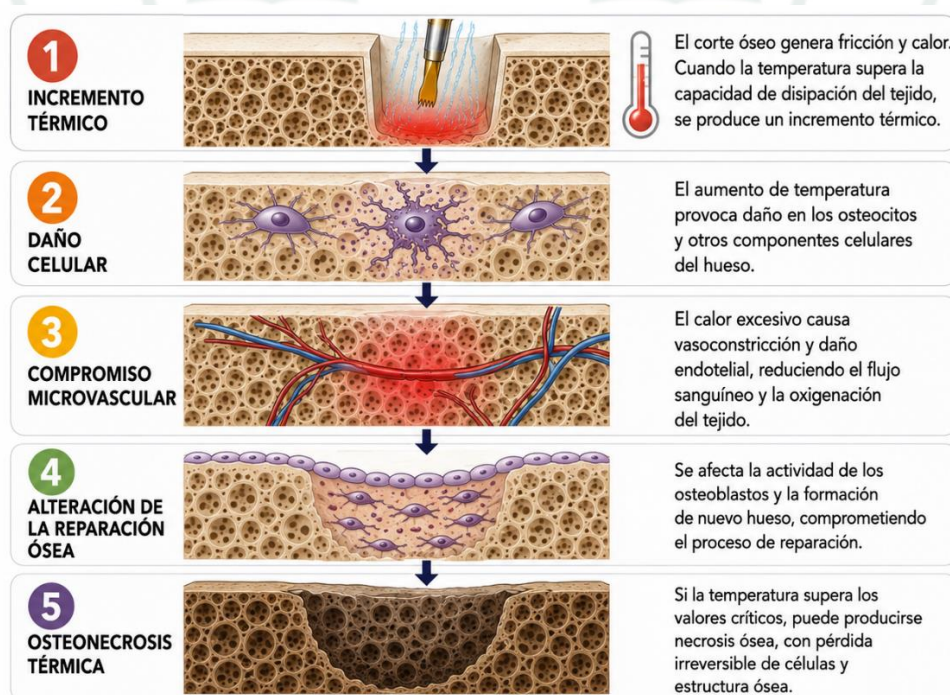
3.4.2. Respuesta biológica al calor y osteonecrosis térmica

La respuesta del hueso al calor depende tanto de la temperatura alcanzada como del tiempo de exposición. De manera habitual, se considera como referencia crítica una temperatura cercana a 47 °C durante un minuto, debido a su relación con alteraciones celulares irreversibles. Sin embargo, este valor no debe entenderse como un límite absoluto aplicable a todos los casos, ya que su efecto puede cambiar según la duración de la exposición, la vascularización, la densidad del tejido y la extensión del área afectada (31).

El aumento de la temperatura puede ocasionar desnaturalización del colágeno, alteración de proteínas estructurales e inactivación de enzimas relacionadas con la actividad celular y la mineralización. También puede afectar la microcirculación, disminuir el suministro de oxígeno y favorecer la muerte de osteocitos y osteoblastos. La combinación de daño en la matriz, alteración vascular y pérdida celular reduce la capacidad de reparación y puede producir una zona de tejido no viable alrededor de la osteotomía (32).

La osteonecrosis térmica representa la consecuencia más grave del sobrecalentamiento. Desde el punto de vista histológico, puede observarse como lagunas óseas vacías, modificaciones en la matriz y reducción de la actividad celular. En términos clínicos, puede retrasar la cicatrización, interferir con la regeneración y comprometer procedimientos que requieren una adecuada respuesta ósea, como la colocación de implantes o las cirugías reconstructivas. Por ello, el control de la temperatura constituye uno de los principios esenciales para preservar la integridad biológica del hueso durante la osteotomía (33).

Figura 3. Respuesta del tejido óseo frente al incremento térmico



Fuente: Elaboración propia.

3.5. Uso repetido del instrumental quirúrgico y relevancia clínica

La reutilización de fresas e insertos debe evaluarse con base en el estado funcional del instrumento y no solamente en su apariencia externa. El contacto repetido con tejido mineralizado modifica de manera gradual los filos, la rugosidad y la capacidad para transmitir energía. Estos cambios pueden reflejarse en una menor velocidad de corte, mayor resistencia y necesidad de prolongar el procedimiento. En este contexto, el número de osteotomías realizadas constituye una variable útil para analizar la estabilidad térmica del instrumental a lo largo de sus usos.

3.5.1. Efecto del uso acumulado sobre la eficiencia de corte

El desgaste no siempre provoca un aumento lineal de la temperatura en cada utilización, ya que el comportamiento puede cambiar según el tipo de instrumento, la dureza del hueso, la eliminación de los residuos y las condiciones operatorias. En algunos ciclos, una superficie irregular puede modificar la capacidad de penetración; mientras que, en otros, la pérdida de filo puede aumentar de forma clara el tiempo de corte. Analizar una secuencia completa de usos permite identificar patrones que podrían pasar inadvertidos si únicamente se compararan instrumentos nuevos con instrumentos usados (10–14,26,27).

En las fresas rotatorias, la pérdida de filo favorece el paso de un corte principalmente seccionante a una interacción más abrasiva. En los insertos piezoeléctricos, el desgaste puede alterar la transmisión de las microvibraciones y reducir la capacidad para fragmentar el hueso. Aunque los mecanismos de corte son distintos, en ambos casos el deterioro puede aumentar el tiempo de contacto y modificar la variación térmica (10–14,26,27).

La estabilidad de los valores a lo largo de varios usos puede interpretarse como una conservación del desempeño dentro del periodo evaluado. Sin embargo, la ausencia de un aumento progresivo de la temperatura no significa que no exista desgaste microscópico ni garantiza que el instrumento mantenga su eficacia de manera indefinida. De igual forma,

los picos térmicos registrados en usos específicos deben analizarse en relación con la densidad de cada bloque, el momento en que el instrumento atraviesa la cortical, la presión aplicada y el tiempo necesario para completar la osteotomía (14,24,27).

3.5.2. Relevancia clínica de la reutilización del instrumental

En la práctica clínica, la decisión de sustituir una fresa o un inserto suele basarse en la percepción del operador, la inspección visual y las recomendaciones del fabricante. Aunque estos criterios son útiles, no siempre permiten identificar alteraciones microscópicas capaces de modificar el rendimiento. La evaluación térmica ofrece una perspectiva adicional, ya que permite determinar si el uso acumulado se relaciona con cambios que puedan comprometer la seguridad biológica del procedimiento (11,13,26,27).

La reutilización debe acompañarse de una revisión cuidadosa del instrumento, una limpieza correcta y el cumplimiento de los protocolos de esterilización. También es importante identificar cualquier aumento en la resistencia, vibración irregular, disminución de la velocidad de corte o necesidad de aplicar más fuerza. Estas señales pueden indicar una pérdida de eficiencia y justificar el reemplazo del instrumento antes de que el deterioro sea más evidente (11,13,26,27).

Finalmente, la comparación entre una fresa quirúrgica de baja velocidad y un inserto piezoeléctrico, considerando el número de osteotomías realizadas, permite estudiar dos mecanismos de corte diferentes y la manera en que responden al uso acumulado. Este enfoque aporta información para comprender la relación entre desgaste, eficiencia y variación térmica. Asimismo, puede contribuir a formular recomendaciones sobre la selección y sustitución responsable del instrumental, con el propósito de preservar el tejido óseo durante los procedimientos quirúrgicos.

4. Antecedentes investigativos

4.1. Internacionales:

- **Título:** Heat generation during osteotomy performed with ultrasonic insert versus rotary instrument in bovine femur: ex vivo comparison

Año:2025

Autores: Jéssica B Borges , Antonio C Aloise, Luis Gs Macedo, Marcelo L Teixeira , Peter K Moy , André A Pelegrine

Fuente: PubMed / Acta Odontológica Latinoamericana.

Resumen: Este estudio ex vivo evaluó la generación de calor durante procedimientos de osteotomía comparando un instrumento piezoeléctrico ultrasónico y una fresa rotatoria convencional. La temperatura producida durante los cortes óseos fue analizada mediante termografía infrarroja. Los resultados mostraron que los insertos piezoeléctricos generaron temperaturas máximas más altas que la fresa rotatoria, aunque la variación térmica fue menor. Además, el uso de un dispositivo de control de dispersión de aerosol redujo la variación de temperatura generada por el instrumento piezoeléctrico.

Métodos: Se realizó un estudio experimental ex vivo utilizando 9 bloques de fémur bovino. En cada bloque se realizaron tres osteotomías lineales de 12 mm de longitud y 3 mm de profundidad, utilizando tres instrumentos diferentes:

Grupo CARB: fresa carbide #701

Grupo INS: inserto ultrasónico piezoeléctrico #SFR4 con recubrimiento de carbono tipo diamante.

Grupo INS-S: inserto ultrasónico #SFR4 con recubrimiento DLC y dispositivo de control de aerosol.

Las osteotomías se realizaron durante 30 segundos con presión estandarizada, utilizando irrigación con solución salina. La temperatura fue medida mediante cámara termográfica infrarroja, registrando temperatura mínima (T_0), máxima (T_m) y la variación térmica ($\Delta T = T_m - T_0$). Los datos fueron analizados mediante pruebas estadísticas Kruskal-Wallis y Dunn con nivel de significancia de 5%.

Conclusión: Los insertos piezoeléctricos recubiertos con carbono tipo diamante generaron temperaturas máximas significativamente mayores que la fresa rotatoria convencional. Sin embargo, la variación de temperatura fue menor, especialmente cuando se utilizó el dispositivo de control de aerosol. Aunque se observaron diferencias térmicas entre los instrumentos, todas las temperaturas se mantuvieron por debajo del umbral crítico para producir osteonecrosis, lo que indica que ambos métodos pueden considerarse seguros para realizar osteotomías(34).

- **Título:** Comparación de los cambios térmicos en el hueso utilizando cortadores óseos convencionales y ultrasónicos

Año:2025

Autor(es): Tolga Kencer y Burak Bayram

Fuente: Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial, 47(1), 6–14.

Resumen: La osteotomía de tejidos duros es un procedimiento ampliamente utilizado en cirugía oral y maxilofacial, el cual puede realizarse mediante instrumentos convencionales o dispositivos ultrasónicos. Con el objetivo de analizar los cambios térmicos generados durante este procedimiento, se llevó a cabo un estudio experimental comparando cuatro sistemas de osteotomía: fresa quirúrgica convencional, sierra ósea, piezocirugía y escalpelo óseo ultrasónico. Para la experimentación se emplearon 96 costillas frescas de bovino, seleccionadas debido a su similitud con el hueso mandibular humano en cuanto a densidad y proporción de hueso cortical y esponjoso.

Las osteotomías se realizaron con una longitud estandarizada de 1 cm/min y bajo dos condiciones de irrigación externa con solución salina (20 ml/min y 80 ml/min). La medición de la temperatura se efectuó mediante sensores termopar tipo K colocados en dos niveles del hueso: cortical y esponjoso, ubicados a diferentes profundidades cerca de la línea de osteotomía. Los registros térmicos se realizaron de forma continua durante cada procedimiento.

Los resultados mostraron que todos los sistemas de corte generaron incrementos de temperatura en el tejido óseo; sin embargo, las diferencias

térmicas variaron según el tipo de instrumento utilizado. Las mayores elevaciones de temperatura se observaron en el grupo del escalpelo óseo ultrasónico, seguido por el sistema piezoeléctrico, las fresas convencionales y, finalmente, la sierra ósea. Asimismo, se evidenció que el aumento del volumen de irrigación contribuyó a disminuir el incremento térmico en la mayoría de los instrumentos evaluados.

Métodos: Se utilizaron 96 costillas frescas de bovino debido a su similitud con la mandíbula humana en cuanto a densidad ósea y proporción de hueso cortical y esponjoso. Se establecieron cuatro grupos experimentales con 24 muestras cada uno según el sistema de osteotomía empleado. En el grupo 1 se realizó osteotomía convencional con fresa utilizando una pieza de mano quirúrgica KaVo SMARTmatic S10 S junto con fresa de fisura Meisinger 021 y el sistema NSK-Surgical AP, trabajando a una velocidad de 2000 rpm. En el grupo 2 se utilizó una sierra ósea oscilante con pieza de mano Bien Air by Medicon G2 y punta de sierra de 18 mm Medicon, también conectada al sistema NSK-Surgical AP a 2000 rpm. En el grupo 3 se empleó un sistema piezoeléctrico NSK VarioSurg con punta tipo “Sohn”, operando en modo quirúrgico al nivel máximo de potencia. En el grupo 4 se utilizó un escalpelo óseo ultrasónico Misonix BoneScalpel con punta MXB-B1 de 20 mm, configurado al 100 % en modo 10.

Las costillas bovinas fueron obtenidas el día del experimento y conservadas en una solución de formaldehído al 10 %. Posteriormente se formaron bloques óseos mediante cortes realizados con sierra bajo irrigación salina a 19 °C, obteniéndose un total de 96 bloques. En cada bloque se trazó una línea de osteotomía de 1 cm de longitud, realizándose cortes bicorticales con una velocidad de avance de 1 cm/min.

La medición de temperatura se realizó mediante termopares tipo K conectados a un sistema de adquisición de datos E-680, registrando de forma continua cada 5 segundos. Los sensores se colocaron a 1 mm de la línea de osteotomía, a 1.5 mm a nivel del hueso cortical y a 7 mm a nivel del hueso esponjoso, permitiendo evaluar la variación térmica en diferentes profundidades del tejido óseo.

Se utilizaron dos condiciones de irrigación con solución salina al 0.9 %, una de 20 ml/min y otra de 80 ml/min, manteniendo la solución a una temperatura constante de 19 °C. En cada grupo se realizaron 24 osteotomías, distribuidas en 12 con cada flujo de irrigación. Para cada procedimiento se utilizó un nuevo instrumento, evitando su reutilización con el fin de eliminar el sesgo por desgaste.

Durante todo el procedimiento se registraron de manera continua la temperatura máxima alcanzada, así como los tiempos de inicio y finalización de cada osteotomía. Los datos obtenidos permitieron comparar el comportamiento térmico de los diferentes sistemas de osteotomía bajo condiciones estandarizadas de corte e irrigación.

Conclusión: Se concluye que, aunque los sistemas ultrasónicos presentan ventajas en términos de precisión quirúrgica y menor riesgo de lesión en tejidos blandos, pueden generar mayores incrementos de temperatura en el tejido óseo en comparación con los métodos convencionales. En consecuencia, es fundamental controlar factores como la irrigación y las condiciones operatorias para reducir el riesgo de daño térmico y preservar la viabilidad del tejido óseo durante las osteotomías(22).

- **Título:** Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy

Año:2015

Autor(es): Ashkan Rashad, Pooyan Sadr-Eshkevari, Max Heiland, Ralf Smeets, Henning Hanken, Alexander Grobe, Alexandre T. Assaf, Robert H. Kohnke, Pouyan Mehryar, Bjorn Riecke, Johannes Wikner

Fuente: PubMed / Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.

Resumen: La generación de calor durante los procedimientos de osteotomía constituye un factor crítico, ya que el incremento excesivo de temperatura puede provocar daño térmico en el tejido óseo y afectar el proceso de cicatrización. Con el propósito de evaluar la generación de calor intraóseo, se realizó un estudio experimental que comparó tres sistemas de osteotomía: el método convencional con fresa quirúrgica, el sistema ultrasónico y el sistema

sónico. Para la experimentación se utilizaron 120 costillas frescas de bovino debido a su similitud con el hueso mandibular humano en términos de densidad y proporción entre hueso cortical y esponjoso.

La medición de la temperatura se llevó a cabo mediante termocuplas de níquel-cromo aisladas con fibra de vidrio, insertadas en los bloques óseos a profundidades de 1,5 mm en la capa cortical y 7 mm en la capa esponjosa, ubicadas a 1 mm del sitio de osteotomía. Durante el procedimiento se evaluaron diferentes condiciones experimentales, incluyendo cargas aplicadas de 5, 8, 15 y 20 N, así como volúmenes de irrigación de 20, 50 y 80 ml/min. Cada condición fue repetida diez veces utilizando puntas nuevas en cada ensayo, registrándose continuamente los cambios de temperatura para determinar el incremento térmico máximo.

Los resultados evidenciaron que todos los sistemas de osteotomía produjeron aumentos de temperatura en el hueso cortical y esponjoso; sin embargo, el mayor incremento térmico se observó durante la osteotomía convencional con fresa. En contraste, los sistemas ultrasónico y sónico presentaron una generación de calor significativamente menor. Asimismo, el sistema sónico mostró valores de temperatura ligeramente inferiores al sistema ultrasónico, aunque sin diferencias estadísticamente significativas. En ningún caso se superó el umbral crítico de 47 °C asociado con daño térmico óseo. Además, se observó que el aumento del volumen de irrigación se relacionó con una disminución de la temperatura generada durante el procedimiento, mientras que la variación de la carga aplicada no tuvo un efecto significativo en la generación de calor.

Métodos: En el estudio se realizó un diseño experimental in vitro para evaluar la generación de calor intraóseo durante osteotomías realizadas con distintos sistemas de corte. Se utilizaron bloques de costilla bovina fresca como modelo óseo, en los cuales se realizaron osteotomías mediante tres métodos: osteotomía convencional con fresa rotatoria tipo Lindemann, osteotomía sónica y osteotomía ultrasónica piezoeléctrica. La temperatura intraósea se midió mediante termopares de níquel-cromo aislados, colocados aproximadamente a 1 mm del sitio de corte y a diferentes profundidades

dentro del hueso para registrar los cambios térmicos durante el procedimiento. Para estandarizar el experimento, los instrumentos se montaron en un soporte mecánico que permitía aplicar fuerzas controladas, y se evaluaron diferentes niveles de presión y volúmenes de irrigación con el fin de analizar su influencia en la generación de calor durante la osteotomía.

Conclusión: Se concluye que los sistemas de osteotomía ultrasónicos y sónicos generan menor incremento térmico intraóseo en comparación con la osteotomía convencional con fresa, lo que podría representar una ventaja en términos de preservación del tejido óseo. Asimismo, el volumen de irrigación desempeña un papel fundamental en la reducción de la temperatura durante el procedimiento, contribuyendo a prevenir el daño térmico en el sitio de osteotomía(18).

➤ **Título:** Bone Damage Induced by Different Cutting Instruments - An In Vitro Study

Año:2009

Autor(es): Umberto Romeo, Alessandro Del Vecchio, Gaspare Palaia, Gianluca Tenore, Paolo Visca, Claudia Maggiore.

Fuente: PubMed / Brazilian Dental Journal.

Resumen: El estudio tuvo como objetivo comparar el daño óseo periférico producido por diferentes instrumentos de corte utilizados en cirugía oral: láser Er:YAG, piezocirugía, fresa de alta velocidad y fresa de baja velocidad. Se evaluaron parámetros como la precisión del corte, la profundidad de la incisión, la carbonización periférica y la presencia de fragmentos óseos. Los resultados mostraron diferencias significativas entre los sistemas de corte, destacando que el láser Er:YAG produjo cortes más precisos y con menor daño térmico.

Métodos: Se realizó un estudio in vitro utilizando 45 secciones óseas obtenidas de mandíbulas de cerdo. Las muestras se dividieron en 9 grupos según el instrumento y los parámetros de corte utilizados. Posteriormente, las muestras fueron fijadas en formalina, descalcificadas y analizadas histológicamente mediante microscopía óptica. Se evaluaron cuatro parámetros: precisión del corte, profundidad de la incisión, carbonización

periférica y presencia de fragmentos óseos. Para el análisis estadístico se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis.

Conclusión: El láser Er:YAG mostró mayor precisión de corte y menor daño térmico en comparación con los otros instrumentos evaluados, por lo que puede considerarse un método eficaz para biopsias óseas en cirugía oral. La piezocirugía no produjo daño térmico significativo, aunque presentó incisiones más superficiales e irregulares, mientras que los instrumentos rotatorios generaron mayor cantidad de fragmentos óseos y mayor trauma tisular(29).

5. Hipótesis:

Hipótesis general:

Dadas las diferencias en los mecanismos de funcionamiento entre el sistema rotatorio de baja velocidad, representado por la pieza recta con fresa quirúrgica tipo 701, que opera aproximadamente entre 20 000 y 40 000 rpm, y el sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto tipo US2, que funciona a frecuencias de 25–30 kHz, se plantea que existirán diferencias en la variación térmica ósea generada durante las osteotomías entre ambos sistemas, y que dicha variación presentará modificaciones en función del número de osteotomías realizadas en un modelo experimental *in vitro* en bloques de mandíbula porcina ex vivo.

Hipótesis nula (H_0):

- No existen diferencias significativas en la variación térmica ósea generada entre el sistema rotatorio de baja velocidad con fresa quirúrgica tipo 701 y el sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto tipo US2, ni en función del número de osteotomías realizadas en bloques de mandíbula porcina ex vivo.

Hipótesis alternativa (H_1):

- Existen diferencias significativas en la variación térmica ósea generada entre el sistema rotatorio de baja velocidad con fresa quirúrgica tipo 701 y el sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto tipo US2, y dicha variación presenta modificaciones en función del número de osteotomías realizadas en bloques de mandíbula porcina ex vivo.



CAPÍTULO II: PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. Técnicas, instrumentos y materiales de verificación

1.1. Técnica

1.1.1. Descripción de la técnica

En el presente trabajo de investigación se empleará la técnica experimental laboratorial, mediante la cual se registrará la variación térmica generada durante la realización de osteotomías en bloques de mandíbula porcina utilizando dos sistemas de corte óseo: motor eléctrico (ELIJAH) con una pieza recta de baja velocidad (ELIJAH) con fresa quirúrgica tipo 701 (WAVE dental) y sistema piezoeléctrico ultrasónico (NSK Vario Surg 3) con inserto quirúrgico tipo US2 (VV Dental).

Variable	Indicadores	Subindicadores	Unidad de medida	Técnica
Variación térmica ósea	• Temperatura inicial (°C). • Temperatura máxima (°C). • Variación térmica (°C).	• Registro previo a la osteotomía • Pico térmico durante la osteotomía • Diferencia entre temperatura máxima e inicial.	Grados Celsius (°C)	Experimental Laboratorial.
Sistema de osteotomía	• Sistema rotatorio de baja velocidad. • Sistema piezoeléctrico ultrasónico.	• Fresa 701 • Inserto US2.	No aplica: variable cualitativa nominal	Experimental Laboratorial.
Número de osteotomía.	• Número de osteotomías acumuladas por sistema rotatorio.	• 1 osteotomía. • 2 osteotomías. • 3 osteotomías.	Número de osteotomías.	Experimental Laboratorial.
	• Número de osteotomías acumuladas por sistema piezoeléctrico.	• 1 osteotomía. • 2 osteotomías. • 3 osteotomías. • ... • 16 osteotomías.	Número de osteotomías.	Experimental Laboratorial.

- La medición de la temperatura intraósea se realizará mediante termopares tipo K conectados a un termómetro digital, permitiendo registrar la

temperatura inicial y la temperatura máxima alcanzada durante el procedimiento, con el fin de determinar la variación térmica generada durante la osteotomía.

- Para la realización del presente estudio experimental in vitro, se emplearán bloques de mandíbula de cerdo, obtenidos de un camal autorizado, los cuales presentan características estructurales y densidad ósea comparables al hueso humano en estudios experimentales de cirugía oral.
- Las mandíbulas serán seleccionadas inmediatamente después del sacrificio del animal, procediéndose posteriormente a la obtención de bloques óseos de dimensiones aproximadas de 4 a 5 cm de longitud, 3 a 4 cm de ancho y un espesor de 1.5 a 2 cm, correspondiente al espesor promedio de la cortical y trabeculado mandibular porcino.
- Una vez obtenidos los bloques, estos serán lavados con agua destilada estéril para eliminar restos orgánicos y sanguíneos, y posteriormente se conservarán en recipientes herméticos con agua destilada, con el objetivo de mantener su hidratación y preservar sus propiedades térmicas y estructurales hasta el momento del experimento.
- Los bloques óseos serán mantenidos en refrigeración a una temperatura aproximada de 4 °C. Para su traslado al área experimental serán transportados en un cooler térmico utilizando acumuladores de frío de gel, con la finalidad de conservar sus propiedades físicas y evitar alteraciones térmicas previas al procedimiento. Posteriormente, los bloques serán acondicionados térmicamente mediante un sistema compuesto por una cocina eléctrica conectada a un controlador digital de temperatura STC-1000, una olla metálica con agua y un banco de sujeción diseñado específicamente para estabilizar los bloques óseos durante la realización de las osteotomías. El banco de sujeción será colocado dentro de la olla, permitiendo que el agua cubra aproximadamente la mitad de la altura del bloque óseo, favoreciendo una transferencia uniforme de calor. La temperatura del agua será monitorizada continuamente mediante el sensor incorporado al controlador STC-1000, el cual regulará automáticamente el suministro eléctrico de la cocina para mantener condiciones térmicas estables. Previo a la realización de cada osteotomía, se verificará que el

bloque óseo haya alcanzado una temperatura inicial comprendida dentro del rango de $36,5 \pm 1,0$ °C, simulando las condiciones fisiológicas del tejido óseo. La temperatura inicial será registrada antes de cada procedimiento y la variación térmica será determinada como la diferencia entre la temperatura máxima alcanzada durante la osteotomía y la temperatura inicial correspondiente.

- Posteriormente, cada bloque será rotulado y numerado, permitiendo su correcta identificación y organización durante el procedimiento experimental. Asimismo, los bloques serán asignados mediante un proceso de aleatorización simple, con el fin de asignar los bloques a las secuencias experimentales correspondientes y reducir posibles sesgos de selección.
- Se realizará una prueba piloto no inclusiva previa al estudio experimental utilizando bloques óseos que no formarán parte de la muestra definitiva. Esta prueba permitirá evaluar el correcto funcionamiento del sistema de calentamiento conformado por la cocina eléctrica, el controlador STC-1000, la olla experimental y el banco de sujeción, así como verificar la estabilidad térmica de los bloques, el funcionamiento y calibración de los termopares, la correcta ubicación de los sensores, el funcionamiento del sistema de irrigación y el adecuado registro de las mediciones térmicas. Asimismo, permitirá estandarizar la técnica operatoria y la presión manual aplicada por el operador durante las osteotomías, realizando los ajustes necesarios antes del inicio de la fase experimental.
- El estudio se dividirá en dos grupos experimentales según el sistema de osteotomía utilizado:
- Grupo A: Sistema rotatorio de baja velocidad con fresa quirúrgica tipo 701.
- Grupo B: Sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto tipo US2.
- Cada fresa quirúrgica tipo 701 será utilizada para realizar un máximo de 3 osteotomías, de acuerdo con el límite de usos establecido en la literatura.
- Cada inserto piezoeléctrico tipo US2 será utilizado para realizar un máximo de 16 osteotomías, de acuerdo con el límite de usos establecido en la literatura.

- El grupo correspondiente al sistema rotatorio estará constituido por un total de 15 osteotomías, mientras que el grupo del sistema piezoeléctrico estará conformado por 80 osteotomías, obteniéndose un total de 95 osteotomías experimentales.
- En cada bloque óseo se realizarán hasta tres osteotomías en ambos grupos experimentales; sin embargo, debido a que el número total de osteotomías del sistema piezoeléctrico no es múltiplo de tres, en el último bloque de este grupo se realizarán únicamente dos osteotomías.
- Previo a la realización de cada osteotomía, los bloques óseos serán preparados mediante la confección de dos canales destinados a la colocación de termopares tipo K. Los canales serán realizados con una fresa quirúrgica redonda FG4, cuyo diámetro coincide con el ancho de los termopares utilizados, permitiendo un adecuado ajuste dentro de los orificios de medición. Ambos canales estarán ubicados a 1 mm de distancia lateral respecto a la línea de osteotomía y a una profundidad de 5 mm. Con el fin de estandarizar la posición de los sensores y actuar como elemento aislante, se colocarán topes de goma endodónticos en cada termopar, los cuales serán calibrados previamente a 5 mm mediante una regla milimetrada endodóntica. Un sensor será ubicado en la porción media de la osteotomía y el segundo en la porción terminal de la misma, con el objetivo de registrar las variaciones térmicas intraóseas generadas durante el procedimiento sin interferir con el trayecto del instrumento.
- Tanto la ubicación de los termopares como la profundidad de las osteotomías serán estandarizadas a 5 mm para ambos sistemas de corte. Esta profundidad será seleccionada con el propósito de evaluar la variación térmica intraósea en condiciones comparables entre grupos, considerando que las mediciones realizadas de forma excesivamente superficial podrían verse influenciadas por el efecto refrigerante directo de la irrigación externa. De esta manera, la profundidad establecida permitirá obtener registros más representativos de la temperatura generada dentro del tejido óseo durante el procedimiento.
- Los termopares estarán conectados a un termómetro digital de precisión que permitirá registrar de forma continua la temperatura inicial y la

temperatura máxima alcanzada durante cada osteotomía. Para el análisis de los datos se considerará el valor térmico máximo registrado por cualquiera de los dos sensores durante el procedimiento.

- Antes de iniciar las osteotomías experimentales, se realizará la calibración y verificación funcional de los termopares utilizados, con la finalidad de comprobar la estabilidad de las lecturas y disminuir posibles errores durante el registro de la temperatura. Para el desarrollo del experimento se emplearán varios termopares: dos destinados a la medición de la temperatura intraósea, uno para monitorizar la temperatura del agua utilizada en el acondicionamiento térmico de los bloques y otro para controlar la temperatura ambiental. Esta verificación también se efectuará durante las pruebas piloto no inclusivas y antes de comenzar las secuencias experimentales de corte.
- Las osteotomías se realizarán con una profundidad estandarizada de 5 mm para ambos sistemas de corte. Debido a las diferencias operativas inherentes a cada sistema, el protocolo de ejecución será adaptado según el instrumento utilizado. En el grupo correspondiente al sistema rotatorio, las osteotomías se efectuarán mediante un movimiento continuo de corte hasta alcanzar la profundidad establecida. Por su parte, en el grupo correspondiente al sistema piezoeléctrico, las osteotomías se realizarán mediante movimientos secuenciales e intermitentes, de acuerdo con las características de funcionamiento del inserto ultrasónico, ya que este sistema no permite la realización de un corte continuo comparable al efectuado con la fresa quirúrgica.
- Durante todas las osteotomías se utilizará irrigación continua con solución salina fisiológica estéril a un flujo de 60 mL/min para ambos sistemas de corte. La solución irrigadora será utilizada a temperatura ambiente con el propósito de estandarizar las condiciones de refrigeración, simular las condiciones clínicas habituales y reducir el riesgo de sobrecalentamiento del tejido óseo durante el procedimiento.
- La presión ejercida durante las osteotomías será estandarizada de manera operativa durante las pruebas piloto no inclusivas. Todos los procedimientos serán realizados por un único operador previamente

calibrado, quien mantendrá una presión manual uniforme y controlada durante cada osteotomía. Asimismo, se conservarán constantes la forma de sujeción del instrumento, la dirección del movimiento y el protocolo operatorio correspondiente a cada sistema de corte, evitando ejercer una presión excesiva que pueda modificar la eficiencia del instrumento o la generación de calor.

- Con la finalidad de reducir posibles sesgos durante la ejecución y el registro de los procedimientos, el estudio se desarrollará bajo un esquema de doble cegamiento. El operador encargado de realizar las osteotomías conocerá el sistema de corte utilizado debido a la naturaleza del procedimiento, pero no tendrá acceso a las mediciones térmicas registradas durante cada osteotomía. Por su parte, el evaluador responsable de observar y registrar los valores mostrados por el termómetro permanecerá cegado respecto al sistema de osteotomía empleado. De esta manera, se buscará evitar que el conocimiento de las temperaturas influya en la técnica operatoria y que el conocimiento del instrumento utilizado condicione el registro de los datos.
- El procedimiento experimental se realizará en un ambiente cerrado y acondicionado de aproximadamente 14 m². Debido al funcionamiento de los equipos utilizados para calentar el agua del sistema de acondicionamiento térmico, la temperatura ambiental se mantendrá alrededor de 22 °C, con variaciones aproximadas de ± 1 °C durante el desarrollo de las pruebas. Esta temperatura será monitorizada mediante un termopar independiente antes de iniciar cada procedimiento, con la finalidad de identificar posibles variaciones ambientales que puedan influir en los registros térmicos. Asimismo, las osteotomías se realizarán dentro de una franja horaria similar y se evitarán corrientes de aire, exposición directa a otras fuentes de calor y cambios bruscos en las condiciones del ambiente.

Durante cada procedimiento se registrarán los siguientes parámetros: temperatura inicial del hueso antes de iniciar la osteotomía, temperatura máxima alcanzada durante el procedimiento y variación térmica total generada durante la osteotomía.

Los datos obtenidos serán registrados en fichas de recolección diseñadas para el estudio y posteriormente organizados en tablas para su análisis estadístico.

Asimismo, se realizará un análisis del comportamiento térmico intra-grupo con el objetivo de evaluar la variabilidad de la variación térmica en función del número de osteotomías.

Este valor representativo será utilizado para efectuar la comparación entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico ultrasónico, permitiendo evaluar la diferencia en la generación de calor entre ambos sistemas en condiciones de uso acumulado del instrumento.

1.1.2. Diseño investigativo:

- a) **Tipo:** Laboratorial
- b) **Esquema básico Diseño:** Comparativo

1.2. Instrumento

1.2.1 Instrumento documental

- Instrumento documental para el sistema de baja velocidad

Muestra	Sistema	Grupo	N. de osteotomía	Temp. Inicial	Temp. Máxima	Variación térmica
1	Baja velocidad	Fresa 701	1			
1	Baja velocidad	Fresa 701	2			
1	Baja velocidad	Fresa 701	3			
2	Baja velocidad	Fresa 701	1			
2	Baja velocidad	Fresa 701	2			
2	Baja velocidad	Fresa 701	3			
3	Baja velocidad	Fresa 701	1			
3	Baja velocidad	Fresa 701	2			
3	Baja velocidad	Fresa 701	3			

4	Baja velocidad	Fresa 701	1			
4	Baja velocidad	Fresa 701	2			
4	Baja velocidad	Fresa 701	3			
5	Baja velocidad	Fresa 701	1			
5	Baja velocidad	Fresa 701	2			
5	Baja velocidad	Fresa 701	3			

- Instrumento documental para el sistema piezoeléctrico

Muestra	Sistema	Grupo	N. de osteotomía	Temp. Inicial	Temp. Máxima	Variación térmica
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			

3	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			

1.2.2. Instrumento de Medición

- Termopar tipo K.
- Termómetro digital de precisión.
- Controlador STC 1000.
- Ficha de recolección de datos.

1.2.3. Instrumentos mecánicos

- Sistema rotatorio de baja velocidad (ELIAH).
- Sistema piezoeléctrico quirúrgico (NSK Vario Surg 3).
- Termómetro digital (TASI).
- Termopares tipo K (TASI).
- Cocina eléctrica.
- Banco de sujeción.

1.2.4. Materiales

- Bloques de mandíbula porcina.
- Agua destilada.
- Recipientes de conservación.
- Gasas estériles.
- Guantes.
- Campos estériles.
- Topes de goma.

2. Campo de verificación

2.1. Ubicación espacial

2.1.1 Ámbito general

La presente investigación se realizará en la ciudad de Arequipa, Perú.

2.1.2. Ámbito específico

La fase experimental del presente estudio se desarrollará en el distrito de Yanahuara, provincia de Arequipa, en un ambiente acondicionado para la ejecución del protocolo experimental.

2.2. Ubicación temporal

La investigación descrita se efectuará: en el segundo trimestre del 2026.

2.3. Unidades de estudio

Bloques de mandíbula porcina ex vivo utilizados como modelo experimental para la realización de osteotomías.

2.4. Unidades de análisis

Sitios de osteotomía realizados en mandíbulas porcinas ex vivo mediante:

- Fresa de baja velocidad
- Inserto piezoeléctrico

3. Estrategias de recolección de datos

3.1. Organización

- Aprobación del proyecto de tesis por parte de la Facultad de Odontología de la Universidad Católica de Santa María.
- Adquisición del instrumental y materiales necesarios para la realización del experimento, incluyendo fresas quirúrgicas redonda y troncocónica, inserto piezoeléctrico ultrasónico, termopar tipo K y termómetro digital.
- Obtención de bloques de mandíbula de cerdo provenientes de un camal autorizado para su utilización como modelo experimental.
- Preparación y acondicionamiento de los bloques óseos para la realización de las osteotomías experimentales.
- Realización de las osteotomías utilizando pieza recta de baja velocidad con fresa quirúrgica 701 y sistema piezoeléctrico con inserto ultrasónico US2, desarrollando cinco secuencias experimentales por sistema: cada fresa 701 fue utilizada en tres osteotomías consecutivas y cada inserto US2 en dieciséis osteotomías consecutivas, con el fin de evaluar la variación térmica tras múltiples usos.
- Registro de las temperaturas iniciales y máximas mediante el uso de termopar tipo K colocado a 1 mm del sitio de osteotomía con un tope de goma endodóntico como aislante y referencia.
- Organización de los datos obtenidos en fichas de recolección y posterior registro en una base de datos digital.
- Análisis estadístico de los resultados obtenidos.
- Culminación del trabajo de investigación.
- Presentación del trabajo final ante las autoridades correspondientes para su registro institucional.

3.2. Recursos

3.2.1. Recursos humanos

- Investigador: Adrian Fernando Pozo Salas
- Operador: José Antonio Gómez Muñoz
- Asesor: José Antonio Gómez Muñoz
- Asistente de registro audiovisual: Ana Luisa Ochoa Rodríguez

3.2.2. Recursos físicos

- Laptop con acceso a internet.
- Programa estadístico SPSS versión 30.
- Paquete Microsoft Office (Word, Excel y PowerPoint).
- Termómetro digital compatible con termopar tipo K.
- Termopar tipo K para medición de temperatura intraósea.
- Controlador STC 1000.
- Cocina eléctrica.

3.2.3. Recursos institucionales

Biblioteca virtual de la Universidad Católica de Santa María.

3.2.4. Recursos financieros

El presente trabajo de investigación será financiado por el autor de la investigación.

3.3. Muestra

La muestra estará conformada por 32 bloques de mandíbula porcina ex vivo, en los cuales se realizarán osteotomías experimentales con el objetivo de evaluar la variación térmica generada durante el corte óseo.

Los bloques óseos permitirán la ejecución de hasta tres osteotomías por unidad experimental. Esta distribución se aplicará en ambos grupos experimentales; sin embargo, debido a que el número total de osteotomías correspondiente al sistema

piezoeléctrico ultrasónico no es múltiplo de tres, el último bloque de este grupo presentará únicamente dos osteotomías.

En total, se realizarán 95 osteotomías experimentales, las cuales serán distribuidas en dos grupos según el sistema de osteotomía empleado:

- Grupo A: Sistema rotatorio de baja velocidad con fresa quirúrgica tipo 701, con un total de 15 osteotomías, considerando un máximo de 3 osteotomías por fresa, de acuerdo con el límite de usos establecido en la literatura.
- Grupo B: Sistema piezoeléctrico ultrasónico con inserto tipo US2, con un total de 80 osteotomías, considerando un máximo de 16 osteotomías por inserto, según el límite de usos establecido en la literatura.

Esta distribución permitirá evaluar el comportamiento térmico de cada sistema en función del uso acumulado del instrumento, respetando los límites de utilización reportados y garantizando la validez experimental del estudio.

Determinación del tamaño de muestra

Donde:

$$n = \frac{(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 (S_1^2 + S_2^2)}{(\mu_1 - \mu_2)^2}$$

n = tamaño de muestra por grupo

- **$Z_{\alpha/2}$ = nivel de confianza (1.96 para 95%)**
- **Z_{β} = poder estadístico (0.84 para 80%)**
- **σ_1, σ_2 = desviación estándar de cada grupo**
- **$\mu_1 - \mu_2$ = diferencia mínima de medias**

Sustituyendo los valores:

$$n = \frac{(1.96 + 0.84)^2(1^2 + 1^2)}{(1.78)^2}$$

$$n = \frac{(2.8)^2 \cdot 2}{3.17}$$

$$n = \frac{7.84 \cdot 2}{3.17}$$

$$n = \frac{15.68}{3.17}$$

$$n \approx 4.94$$

Se determinó trabajar con cinco instrumentos por grupo experimental: cinco fresas quirúrgicas tipo 701 y cinco insertos piezoeléctricos tipo US2, cada uno sometido a la secuencia de usos establecida.

3.4. Criterios para el manejo de resultados

3.4.1. Plan de procesamiento de datos

El ordenamiento y procesamiento de los datos será de tipo computarizado, utilizando los programas Microsoft Excel y SPSS versión 30. Microsoft Excel permitirá la organización, codificación y depuración de la base de datos, mientras que SPSS será empleado para el análisis estadístico de los resultados. Microsoft Word será utilizado para la redacción y presentación de los resultados obtenidos.

3.4.2. Plan de análisis de datos

- **Tipo de análisis:** Computacional.

El análisis de los datos se realizará mediante estadística descriptiva e inferencial. La estadística descriptiva permitirá calcular medidas de tendencia central y dispersión, tales como la media, la desviación estándar, los valores mínimos y máximos de las variables temperatura inicial, temperatura máxima y variación térmica, tanto para cada sistema de osteotomía como para cada número de osteotomía evaluado.

Previamente al análisis inferencial, se evaluará la distribución de los datos mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk, con el fin de seleccionar la prueba estadística más adecuada.

Para la comparación de la variación térmica entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico se considerarán únicamente las osteotomías 1, 2 y 3, por corresponder al número de usos común entre ambos sistemas. En caso de que no se cumpla el supuesto de normalidad, la comparación se realizará mediante la prueba U de Mann-Whitney.

Posteriormente, para evaluar la variación térmica en función del número de osteotomías realizadas dentro de cada sistema, se aplicará la prueba de Friedman para muestras relacionadas, analizando de manera independiente el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico.

Se considerará un nivel de significancia estadística de $p < 0.05$.

Cronograma de trabajo:

Tiempo	Año 2026											
	Junio				Julio				Agosto			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
APROBACION DEL PROYECTO			X	X								
REDACCION DEL MARCO TEORICO			X	X								
RECOLECCION DE DATOS				X	X							
ANÁLISIS DE RESULTADOS					X	X	X					
REDACCIÓN DEL INFORME FINAL						X	X	X				
REVISIÓN Y CORRECCIÓN FINAL								X	X			
PRESENTACIÓN FINAL DE TESIS										X		



CAPÍTULO III: RESULTADOS

1. Resultados:

Con el propósito de determinar la diferencia en la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico, así como evaluar el comportamiento de la variación térmica en función del número de osteotomías realizadas, se efectuó un análisis estadístico descriptivo e inferencial.

En primer lugar, se comparó la variación térmica entre ambos sistemas durante las tres primeras osteotomías, ya que constituyen el número de usos común entre ambos instrumentos. Posteriormente, se analizó de manera independiente el comportamiento de la variación térmica conforme aumentó el número de osteotomías para cada sistema de corte.

1.1. Comparación de la variación térmica entre ambos sistemas

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el sistema de osteotomía (osteotomías 1-3).

Sistema de osteotomía	Número de osteotomías	Media (°C)	Desviación estándar	Mediana (°C)	Mínimo (°C)	Máximo (°C)
Baja velocidad (Fresa 701)	15	-1.91	2.11	-1.9	-6	3
Piezoeléctrico (Inserto US2)	15	9.65	2.11	9.2	7	13

Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Tabla 1 presenta los estadísticos descriptivos de la variación térmica registrados durante las tres primeras osteotomías realizadas con ambos sistemas de corte, bajo condiciones estandarizadas de irrigación continua con solución salina fisiológica a un flujo de 60 mL/min para ambos grupos experimentales. El sistema rotatorio de baja velocidad presentó una variación térmica promedio de -1.91 ± 2.11 °C, mientras que el sistema piezoeléctrico registró una variación térmica promedio de 9.65 ± 2.11 °C, observándose una mayor elevación térmica en este último.

Tabla 2. Prueba de normalidad de la variación térmica según el sistema de osteotomía (osteotomías 1–3).

Sistema de osteotomía	Número de osteotomías	Prueba	Estadístico (W)	Valor p	Distribución
Baja velocidad (Fresa 701)	15	Shapiro-Wilk	0.937	0.346	Normal
Piezoeléctrico (Inserto US2)	15	Shapiro-Wilk	0.873	0.037	No normal

Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La prueba de normalidad de Shapiro-Wilk evidenció que los datos correspondientes al sistema rotatorio de baja velocidad presentaron distribución normal ($p = 0.346$), mientras que los datos del sistema piezoeléctrico no cumplieron dicho supuesto ($p = 0.037$).

En consecuencia, se empleó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para comparar la variación térmica entre ambos sistemas.

Tabla 3. Comparación de la variación térmica entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico durante las osteotomías 1-3.

Variable	Grupo 1	Grupo 2	Prueba estadística	Estadístico U	Valor p	Interpretación
Variación térmica	Baja velocidad	Piezoeléctrico	U de Mann-Whitney	225.000	<0.001	Diferencia significativa

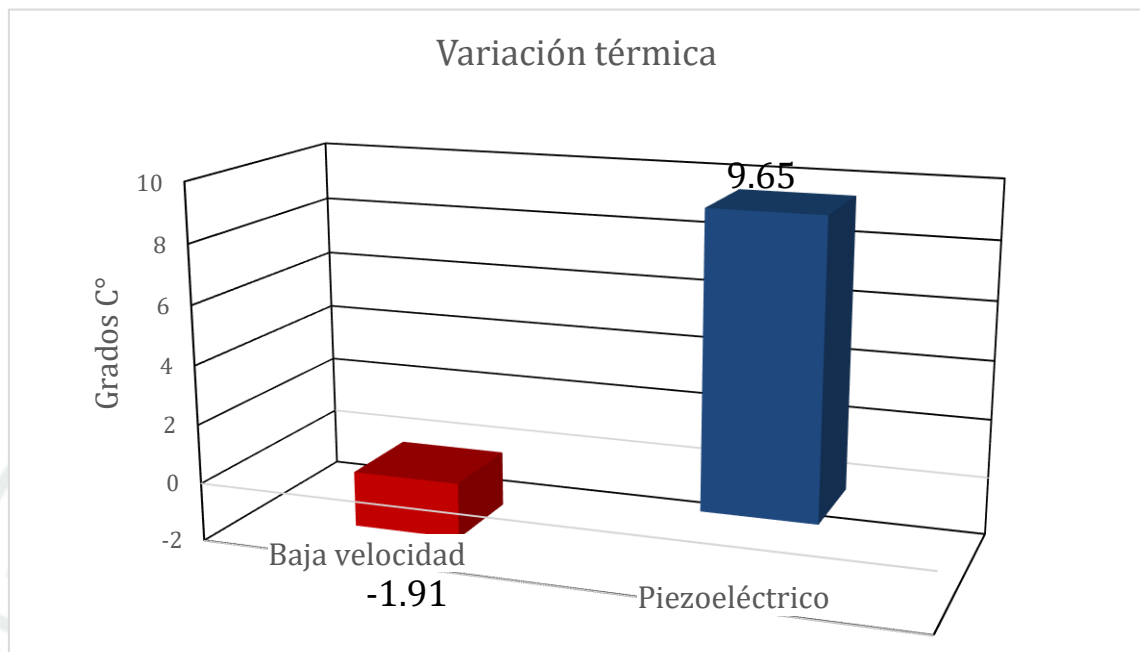
Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La comparación mediante la prueba U de Mann-Whitney mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas de osteotomía ($U = 225.000$; $p < 0.001$).

De acuerdo con los estadísticos descriptivos previamente obtenidos, el sistema piezoeléctrico presentó una variación térmica significativamente mayor que el sistema rotatorio de baja velocidad durante las tres primeras osteotomías.

Figura 4. Comparación de la variación térmica promedio entre ambos sistemas de osteotomía (osteotomías 1–3).



Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Figura 4 representa gráficamente la variación térmica promedio obtenida con ambos sistemas durante las tres primeras osteotomías, observándose una mayor elevación térmica en el sistema piezoeléctrico.

1.2. Variación térmica según el número de osteotomías en el sistema rotatorio de baja velocidad

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.

Número de osteotomía	Número de fresas	Media (°C)	Desviación estándar	Mínimo (°C)	Máximo (°C)
1	5	-2.16	2.13	-6	-1
2	5	-1.14	3.06	-5	3
3	5	-2.44	0.75	-3	-2

Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Tabla 4 presenta los estadísticos descriptivos de la variación térmica registrada durante la primera, segunda y tercera osteotomía realizadas con la fresa quirúrgica tipo 701.

Descriptivamente, la segunda osteotomía presentó la mayor variación térmica promedio (-1.14°C), mientras que la tercera osteotomía registró la menor variación promedio (-2.44°C).

Tabla 5. Comparación de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.

Variable	Prueba estadística	Chi-cuadrado (χ^2)	gl	Valor p	Interpretación
Variación térmica	Friedman	1.6	2	0.449	No existe diferencia significativa entre las osteotomías

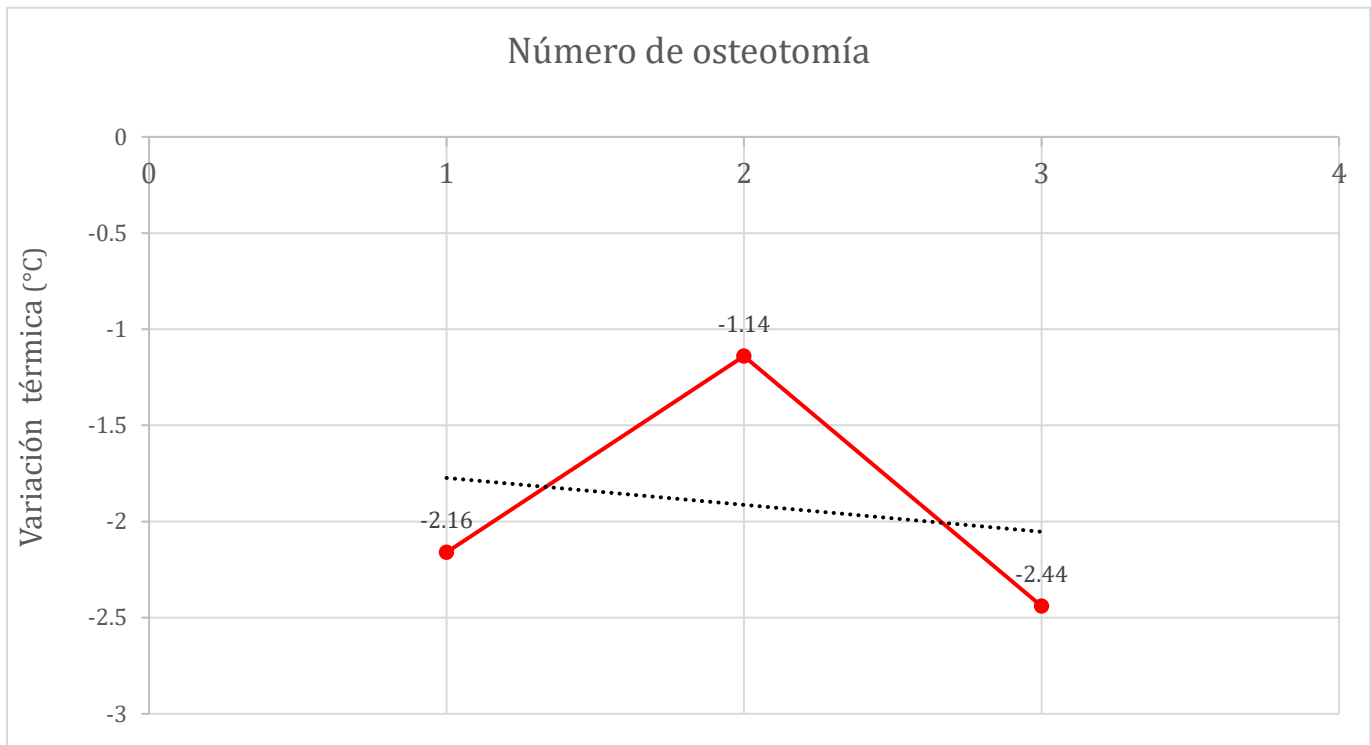
Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La prueba de Friedman mostró que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre la primera, segunda y tercera osteotomía ($\chi^2 = 1.600$; gl = 2; p = 0.449).

Estos resultados indican que, durante los tres usos evaluados, la variación térmica generada por la fresa quirúrgica permaneció estable.

Figura 5. Comportamiento de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema rotatorio de baja velocidad.



Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Figura 5 muestra el comportamiento de la variación térmica según el número de osteotomías realizadas con el sistema rotatorio de baja velocidad.

Aunque se observan ligeras variaciones entre las tres osteotomías, el comportamiento térmico permanece relativamente constante, concordando con los resultados obtenidos mediante la prueba de Friedman.

1.3. Variación térmica según el número de osteotomías en el sistema piezoeléctrico

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.

Número de osteotomía	Número de insertos	Media (°C)	Desviación estándar	Mínimo (°C)	Máximo (°C)
1	5	7.48	0.396	7	8
2	5	9.14	0.27	9	9
3	5	12.32	0.526	11	13
4	5	4.58	0.192	4	5
5	5	6.28	0.192	6	7
6	5	18.36	0.23	18	19
7	5	4.7	0.354	4	5
8	5	6.64	0.114	6	7
9	5	15	0.235	15	15
10	5	7.86	0.439	7	8
11	5	11.46	0.23	11	12
12	5	7.02	0.13	7	7
13	5	3.6	0.158	3	4
14	5	3.3	0.158	3	4
15	5	15.04	0.251	15	15
16	5	15.88	0.192	15	16

Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Tabla 6 presenta los estadísticos descriptivos correspondientes a la variación térmica registrada durante las dieciséis osteotomías realizadas con el inserto piezoeléctrico US2.

La mayor variación térmica promedio se observó en la sexta osteotomía (18.36 °C), mientras que la menor correspondió a la decimocuarta osteotomía (3.30 °C).

Tabla 7. Comparación de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.

Variable	Prueba estadística	Chi-cuadrado (χ^2)	gl	Valor p	Interpretación
Variación térmica	Friedman	74.771	15	<0.001	Existe diferencia significativa entre las osteotomías

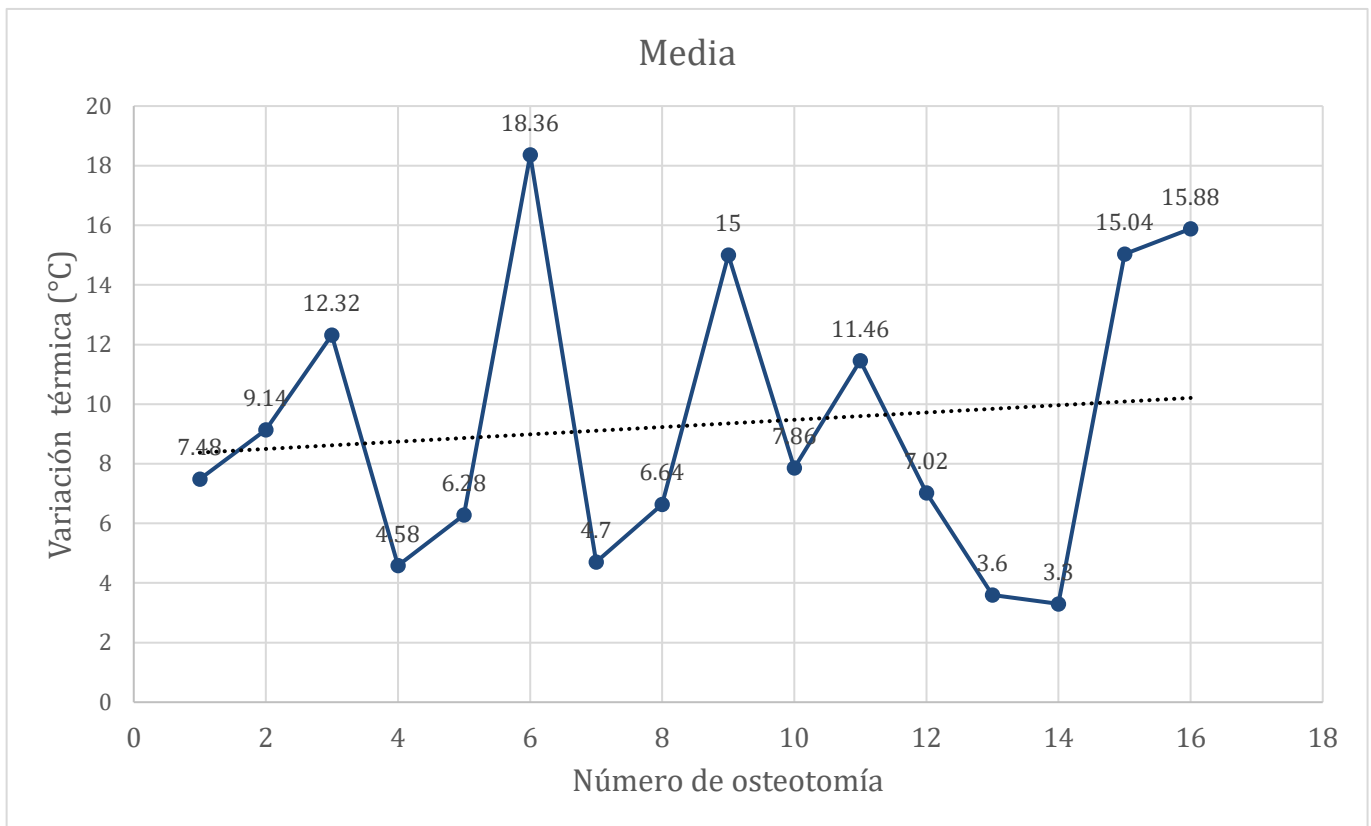
Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La prueba de Friedman evidenció diferencias estadísticamente significativas en la variación térmica entre las dieciséis osteotomías ($\chi^2 = 74.771$; gl = 15; $p < 0.001$).

Estos resultados indican que la variación térmica generada por el sistema piezoeléctrico varió significativamente conforme aumentó el número de osteotomías realizadas.

Figura 6. Comportamiento de la variación térmica según el número de osteotomía en el sistema piezoeléctrico.



Fuente: Elaboración propia.

Interpretación

La Figura 6 muestra el comportamiento de la variación térmica durante las dieciséis osteotomías realizadas con el inserto piezoeléctrico.

Se observa un comportamiento variable de la variación térmica a lo largo de los diferentes usos, con picos de temperatura en determinadas osteotomías, lo cual coincide con los resultados obtenidos mediante la prueba de Friedman.

2. Discusión:

2.1. Comparación de la variación térmica entre el sistema rotatorio de baja velocidad y el sistema piezoeléctrico ultrasónico

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la variación térmica ósea generada por un sistema rotatorio de baja velocidad y un sistema piezoeléctrico ultrasónico durante la realización de osteotomías en bloques de mandíbula porcina ex vivo. Los resultados obtenidos demostraron que el sistema piezoeléctrico presentó una variación térmica significativamente mayor que el sistema rotatorio de baja velocidad durante las tres primeras osteotomías ($p < 0.001$), registrando una media de 9.65 ± 2.11 °C, mientras que el sistema rotatorio presentó una variación térmica promedio de -1.91 ± 2.11 °C. En consecuencia, los resultados respaldan la existencia de diferencias significativas entre ambos sistemas; sin embargo, el efecto del número de osteotomías no fue uniforme, pues se observó en el sistema piezoeléctrico, pero no en el sistema rotatorio durante los tres usos evaluados.

La presencia de valores negativos en el sistema rotatorio debe interpretarse considerando que la variable analizada fue la variación térmica y no únicamente el aumento de temperatura. Bajo las condiciones experimentales empleadas, el efecto refrigerante de la irrigación con solución salina a 60 mL/min probablemente superó la producción de calor generada por la fricción de la fresa durante el corte. Esta interpretación se fortalece con la prueba piloto realizada sin irrigación, en la cual la fresa alcanzó temperaturas similares a las observadas con el sistema piezoeléctrico. Por tanto, la menor variación térmica registrada en el sistema rotatorio no necesariamente indica ausencia de generación de calor, sino un predominio del efecto de enfriamiento producido por la configuración de irrigación empleada en la pieza recta, la cual permitió un lavado directo y continuo del sitio de osteotomía. La importancia de la irrigación en la disipación térmica durante el fresado óseo ha sido descrita en estudios experimentales y revisiones sobre perforación implantológica, donde se destaca que el flujo, la dirección del irrigante y la eliminación de detritos influyen de manera determinante en la temperatura alcanzada durante la osteotomía (2–4,15).

Aunque el sistema piezoeléctrico ha sido ampliamente reconocido como una alternativa quirúrgica conservadora debido a su precisión de corte y a la preservación de los tejidos blandos, la generación de calor durante la osteotomía depende de múltiples factores, entre ellos el diseño del inserto, la densidad ósea, la presión ejercida durante el corte, la irrigación y el tiempo operatorio. En este sentido, los resultados del presente estudio respaldan la importancia de considerar dichos factores de forma conjunta al interpretar el comportamiento térmico de los diferentes sistemas de osteotomía.

Los resultados obtenidos muestran concordancia con lo reportado por Kencer y Bayram, quienes observaron mayores cambios térmicos durante el uso de sistemas ultrasónicos en comparación con instrumentos rotatorios convencionales bajo condiciones experimentales controladas (22). Dichos autores atribuyeron este comportamiento principalmente al mayor tiempo requerido para completar la osteotomía y a las características propias del mecanismo de corte ultrasónico, factores que incrementan el tiempo de contacto entre el inserto y el tejido mineralizado y favorecen una mayor generación de calor.

Asimismo, Schütz et al. evaluaron la temperatura intraósea durante el empleo de diferentes insertos piezoeléctricos utilizando mandíbulas porcinas mantenidas a temperatura corporal y registraron incrementos de temperatura promedio entre 4.4 °C y 10.9 °C, observando además picos transitorios superiores a 47 °C, aunque sin mantenerse durante un tiempo suficiente para inducir daño térmico irreversible (23). De igual manera, demostraron que el tipo de inserto influye significativamente en la generación de calor, mientras que el espesor de la cortical y la temperatura del irrigante no modificaron significativamente la temperatura máxima alcanzada. Estos hallazgos respaldan la importancia del diseño del inserto como uno de los principales determinantes del comportamiento térmico del sistema piezoeléctrico y podrían explicar, al menos parcialmente, la variación térmica observada en la presente investigación.

Por otra parte, Delgado-Ruiz et al. evaluaron diferentes dispositivos piezoeléctricos utilizando insertos de geometría semejante y concluyeron que el tipo de equipo empleado tuvo una influencia mínima sobre la temperatura generada cuando el diseño del inserto era comparable (24). Sin embargo,

observaron que la densidad ósea y la ausencia de irrigación incrementaban significativamente la temperatura durante la osteotomía, especialmente en hueso de alta densidad. Asimismo, demostraron que el tiempo requerido para completar el corte fue considerablemente mayor en hueso denso que en hueso de baja densidad, reforzando la estrecha relación existente entre el tiempo operatorio y la generación de calor.

En contraste, otros autores han informado resultados diferentes. Rashad et al. señalaron que la generación de calor durante la osteotomía depende no solo del sistema empleado, sino también de factores como la irrigación, la carga aplicada y las características del tejido óseo, encontrando diferencias entre los sistemas sónico, ultrasónico y convencional bajo distintas condiciones experimentales (18). Estas discrepancias con los resultados obtenidos en la presente investigación probablemente obedecen a diferencias metodológicas relacionadas con el tipo de hueso utilizado, la profundidad de las osteotomías, la ubicación de los termopares, el protocolo de irrigación y las condiciones operatorias, variables que pueden modificar considerablemente el comportamiento térmico durante el corte óseo.

Desde el punto de vista biomecánico, los resultados obtenidos pueden explicarse por las diferencias existentes entre ambos mecanismos de corte. El sistema rotatorio de baja velocidad realiza un corte continuo mediante una fresa quirúrgica que elimina tejido óseo de manera constante, permitiendo una evacuación eficiente de detritos y una acción directa del irrigante sobre la zona de contacto. En contraste, el sistema piezoeléctrico realiza el corte mediante microvibraciones ultrasónicas de alta frecuencia que producen una remoción progresiva del tejido mineralizado. Aunque este mecanismo proporciona una elevada precisión quirúrgica y una mayor seguridad sobre los tejidos blandos, también puede prolongar el tiempo requerido para completar la osteotomía, aumentando el tiempo de contacto entre el inserto y el hueso y, por consiguiente, la energía térmica transferida al tejido.

Durante el desarrollo experimental se observó que las mayores variaciones térmicas del sistema piezoeléctrico tendían a producirse durante el atravesamiento de la cortical ósea y al avanzar hacia planos más profundos de la osteotomía. Este comportamiento puede explicarse por las propiedades mecánicas del hueso

cortical, caracterizado por una mayor densidad mineral y resistencia al corte en comparación con el hueso trabecular. En la fase inicial del corte, la irrigación del sistema piezoeléctrico pareció controlar adecuadamente la temperatura; sin embargo, conforme el inserto atravesaba la cortical y profundizaba en el tejido óseo, la temperatura se elevaba de manera más marcada. Esto probablemente se relaciona con el aumento de la resistencia mecánica, el mayor tiempo efectivo de contacto entre el inserto y el hueso, y la menor eficacia del irrigante para alcanzar el fondo de la osteotomía. La influencia de la densidad ósea, el tiempo de corte y la irrigación sobre la temperatura generada durante la cirugía piezoeléctrica ha sido descrita por diferentes autores (18,23,24).

A pesar de que el sistema piezoeléctrico presentó una variación térmica significativamente mayor que el sistema rotatorio en las condiciones evaluadas, este resultado no implica necesariamente un mayor riesgo biológico. La respuesta del tejido óseo frente al calor depende no solo de la temperatura máxima alcanzada, sino también del tiempo durante el cual dicha temperatura permanece elevada, aspecto ampliamente reconocido en la literatura (31,32). Además, el sistema piezoeléctrico continúa ofreciendo ventajas clínicas importantes, como una mayor precisión de corte, mejor visibilidad operatoria y mayor seguridad para los tejidos blandos adyacentes, características que justifican su amplio empleo en cirugía oral e implantología. En este contexto, los resultados del presente estudio sugieren que el control adecuado de la irrigación, la aplicación de una presión ligera y el empleo de movimientos intermitentes durante el corte constituyen medidas fundamentales para minimizar variaciones térmicas excesivas asociadas al uso del sistema piezoeléctrico.

2.2. Influencia del número de osteotomías en el sistema rotatorio de baja velocidad

El análisis del sistema rotatorio de baja velocidad permitió determinar el efecto del número de osteotomías sobre la variación térmica generada por una fresa quirúrgica tipo 701. Los resultados demostraron que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre la primera, segunda y tercera osteotomía ($p = 0.449$), lo que indica que, bajo las condiciones experimentales empleadas, la variación térmica permaneció estable durante los tres primeros usos del

instrumento. Aunque descriptivamente se observaron ligeras diferencias entre las medias obtenidas en cada osteotomía, estas fueron mínimas y no evidenciaron una tendencia progresiva hacia un aumento de la temperatura.

Inicialmente podría suponerse que el incremento del número de osteotomías realizadas con una misma fresa quirúrgica ocasionaría un aumento progresivo de la temperatura debido al desgaste del filo activo; sin embargo, los resultados obtenidos sugieren que dicho fenómeno no ocurre durante los primeros usos del instrumento. Este comportamiento probablemente se explica porque las propiedades geométricas de la fresa permanecen prácticamente inalteradas durante las primeras osteotomías, permitiendo mantener una capacidad de corte adecuada y una remoción eficiente del tejido óseo sin aumentar de manera importante la fricción entre el instrumento y el hueso.

Además, debe considerarse que la variación térmica negativa observada en el sistema rotatorio se relaciona estrechamente con el protocolo de irrigación empleado. Durante la fase piloto, la fresa utilizada sin irrigación alcanzó temperaturas similares a las registradas con el sistema piezoeléctrico, lo cual evidencia que el instrumento rotatorio sí puede generar calor considerable cuando no existe refrigeración adecuada. Sin embargo, durante el experimento definitivo, la irrigación continua a 60 mL/min y su dirección hacia la zona de corte favorecieron la disipación térmica y la eliminación de detritos, reduciendo la temperatura registrada alrededor de la osteotomía. Este hallazgo coincide con la evidencia que señala a la irrigación como uno de los factores más relevantes para controlar la temperatura durante la perforación ósea y la preparación de osteotomías (2–4,15).

Los resultados del presente estudio muestran una relación interesante con evidencia previa sobre el comportamiento térmico de sistemas de fresado para implantología tras múltiples ciclos de perforación y esterilización (10). Aunque en dicha investigación la esterilización formó parte del protocolo experimental, a diferencia del presente estudio, sus hallazgos aportan información relevante sobre el comportamiento térmico del instrumento frente al uso acumulado. Se observó que la temperatura tendía a aumentar conforme aumentaba el número de reutilizaciones; sin embargo, dos de los tres sistemas evaluados mantuvieron

temperaturas inferiores al umbral crítico de 47 °C incluso después de los 25 usos. Además, se concluyó que la geometría de la fresa tuvo una influencia más importante sobre la generación de calor que el desgaste visible del instrumento, ya que uno de los sistemas produjo temperaturas elevadas desde el primer uso debido a las características propias de su diseño, a pesar de no presentar signos importantes de deterioro microscópico. Estos hallazgos permiten interpretar que el aumento de temperatura asociado al uso del instrumento no depende exclusivamente del número de osteotomías realizadas, sino también del diseño geométrico de la fresa y de su eficiencia de corte.

Resultados semejantes fueron descritos en investigaciones que analizaron el efecto de múltiples reutilizaciones y ciclos de esterilización sobre el rendimiento de fresas para implantología (12). Aunque la esterilización formó parte de ese protocolo experimental, se concluyó que la reutilización no produjo modificaciones significativas en el rendimiento de la mayoría de los instrumentos evaluados. En la presente investigación, al no incorporarse ciclos de esterilización, fue posible evaluar de manera aislada la influencia del número de osteotomías sobre la variación térmica, reduciendo la interferencia de factores adicionales que pudieran modificar el comportamiento del instrumento. En consecuencia, es razonable considerar que durante los tres primeros usos el desgaste acumulado aún no alcanza un nivel suficiente para alterar significativamente la eficiencia térmica de la fresa.

Por otra parte, estudios que evaluaron simultáneamente la temperatura generada, la deformación y la rugosidad superficial de las fresas después de 0, 10, 20, 30 y 40 osteotomías, comparando cirugía guiada y técnica convencional, demostraron que tanto la deformación del instrumento como el aumento de la temperatura se acentuaban progresivamente conforme se incrementaba el número de reutilizaciones, especialmente en la técnica guiada (13). Sin embargo, también se señaló que ninguna de las condiciones evaluadas alcanzó temperaturas compatibles con necrosis térmica. Este antecedente resulta particularmente relevante porque demuestra que el desgaste del instrumento es un proceso progresivo y acumulativo, cuya repercusión sobre la generación de calor se hace más evidente tras un número considerablemente mayor de osteotomías que el

evaluado en la presente investigación. En consecuencia, la ausencia de diferencias estadísticas observada durante las tres primeras osteotomías podría representar una fase inicial en la cual el desgaste aún no modifica de forma importante la eficiencia de corte del instrumento.

Una observación similar fue descrita en investigaciones que analizaron la deformación, la rugosidad superficial y la pérdida de masa de fresas fabricadas con diferentes materiales después de 40 osteotomías y múltiples ciclos de esterilización (14). Aunque dicho protocolo experimental incluyó esterilizaciones sucesivas, aspecto que no fue considerado en el presente estudio, sus hallazgos permiten comprender que el desgaste del instrumento constituye un proceso acumulativo que se desarrolla progresivamente conforme aumenta el número de usos. El análisis mediante microscopía electrónica evidenció signos progresivos de desgaste y alteraciones en los bordes cortantes; sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en la pérdida de masa ni en la rugosidad superficial entre los distintos grupos evaluados. Estos resultados indican que las modificaciones microscópicas del instrumento pueden aparecer antes de que se produzcan cambios detectables mediante parámetros macroscópicos o funcionales. Desde esta perspectiva, los hallazgos del presente estudio resultan coherentes con la literatura, ya que las tres osteotomías evaluadas probablemente representan un intervalo insuficiente para que dichas alteraciones estructurales repercutan en un aumento significativo de la temperatura durante el corte óseo.

Desde el punto de vista biomecánico, el mantenimiento de un comportamiento térmico estable durante las primeras osteotomías puede explicarse porque el filo activo de la fresa conserva inicialmente su capacidad para cortar el tejido óseo mediante un mecanismo eficiente de remoción de virutas. Mientras el borde cortante mantiene su geometría original, la energía mecánica suministrada por el motor se emplea principalmente en el proceso de corte y no en vencer una resistencia excesiva por fricción. Conforme el instrumento se desgasta, aumenta el área de contacto entre la fresa y el hueso, disminuye la eficiencia del corte y una mayor proporción de la energía mecánica se transforma en calor. Sin embargo, de acuerdo con los resultados obtenidos, este fenómeno aún no parece manifestarse de manera significativa durante las tres primeras osteotomías.

Asimismo, debe considerarse que todas las perforaciones fueron realizadas bajo condiciones rigurosamente estandarizadas, utilizando la misma velocidad de rotación, una irrigación constante de 60 mL/min, una profundidad uniforme de osteotomía, bloques óseos preparados bajo un mismo protocolo térmico y un único operador previamente calibrado. La estandarización de estas variables permitió minimizar la influencia de factores externos sobre la generación de calor, incrementando la probabilidad de que las pequeñas diferencias observadas entre osteotomías correspondieran a la variabilidad experimental propia del modelo y no a un deterioro funcional del instrumento.

Desde el punto de vista clínico, los resultados obtenidos sugieren que el uso acumulado de la fresa quirúrgica tipo 701 durante las tres primeras osteotomías no modifica significativamente la variación térmica cuando el procedimiento se realiza bajo condiciones adecuadas de irrigación, velocidad de rotación y técnica operatoria. No obstante, estos hallazgos no deben interpretarse como una recomendación para prolongar indefinidamente la vida útil del instrumento. La evidencia disponible demuestra que el desgaste constituye un proceso acumulativo cuya repercusión sobre el comportamiento térmico se hace más evidente conforme aumenta el número de usos y, en algunos estudios, tras repetidos ciclos de esterilización. Por ello, el presente estudio únicamente permite afirmar que, dentro del intervalo experimental evaluado y bajo las condiciones metodológicas empleadas, la respuesta térmica de la fresa permaneció estable.

2.3. Influencia del número de osteotomías sobre la variación térmica del sistema piezoeléctrico

En contraste con el sistema rotatorio, el análisis del sistema piezoeléctrico ultrasónico evidenció que el número de osteotomías ejerció una influencia significativa sobre la variación térmica generada por el inserto quirúrgico tipo US2. Los resultados demostraron la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las dieciséis osteotomías realizadas ($p < 0.001$), lo que indica que el comportamiento térmico del inserto varió conforme aumentó su utilización. El análisis descriptivo mostró que la variación térmica no siguió un patrón lineal, sino que presentó fluctuaciones durante la secuencia de uso, observándose los valores más elevados en determinadas osteotomías, particularmente durante la

sexta, novena, decimoquinta y decimosexta. Estos hallazgos evidencian que el uso repetido del inserto puede modificar su comportamiento térmico aun cuando todas las osteotomías fueron realizadas bajo condiciones operatorias estandarizadas.

A diferencia del sistema rotatorio evaluado en la presente investigación, cuya variación térmica permaneció estable durante las tres primeras osteotomías, el sistema piezoeléctrico mostró un comportamiento significativamente más variable conforme aumentó el número de usos. Esta diferencia probablemente se relaciona con el propio mecanismo de corte ultrasónico. Mientras la fresa rotatoria elimina tejido óseo mediante un movimiento continuo de rotación, el inserto piezoeléctrico produce microvibraciones ultrasónicas cuya eficiencia depende simultáneamente de la amplitud de vibración, la geometría activa del inserto, la presión ejercida por el operador, la irrigación y el contacto efectivo entre el filo y el tejido mineralizado. En consecuencia, pequeñas modificaciones acumuladas en cualquiera de estos factores pueden reflejarse en variaciones importantes de la temperatura generada durante la osteotomía.

Los resultados obtenidos guardan estrecha relación con estudios que evaluaron los cambios de temperatura intraósea producidos por diferentes insertos piezoeléctricos en mandíbulas porcinas mantenidas a temperatura corporal (23). En dichos trabajos se encontraron aumentos promedio de temperatura entre 4.4 °C y 10.9 °C, demostrándose además que el tipo de inserto utilizado ejercía una influencia significativa sobre la generación de calor, mientras que variables como el grosor de la cortical y la temperatura del irrigante no modificaban significativamente la temperatura máxima alcanzada. Asimismo, se observó que, aunque se registraban picos superiores a 47 °C, estos permanecían por períodos muy cortos, insuficientes para producir daño térmico irreversible sobre el tejido óseo.

Aunque en la presente investigación únicamente se utilizó un tipo de inserto (US2), los resultados sugieren que incluso manteniendo constante la geometría del instrumento, el incremento del número de osteotomías puede modificar su comportamiento térmico. Este hallazgo complementa la evidencia previa, ya que demuestra que la generación de calor no depende exclusivamente del diseño del

inserto, sino también de los cambios funcionales que experimenta durante su utilización repetida (23).

Un aspecto particularmente relevante observado durante el desarrollo experimental fue que las mayores variaciones térmicas tendían a producirse cuando el inserto atravesaba la cortical ósea y cuando el corte avanzaba hacia mayor profundidad. En la fase superficial, el sistema de irrigación del piezoeléctrico parecía controlar adecuadamente la temperatura; sin embargo, al atravesar la cortical y profundizar en el bloque óseo, la temperatura se elevaba de manera más marcada. Este comportamiento puede explicarse por las características biomecánicas del hueso cortical, cuya mayor densidad mineral requiere una resistencia considerablemente superior al avance del instrumento. Como consecuencia, aumenta el tiempo efectivo de contacto entre el inserto y el tejido óseo, incrementándose simultáneamente la fricción y la energía mecánica transformada en calor.

La observación anterior coincide con investigaciones que compararon distintos dispositivos piezoeléctricos utilizando osteotomías estandarizadas en bloques óseos de diferente densidad (24). En estos estudios se demostró que la temperatura aumentaba significativamente durante las osteotomías realizadas en hueso de alta densidad cuando no existía irrigación adecuada, mientras que el tiempo operatorio era considerablemente mayor en comparación con huesos de menor densidad. Además, se concluyó que la geometría del inserto ejercía una influencia mucho mayor que el propio dispositivo piezoeléctrico sobre la generación de calor, siempre que ambos trabajaran bajo condiciones operatorias similares. Estos hallazgos respaldan la interpretación de que el paso por la cortical constituye una de las fases críticas en la generación térmica durante la cirugía piezoeléctrica, debido al incremento simultáneo del tiempo de corte y de la resistencia mecánica ejercida por el tejido óseo.

La influencia de la profundidad de la osteotomía también debe considerarse en la interpretación de estos hallazgos. A medida que el instrumento avanza hacia planos más profundos, el irrigante puede tener mayor dificultad para alcanzar directamente el fondo del corte y retirar los detritos óseos generados durante la instrumentación. Esta condición puede favorecer una menor disipación térmica

local y una acumulación progresiva de calor, especialmente en un sistema cuyo corte depende del contacto vibratorio repetido entre el inserto y el tejido mineralizado. Estudios sobre perforación ósea han señalado que la profundidad, la eficacia de la irrigación y la evacuación de detritos modifican la distribución térmica durante la preparación del hueso (3,4,7).

La influencia del uso repetido del inserto también puede comprenderse a partir de los procesos de desgaste superficial que experimenta durante sucesivas osteotomías. En este sentido, estudios mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) han evaluado el comportamiento térmico y el desgaste microscópico de insertos piezoeléctricos, observando que el deterioro progresivo del recubrimiento superficial se acompañaba de un aumento gradual en el tiempo de corte y en la producción de calor (27). Sin embargo, se señaló que, aun después de tiempos prolongados de utilización, las temperaturas permanecieron por debajo de los niveles considerados clínicamente críticos. Asimismo, se describió que el piezoeléctrico generaba superficies óseas más regulares y con menor evidencia de daño térmico en comparación con los instrumentos rotatorios convencionales. Estos resultados permiten interpretar que la variación térmica observada durante las últimas osteotomías del presente estudio podría representar una consecuencia del desgaste progresivo del inserto, más que un deterioro brusco de su capacidad de corte.

La explicación de este fenómeno encuentra un soporte adicional en investigaciones realizadas específicamente con insertos US2, el mismo modelo utilizado en la presente investigación (27). En dicho estudio se analizó el comportamiento de los insertos después de 4, 8, 16 y 32 osteotomías, encontrándose un aumento significativo de la rugosidad superficial, del nivel de desgaste, de la nano-dureza y del módulo elástico conforme aumentaba el número de usos. Paralelamente, se demostró que la duración promedio de cada osteotomía también aumentaba progresivamente, indicando una disminución de la eficiencia de corte del inserto. Estos hallazgos resultan especialmente relevantes para interpretar los resultados obtenidos en la presente investigación, ya que proporcionan evidencia directa de que las modificaciones microscópicas acumuladas durante el uso repetido pueden alterar el comportamiento mecánico

del inserto y favorecer una mayor disipación de energía en forma de calor durante el corte óseo.

Desde el punto de vista biomecánico, este comportamiento puede explicarse porque el corte piezoeléctrico depende de microvibraciones ultrasónicas de alta frecuencia que deben transmitirse eficientemente desde el inserto hacia el tejido óseo. Conforme aumenta el desgaste superficial, disminuye la capacidad del filo activo para concentrar la energía mecánica sobre un área reducida de contacto, obligando al operador a mantener el instrumento durante un mayor tiempo sobre la superficie ósea para completar la osteotomía. Como consecuencia, aumenta el trabajo mecánico realizado por el sistema y una mayor proporción de dicha energía termina transformándose en calor. Este fenómeno resulta particularmente evidente durante el atravesamiento de la cortical, donde la mayor densidad mineral incrementa la resistencia al avance del inserto y favorece la acumulación térmica.

Asimismo, todas las osteotomías fueron realizadas bajo condiciones experimentales rigurosamente estandarizadas, utilizando un mismo equipo piezoeléctrico, un único tipo de inserto US2, irrigación constante con solución salina a 60 mL/min, una profundidad uniforme de osteotomía, bloques óseos preparados mediante un protocolo térmico previamente establecido y un único operador calibrado. La estandarización de estas variables permitió reducir la influencia de factores externos sobre la generación de calor, fortaleciendo la interpretación de que las diferencias observadas entre osteotomías estuvieron asociadas principalmente al comportamiento del inserto conforme aumentó su utilización.

Desde el punto de vista clínico, los resultados obtenidos sugieren que el número de osteotomías realizadas con un mismo inserto piezoeléctrico constituye un factor que puede modificar significativamente la variación térmica durante el corte óseo. Si bien las temperaturas registradas en el presente estudio no permiten afirmar por sí mismas la presencia de daño térmico irreversible, los hallazgos evidencian la conveniencia de controlar el estado funcional del inserto conforme aumenta su uso, especialmente en procedimientos que involucran hueso cortical denso o requieren osteotomías prolongadas. En este contexto, la evaluación

periódica del desgaste del inserto y su reemplazo oportuno podrían contribuir a mantener una adecuada eficiencia de corte, disminuir el tiempo operatorio y reducir el riesgo de elevaciones térmicas innecesarias durante la cirugía

2.4. Implicancias clínicas de los hallazgos

Las diferencias observadas entre ambos sistemas de osteotomía poseen importantes implicancias para la práctica clínica en cirugía oral e implantología, ya que demuestran que el comportamiento térmico difiere significativamente según el mecanismo de corte empleado, el sistema de irrigación y el uso acumulado del instrumental. Desde una perspectiva clínica, estos hallazgos resaltan la importancia de comprender que la generación de calor durante una osteotomía no depende únicamente del tipo de instrumento utilizado, sino también de factores relacionados con su estado funcional, el tiempo operatorio, la calidad del tejido óseo y las condiciones bajo las cuales se desarrolla el procedimiento.

En el caso del sistema rotatorio de baja velocidad, la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre la primera, segunda y tercera osteotomía sugiere que, bajo condiciones controladas de irrigación, velocidad de rotación y técnica operatoria, el uso acumulado de la fresa durante este intervalo no modifica de manera importante la variación térmica generada. Sin embargo, la prueba piloto sin irrigación permitió observar que la fresa puede alcanzar temperaturas similares a las del sistema piezoeléctrico cuando se elimina el efecto refrigerante. Por ello, los resultados del presente estudio deben interpretarse reconociendo el papel fundamental del protocolo de irrigación, más que como una ausencia absoluta de producción de calor por parte del sistema rotatorio.

Por el contrario, el sistema piezoeléctrico presentó diferencias significativas en el comportamiento térmico conforme aumentó el número de osteotomías realizadas. Este resultado adquiere especial importancia clínica porque evidencia que el rendimiento del inserto puede modificarse progresivamente con el uso acumulado, incluso cuando se mantienen constantes variables como la irrigación, la profundidad de la osteotomía, el operador y el equipo empleado. En consecuencia, el seguimiento del estado funcional del inserto debería considerarse un aspecto relevante dentro del mantenimiento rutinario del instrumental quirúrgico,

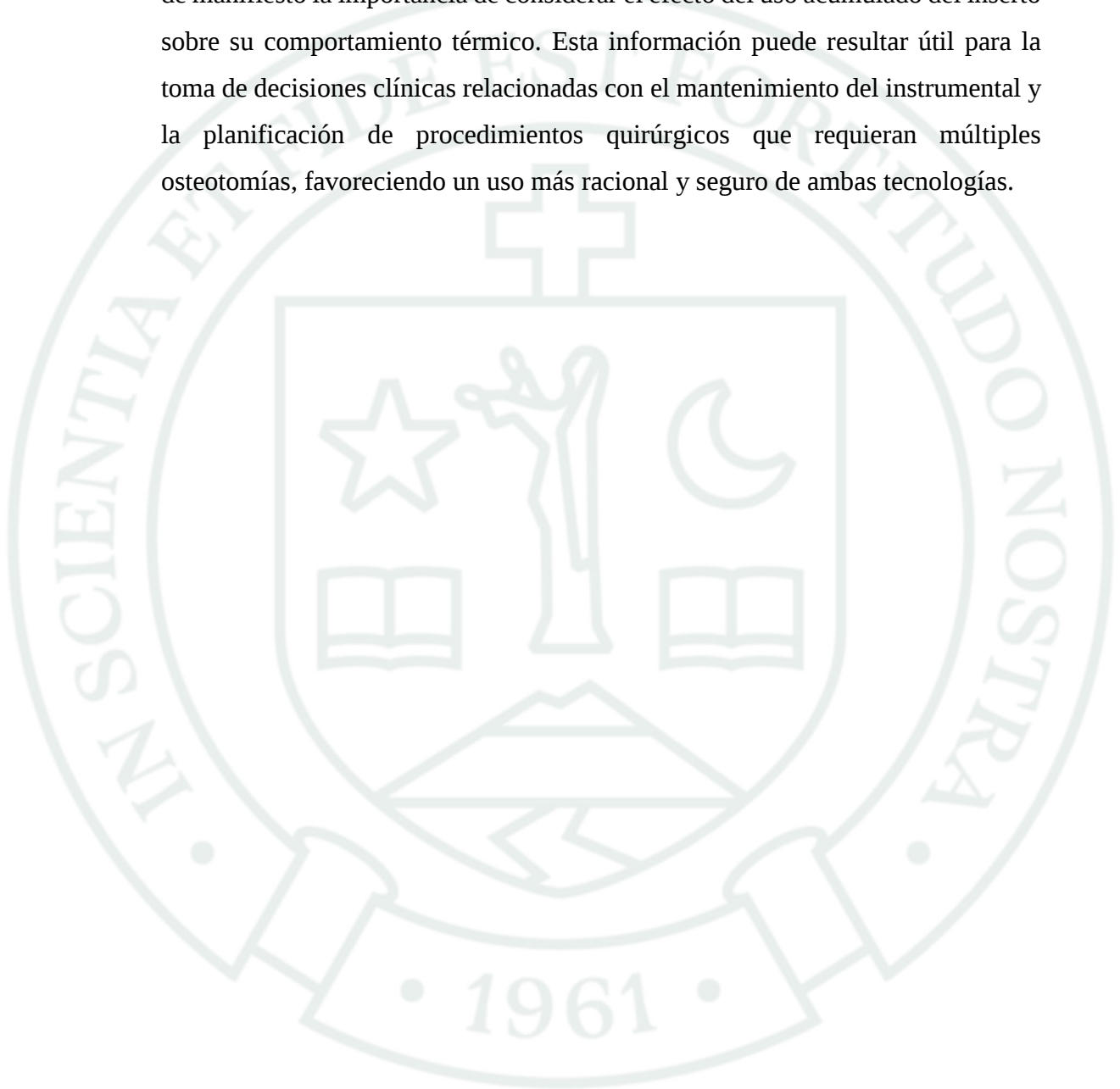
especialmente en procedimientos donde se realizan múltiples osteotomías consecutivas.

Asimismo, durante el desarrollo experimental se observó que las mayores variaciones térmicas tendían a presentarse durante el atravesamiento de la cortical ósea y al avanzar en profundidad. Aunque esta observación fue realizada bajo condiciones ex vivo, posee una clara relevancia clínica, ya que la cortical representa la estructura de mayor resistencia mecánica durante la osteotomía. En este contexto, la aplicación de una presión excesiva, una irrigación insuficiente o la utilización de insertos con menor capacidad de corte podrían favorecer elevaciones térmicas innecesarias durante esta fase del procedimiento. Por ello, resulta recomendable mantener una irrigación continua, emplear una presión ligera y permitir que el propio sistema piezoeléctrico realice el corte sin forzar el avance del instrumento.

Otro aspecto de interés clínico radica en que, a pesar de que el sistema piezoeléctrico generó una variación térmica superior al sistema rotatorio bajo las condiciones experimentales evaluadas, ello no implica necesariamente una mayor probabilidad de lesión ósea durante la práctica clínica. La respuesta biológica del hueso frente al calor depende tanto de la magnitud de la temperatura alcanzada como del tiempo durante el cual esta permanece elevada, además de la capacidad del tejido para disipar el calor mediante la irrigación sanguínea, fenómeno que no se encuentra presente en modelos ex vivo. Por esta razón, los resultados obtenidos deben interpretarse considerando las limitaciones inherentes al modelo experimental utilizado y no extrapolarse directamente a situaciones clínicas sin la debida precaución.

Desde el punto de vista de la planificación quirúrgica, los hallazgos obtenidos respaldan la necesidad de realizar un mantenimiento periódico del instrumental utilizado para osteotomías, verificando el estado de las fresas e insertos antes de cada procedimiento. Del mismo modo, refuerzan la importancia de respetar protocolos adecuados de irrigación, evitar presiones excesivas durante el corte y sustituir oportunamente los instrumentos que presenten signos evidentes de desgaste, con el propósito de optimizar la eficiencia de corte y minimizar la generación innecesaria de calor.

Finalmente, los resultados del presente estudio contribuyen a ampliar el conocimiento disponible sobre el comportamiento térmico de los sistemas de osteotomía empleados en cirugía oral. Si bien el sistema piezoeléctrico continúa ofreciendo ventajas ampliamente reconocidas, como una mayor precisión de corte y una elevada seguridad para los tejidos blandos, los hallazgos obtenidos ponen de manifiesto la importancia de considerar el efecto del uso acumulado del inserto sobre su comportamiento térmico. Esta información puede resultar útil para la toma de decisiones clínicas relacionadas con el mantenimiento del instrumental y la planificación de procedimientos quirúrgicos que requieran múltiples osteotomías, favoreciendo un uso más racional y seguro de ambas tecnologías.



3. Conclusiones:

Se concluye que el sistema piezoeléctrico ultrasónico presentó una variación térmica ósea significativamente mayor que el sistema rotatorio de baja velocidad bajo las condiciones experimentales evaluadas. Asimismo, se evidenció que el número de osteotomías influyó significativamente sobre el comportamiento térmico del inserto piezoeléctrico, mientras que el sistema rotatorio mantuvo una respuesta térmica estable durante las tres primeras osteotomías.

La variación térmica negativa observada en el sistema rotatorio se relacionó principalmente con el efecto refrigerante de la irrigación utilizada durante el procedimiento, ya que la prueba piloto sin irrigación evidenció temperaturas similares a las registradas con el sistema piezoeléctrico. Por tanto, el comportamiento térmico del sistema rotatorio debe interpretarse considerando la eficacia del protocolo de irrigación empleado.

En el sistema piezoeléctrico, las mayores variaciones térmicas se observaron especialmente durante el atravesamiento de la cortical ósea y al avanzar hacia mayor profundidad, lo que sugiere que la resistencia del tejido cortical, el tiempo de contacto del inserto y la disminución relativa de la eficacia de la irrigación en zonas profundas pueden influir en la elevación de la temperatura durante la osteotomía.

Estos hallazgos demuestran que el mecanismo de corte, el uso acumulado del instrumental y las condiciones de irrigación constituyen factores determinantes en el comportamiento térmico durante la osteotomía, aportando evidencia que puede contribuir a optimizar el manejo del instrumental quirúrgico y a favorecer procedimientos más seguros desde el punto de vista térmico.

4. Recomendaciones:

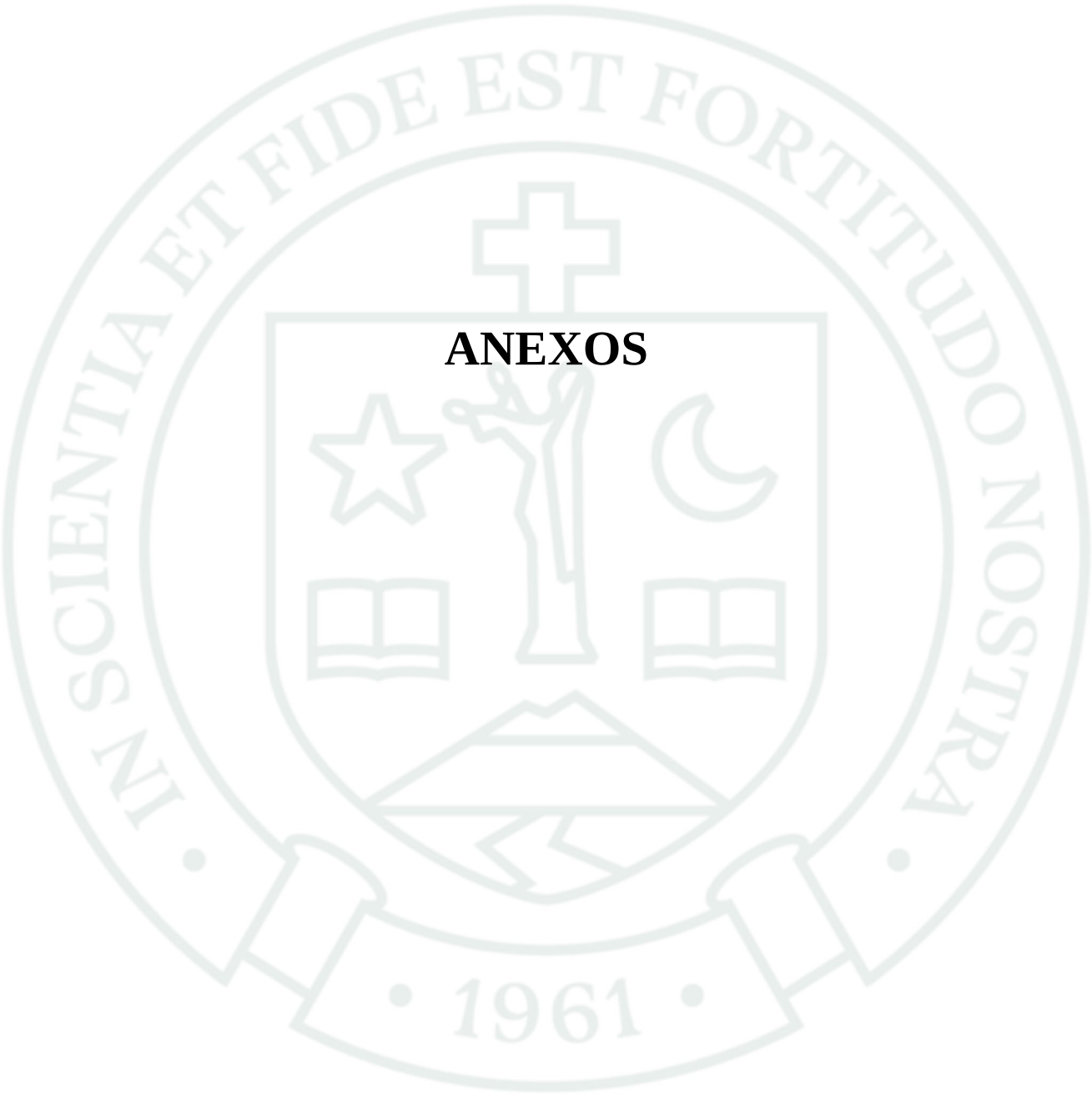
- Se recomienda realizar estudios que evalúen un mayor número de osteotomías tanto en sistemas rotatorios de baja velocidad como en sistemas piezoeléctricos ultrasónicos, con la finalidad de determinar el punto en el que el uso acumulado del instrumental comienza a influir significativamente sobre la variación térmica generada durante la osteotomía.
- Se recomienda realizar estudios in vivo o en modelos experimentales que reproduzcan de manera más fiel las condiciones fisiológicas del tejido óseo, permitiendo evaluar la influencia de la circulación sanguínea, la respuesta biológica y la capacidad de disipación térmica sobre la temperatura generada durante la osteotomía.
- Se recomienda que futuras investigaciones comparen diferentes protocolos de irrigación, incluyendo variaciones en el flujo, dirección y temperatura del irrigante, debido a que los hallazgos del presente estudio sugieren que la irrigación tuvo un papel determinante en la variación térmica observada, especialmente en el sistema rotatorio de baja velocidad.
- Se recomienda a los cirujanos controlar el estado de fresas e insertos, cumplir con la irrigación adecuada y reemplazar el instrumental desgastado a tiempo para asegurar la eficiencia de corte y evitar el sobrecalentamiento del hueso.

REFERENCIAS:

1. Samra RK, Showkat R. Impact of Drilling Speed in Implantology: A Review. *Journal of Pierre Fauchard Academy (India Section)*. el 16 de diciembre de 2021;78–86. doi:10.18311/jpfa/2021/27610
2. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18(5):522–527.
3. Iliescu AA, Petcu CM, Mercuț R, Iliescu MG, Petcu IC, Gheorghiu IM, et al. Thermal changes of bone induced during drilling for dental implants placement: An in Vitro study. *Defect and Diffusion Forum*. 2017;376:78–88. doi:10.4028/www.scientific.net/DDF.376.78
4. Rugova S, Abboud M. Standardized Testing for Thermal Evaluation of Bone Drilling: Towards Predictive Assessment of Thermal Trauma. *Bioengineering*. el 1 de julio de 2024;11(7). doi:10.3390/bioengineering11070642
5. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999;88(2):145–150.
6. Takács A, Marada G, Turzó K, Nagy Á, Németh O, Mijiritsky E, et al. Does implant drill design influence the accuracy of dental implant placement using static computer-assisted implant surgery? An in vitro study. *BMC Oral Health*. el 1 de diciembre de 2023;23(1). doi:10.1186/s12903-023-03297-0 PubMed PMID: 37596610.
7. Davidson SRH, James DF. Drilling in bone: Modeling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng*. junio de 2003;125(3):305–14. doi:10.1115/1.1535190 PubMed PMID: 12929234.
8. Gehrke SA, Bettach R, Cayron B, Boukhris G, Dedavid BA, Frutos JCP. Development of a new drill design to improve the temperature control during the osteotomy for dental implants: A comparative in vitro analysis. *Biology (Basel)*. el 1 de agosto de 2020;9(8):1–9. doi:10.3390/biology9080208
9. Gehrke SA, Treichel TLE, Aramburú Júnior J, de Aza PN, Prados-Frutos JC. Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Sci Rep*. el 1 de diciembre de 2020;10(1). doi:10.1038/s41598-020-77762-z PubMed PMID: 33244090.
10. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. febrero de 2006;64(2):265–9. doi:10.1016/j.joms.2005.10.011 PubMed PMID: 16413899.
11. Nimphiboon N, Chaiyasamut T, Vorakulpipat C. EVALUATION OF COMPRESSIVE STRENGTH AND SURFACE ROUGHNESS OF REPEATED SURGICAL FISSURE CARBIDE BUR. Vol. 4. 2026.

12. Alevizakos V, Mosch R, von See C. Influence of Multiple Used Implant Drills on Their Cutting Performance and Fracture Resistance. *Materials*. el 1 de agosto de 2023;16(15). doi:10.3390/ma16155271
13. dos Santos PL, Pereira Queiroz T, Margonar R, Gomes de Souza Carvalho AC, Betoni Jr W, Rodrigues Rezende RR, et al. Evaluation of Bone Heating, Drill Deformation, and Drill Roughness After Implant Osteotomy: Guided Surgery and Classic Drilling Procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):51–8. doi:10.11607/jomi.2919 PubMed PMID: 24451853.
14. Batista Mendes GC, Padovan LEM, Ribeiro-Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent*. 2014;23(2):188–94. doi:10.1097/ID.000000000000028 PubMed PMID: 24637524.
15. Raj R, Manju V, Kumar-Gopal V, Eswar M. Analysis of Factors Determining Thermal Changes at Osteotomy Site in Dental Implant Placement - An In-Vitro Study. *J Clin Exp Dent*. 2021;13(2):e234–9. doi:10.4317/jced.57346
16. Renapurkar S, Nagamalla S. Piezosurgery in Oral and Maxillofacial Surgery. En: *Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician*. Springer Singapore; 2021. p. 831–9. doi:10.1007/978-981-15-1346-6_40
17. Stübinger S, Kuttenger J, Filippi A, Sader R, Zeilhofer HF. Intraoral piezosurgery: Preliminary results of a new technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. septiembre de 2005;63(9):1283–7. doi:10.1016/j.joms.2005.05.304 PubMed PMID: 16122591.
18. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Hanken H, Gröbe A, et al. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. el 1 de septiembre de 2015;43(7):1072–7. doi:10.1016/j.jcms.2015.05.018 PubMed PMID: 26116310.
19. Dias-Ribeiro E, Freire JCP, Barreto JO, Del Pilar Rodríguez-Sánchez M, Sant’Ana E. Third molar removal with the use of piezosurgery: Literature review. *Revista Espanola de Cirugia Oral y Maxilofacial*. Ediciones Ergon SA; 2018. p. 84–9. doi:10.1016/j.maxilo.2017.07.003
20. Uribe-Monasterio M, Vargas-Buratovic JP, Verdugo-Paiva F, Mayer-Olivares C, Pinedo-Henríquez FJ. Instrumental piezoeléctrico en comparación a instrumental rotatorio convencional para la exodoncia de terceros molares mandibulares. *International journal of interdisciplinary dentistry*. abril de 2021;14(1):110–5. doi:10.4067/s2452-55882021000100110
21. Aquilanti L, Antognoli L, Rappelli G, Di Felice R, Scalise L. Heat Generation During Initial Osteotomy for Implant Site Preparation: An In Vitro Measurement Study. *J Maxillofac Oral Surg*. el 1 de junio de 2023;22(2):313–20. doi:10.1007/s12663-022-01800-8

22. Kencer T, Bayram B. Comparison of thermal changes in bone using conventional and ultrasonic bone cutters. *Revista Espanola de Cirugia Oral y Maxilofacial*. 2025;47(1):6–15. doi:10.20986/recom.2025.1583/2024
23. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT. Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg*. noviembre de 2012;41(11):1338–43. doi:10.1016/j.ijom.2012.06.007 PubMed PMID: 22906407.
24. Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Palermo A, Calvo-Guirado JL, Perez-Albacete C, Romanos GE. Temperature and time variations during osteotomies performed with different piezosurgical devices: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. el 1 de septiembre de 2016;27(9):1137–43. doi:10.1111/clr.12709 PubMed PMID: 26439590.
25. Pulino B, D’Amado MP, Louzada G, Câmara G, Prestes de Camargo Filho G, Guerra RC. New cross sonic piezosonic cutting blade geometry design: pilot study. *Discover Applied Sciences*. el 1 de julio de 2025;7(7). doi:10.1007/s42452-025-07203-x
26. Tepedino M, Romano F, Indolfi M, Aimetti M. Heat Production and Drill Wear Following Osseous Resective Surgery: A Preliminary In Vitro SEM Study Comparing Piezosurgery and Conventional Drilling. *Int J Periodontics Restorative Dent*. mayo de 2018;38(3):e33–40. doi:10.11607/prd.3495 PubMed PMID: 29813142.
27. GÜZEL B, ARPAĞ OF, ÖZARSLAN S, HASKAN AC, SALİMOV F. Bone cutting performance and mechanical properties of piezo-surgical tips: a nano-indentation study. *Cukurova Medical Journal*. el 29 de diciembre de 2023;48(4):1282–92. doi:10.17826/cumj.1367977
28. Davidson SRH, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical Engineering & Physics* [Internet]. 2000. Disponible en: www.elsevier.com/locate/medengphy
29. Umberto Romeo, Alessandro Del Vecchio, Gaspare Palaia, Gianluca Tenore, Paolo Visca, Claudia Maggiore. Bone Damage Induced by Different Cutting Instruments. *Braz Dent J*. 2009;20(2):162–8.
30. Bonewald LF. The amazing osteocyte. *Journal of Bone and Mineral Research*. febrero de 2011;26(2):229–38. doi:10.1002/jbmr.320 PubMed PMID: 21254230.
31. Eriksson AR, Albrektsson T. RESEARCH AND EDUCATION SECTION EDITOR Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. 1983.
32. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. enero de 2008;128(1):71–7. doi:10.1007/s00402-007-0427-3 PubMed PMID: 17762937.
33. Seyedeh Elaheh Askari, Amir Fahimipour, Ayda Sameie, Ali Soltani. The effect of heating during dental implant drilling and osteonecrosis. *Open Access Research Journal of Biology and Pharmacy*. el 30 de mayo de 2022;5(1):012–5. doi:10.53022/oarjbp.2022.5.1.0044



ANEXOS

- **Anexo 1. Modelo de ficha de registro:**

Sistema rotatorio de baja velocidad:

Muestra	Sistema	Grupo	N. de osteotomía	Temp. Inicial	Temp. Máxima	Variación térmica
1	Baja velocidad	Fresa 701	1			
1	Baja velocidad	Fresa 701	2			
1	Baja velocidad	Fresa 701	3			
2	Baja velocidad	Fresa 701	1			
2	Baja velocidad	Fresa 701	2			
2	Baja velocidad	Fresa 701	3			
3	Baja velocidad	Fresa 701	1			
3	Baja velocidad	Fresa 701	2			
3	Baja velocidad	Fresa 701	3			
4	Baja velocidad	Fresa 701	1			
4	Baja velocidad	Fresa 701	2			
4	Baja velocidad	Fresa 701	3			
5	Baja velocidad	Fresa 701	1			
5	Baja velocidad	Fresa 701	2			
5	Baja velocidad	Fresa 701	3			

Sistema piezoeléctrico:

Muestra	Sistema	Grupo	N. de osteotomía	Temp. Inicial	Temp. Máxima	Variación térmica
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
1	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
2	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
3	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			

4	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
4	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	1			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	2			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	3			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	...			
5	Piezoeléctrico	Inserto US2	16			

N	Sistema	Grupo	tem. Inicial	tem. Máxima	tem. Mínima	tem. Inicial	tem. Máxima	tem. Mínima	tem. Inicial	tem. Máxima	tem. Mínima
1	Baja velocidad	Fresa 701	1	35.6	35.1	32.3	33.6	33.6	-2	-2	-2
1	Baja velocidad	Fresa 701	2	37.5	36.8	32.9	29.2	32.9	-5	-8	-5
1	Baja velocidad	Fresa 701	3	36.8		33.5	29.5	33.5	-3	-7	-3
2	Baja velocidad	Fresa 701	1	37.2	36.4	36	35	36	-1	-1	-1
2	Baja velocidad	Fresa 701	2	37.9	36.7	37.7	36.9	37.7	-0	0.2	0.2
2	Baja velocidad	Fresa 701	3	35.8	35.8	33.3	32.4	33.3	-3	-3	-3
3	Baja velocidad	Fresa 701	1	36.7	36.6	36.1	35.3	36.1	-1	-1	-1
3	Baja velocidad	Fresa 701	2	36.5	36.4	33.8	33.3	33.8	-3	-3	-3
3	Baja velocidad	Fresa 701	3	37.5	35.2	35.6	33.1	35.6	-2	-2	-2
4	Baja velocidad	Fresa 701	1	36.3	36.1	30.4	29.7	30.4	-6	-6	-6
4	Baja velocidad	Fresa 701	2	36.5	36.3	29.8	39.7	39.7	-7	3.4	3.4
4	Baja velocidad	Fresa 701	3	36	35.3	34.4	33.8	34.4	-2	-2	-2
5	Baja velocidad	Fresa 701	1	37.4	37.4	35.8	34.8	35.8	-2	-3	-2
5	Baja velocidad	Fresa 701	2	37	36.5	35	32.7	35	-2	-4	-2
5	Baja velocidad	Fresa 701	3	37.1	36.5	34.1	36.5	34.1	-3	-6	-3

ra	Sistema	Grupo	N. de nstruccion	temp. Inicial	temp. Máxima	Varacion térmica	Muestra	Sistema	Grupo	N. de nstruccion	temp. Inicial	temp. Máxima	Varacion térmica	Muestra	Sistema	Grupo	N. de nstruccion	temp. Inicial	temp. Máxima	Varacion térmica
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	1	36.8	44.4	6.8	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	1	36.9	44.6	6.8	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	1	37	44.8	6.8
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	2	36.7	45.9	8.7	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	2	36.8	46.1	8.7	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	2	36.9	46.3	8.7
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	3	36.9	49.4	11.4	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	3	37	49.6	11.4	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	3	37.1	49.8	11.4
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	4	36.1	40.7	4.3	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	4	36.2	40.9	4.3	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	4	36.3	41.1	4.3
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	5	37.3	43.6	6	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	5	37.4	43.8	6	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	5	37.5	44	6
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	6	37	55.4	18	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	6	37.1	55.6	18	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	6	37.2	55.8	18
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	7	36.6	41.4	4.1	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	7	36.7	41.6	4.1	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	7	36.8	41.8	4.1
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	8	36.8	43.4	6.6	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	8	36.9	43.6	6.6	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	8	37	43.8	6.6
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	9	37.5	52.4	14.9	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	9	37.6	52.6	14.9	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	9	37.4	52.8	14.9
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	10	36.4	44.4	7.1	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	10	36.5	44.6	7.1	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	10	36.6	44.8	7.1
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	11	37.4	48.9	11.1	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	11	37.5	49.1	11.1	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	11	37.6	49.3	11.1
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	12	36.7	43.7	6.9	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	12	36.8	43.9	6.9	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	12	36.9	44.1	6.9
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	13	36.9	40.5	3.4	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	13	37	40.7	3.4	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	13	37.1	40.9	3.4
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	14	36.9	40.2	3.1	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	14	37	40.4	3.1	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	14	37.1	40.6	3.1
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	15	37.4	52.5	14.8	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	15	37.3	52.7	14.8	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	15	37.8	52.9	14.8
	3 Piezoeléctric	Inserto Us2	16	36.9	52.8	15.6	4	Piezoeléctric	Inserto Us2	16	37	53	15.6	5	Piezoeléctric	Inserto Us2	16	37.1	53.2	15.6

- Anexo 3. Evidencia fotográfica.



