



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA OSTEOTOMÍA MEDIANTE DOS SISTEMAS QUIRÚRGICOS PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI): UN MODELO DE REGRESIÓN LINEAL

**Línea de investigación:
Biomateriales**

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autor

Contreras García, Sebastián Rubén

Asesor

Mayta Tovalino, Frank Roger
ORCID: 0000-0002-3280-0024

Jurado

Mauricio Valentin, Franco Raul
Alvitez Temoche, Daniel Augusto
Vargas García, Dalila Liliana

Lima - Perú

2026

FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA OSTEOTOMÍA MEDIANTE DOS SISTEMAS QUIRÚRGICOS PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI): UN MODELO DE REGRESIÓN LINEAL

INFORME DE ORIGINALIDAD

8%

INDICE DE SIMILITUD

7%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

3%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1

repositorio.unfv.edu.pe

Fuente de Internet

2%

2

Submitted to Universidad Nacional Federico Villarreal

Trabajo del estudiante

1%

3

digibug.ugr.es

Fuente de Internet

<1%

4

www.coursehero.com

Fuente de Internet

<1%

5

www.bonesystem.it

Fuente de Internet

<1%

6

hdl.handle.net

Fuente de Internet

<1%

7

www.icqmed.com

Fuente de Internet

<1%

8

alicia.concytec.gob.pe

Fuente de Internet

<1%

9

Submitted to Baylor University

Trabajo del estudiante

<1%

10

Submitted to Universidad de Alcalá

Trabajo del estudiante

<1%



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA OSTEOTOMÍA MEDIANTE DOS SISTEMAS QUIRÚRGICOS PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI): UN MODELO DE REGRESIÓN LINEAL

Línea de Investigación:

Biomateriales

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autor

Contreras García, Sebastián Rubén

Asesor

Mayta Tovalino, Frank Roger

ORCID: 0000-0002-3280-0024

Jurado

Mauricio Valentin, Franco Raul

Alvitez Temoche, Daniel Augusto

Vargas García, Dalila Liliana

Lima – Perú

2026

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mi madre, tío y hermana, personas que en este largo camino profesional siempre estuvieron conmigo, apoyándome incondicionalmente y dándome aliento para nunca rendirme. También dedico esta tesis a mi abuelita, que pese a ya no estar conmigo físicamente, siempre está en mi corazón, Finalmente a Dios, por brindarme fortaleza y sabiduría durante todo este proceso.

AGRADECIMIENTO

Agradezco al Dr. Frank Mayta por su asesoría y por sus enseñanzas durante todo este proceso.

Agradezco también a la Dra. Julia Medina, al Dr. Iván Calderon, al Dr. Ricardo Velazques, al Dr. Daniel Alvitez y a la Dra. Lucia Tasayco, docentes que también fueron parte de este increíble proceso, siempre recordaré su apoyo incondicional y conocimiento brindado.

ÍNDICE

RESUMEN	vi
ABSTRACT.....	vii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Descripción y formulación del problema.....	2
1.2. Antecedentes	3
1.3. Objetivos.....	9
<i>1.3.1. Objetivo general</i>	9
<i>1.3.2. Objetivos específicos</i>	9
1.4. Justificación	10
<i>1.4.1. Justificación teórica</i>	10
<i>1.4.2. Justificación practica</i>	10
<i>1.4.3. Justificación social</i>	10
1.5. Hipótesis	11
II. MARCO TEÓRICO.....	12
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación	12
<i>2.1.1. Osteointegración</i>	12
<i>2.1.2. Estabilidad primaria del implante</i>	12
<i>2.1.3. Estabilidad secundaria del implante</i>	12
<i>2.1.4. Fresado quirúrgico</i>	13
<i>2.1.5. Fresas para implantes</i>	13
<i>2.1.6. Generación de calor durante el fresado</i>	13
<i>2.1.7. Factores relacionados a la generación de calor</i>	13
III. MÉTODO	22
3.1. Tipo de investigación.....	22

3.2. Ámbito temporal y espacial	22
3.3. Variables	22
3.3.1. <i>Variable dependiente</i>	22
3.3.2. <i>Variable independiente</i>	22
3.3.3. <i>Operacionalización de variables</i>	23
3.4. Población y muestra.....	25
3.4.1. <i>Población</i>	25
3.4.2. <i>Muestra</i>	25
3.4.3. <i>Criterios de selección</i>	25
3.5. Instrumentos.....	26
3.5.1. <i>Instrumentos</i>	26
3.5.2. <i>Herramientas</i>	26
3.5.3. <i>Insumos</i>	26
3.6. Procedimientos.....	26
3.6.1. <i>Obtención de las muestras óseas</i>	26
3.6.2. <i>Preparación de las muestras óseas</i>	26
3.6.3. <i>Selección de las fresas quirúrgicas</i>	26
3.6.4. <i>Establecimiento de la temperatura del irrigante</i>	27
3.6.5. <i>Protocolo quirúrgico</i>	28
3.6.6. <i>Medición de la temperatura intraósea</i>	29
3.7. Análisis de datos	29
3.8. Consideraciones éticas	30
IV. RESULTADOS	31
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	37
VI. CONCLUSIONES	43

VII. RECOMENDACIONES	45
VIII. REFERENCIAS.....	46
IX. ANEXOS	60
9.1. Anexo A	60
<i>9.1.1. Matriz de consistencia.....</i>	<i>59</i>
9.2. Anexo B	62
<i>9.2.1. Ficha técnica de cámara termográfica</i>	<i>62</i>
9.3. Anexo C	65
<i>9.3.1. Ficha técnica de motor quirúrgico Coxo</i>	<i>65</i>
9.4. Anexo D	66
<i>9.4.1. Ficha técnica de motor quirúrgico Driller</i>	<i>66</i>
9.5. Anexo E	67
<i>9.5.1. Ficha técnica de kit quirúrgico Helix GM</i>	<i>67</i>
9.6. Anexo F.....	67
<i>9.6.1. Ficha técnica de kit quirúrgico Zi.....</i>	<i>67</i>
9.7. Anexo G	68
<i>9.7.1. Fichas de recolección de datos</i>	<i>68</i>
9.8. Anexo H.....	69
<i>9.8.1. Resultados de la prueba piloto.....</i>	<i>69</i>
9.9. Anexo I.....	70
<i>9.9.1. Acta de aprobación del proyecto de investigación</i>	<i>70</i>
9.10. Anexo J	71
<i>9.10.1. Autorización para el uso del laboratorio.....</i>	<i>71</i>
9.11. Anexo K.....	72
<i>9.11.1. Permiso para el uso del laboratorio</i>	<i>72</i>

9.12. Anexo L	74
9.12.1. <i>Evidencia fotográfica</i>	74

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Calor intraóseo generado durante las osteotomías con el sistema Compacto Helix GM.....	34
Tabla 2. Calor intraóseo generado durante las osteotomías con el sistema Compacto Zi.....	35
Tabla 3. Análisis de regresión lineal.....	36

RESUMEN

Objetivo: Determinar los factores predictores del calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes. **Método:** Se realizó un estudio experimental in vitro, cuantitativo, transversal y prospectivo. 192 bloques de hueso con una longitud de 1 ½ cm fueron divididos en 2 grupos de acuerdo al sistema quirúrgico empleado: Compacto Helix GM y Compacto Zi. Posteriormente cada uno de estos grupos se subdividieron según el motor, la presencia / ausencia de irrigación y el diámetro de la fresa, formándose 24 subgrupos, en cada uno de los cuales se realizaron 8 osteotomías. Para la medición del calor se utilizó una cámara termográfica. **Resultados:** Al comparar los subgrupos en los cuales se aplicó y no refrigeración se demostró que hubo una diferencia estadísticamente significativa en casi todos ellos, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso, con excepción de los subgrupos en los que se utilizó la fresa lanza tanto del sistema Compacto Helix GM como del Compacto Zi, mostrando diferencia y no diferencia significativa respectivamente. El análisis de regresión lineal demostró que el motor utilizado y la fresa lanza en ausencia de refrigeración eran predictores del calor intraóseo, mostrando estos una disminución y un aumento de la temperatura en 2.20°C y 0.24°C respectivamente. **Conclusiones:** Se concluye que el tipo motor y la fresa lanza sin irrigación son factores predictores del calor intraóseo durante las osteotomías para implantes dentales.

Palabras clave: calor intraóseo, osteotomía para implante, termografía infrarroja

ABSTRACT

Objective: To determinate the predictors of intraosseous heat during osteotomy using two surgical systems for implants. **Method:** A quantitative, cross-sectional, prospective, in vitro experimental study was conducted. 192 bone blocks, 1.5 cm in length, were divided into two groups according to the surgical system used: Compact Helix GM and Compact Zi. Subsequently, each of these groups was subdivided according to the motor, the presence/absence of irrigation, and the drill bit diameter, forming 24 subgroups. Eight osteotomies were performed in each subgroup. A thermographic camera was used to measure heat. **Results:** When comparing the subgroups in which cooling was applied and not, a statistically significant difference was demonstrated in almost all of them. Those without cooling produced the greatest temperature increase in the bone, with the exception of the subgroups in which the lance drill of both the Compact Helix GM and Compact Zi systems was used, showing a significant difference and no significant difference, respectively. Linear regression analysis demonstrated that the motor used and the drill used without cooling were predictors of intraosseous heat, showing a decrease and increase in temperature of 2.20°C and 0.24°C, respectively. **Conclusions:** It is concluded that the type of motor and the lance drill used without cooling are predictive factors of intraosseous heat during osteotomies for dental implants.

Keywords: intraosseous heat, implant osteotomy, infrared thermography

I. INTRODUCCIÓN

Los Implantes Dentales, también denominados Implantes Endoóseos, se consideran una valiosa contribución a la odontología, ya que estos han innovado la forma en la que se reemplazan los dientes perdidos (Gokcen et al., 2009; Zupnik et al., 2011), demostrando una eficacia a largo plazo y altas tasas de éxito, hechos que mejoran significativamente el aspecto, la funcionalidad, y la calidad de vida de los pacientes que se someten a este tratamiento (Aghaloo et al., 2019; Rusu et al., 2023).

El éxito del tratamiento con implantes dentales depende principalmente del fenómeno biológico conocido como “osteointegración”, en el que se produce una conexión directa tanto estructural como funcional entre la superficie del implante y el hueso del paciente (Moslemi et al., 2017). Para que este fenómeno se produzca de manera satisfactoria, la estabilidad del implante es un requisito indispensable, produciéndose esta en 2 etapas: estabilidad primaria y estabilidad secundaria. Mientras que la primera es el resultado de la fijación mecánica del implante al hueso cortical, la segunda se desarrolla a partir de procesos biológicos de regeneración y remodelación ósea generados en el hueso medular (Swami et al., 2016).

La inserción de implantes dentales suele implicar procedimientos quirúrgicos previos como la osteotomía o el fresado óseo (Albrektsson et al., 1981). Este procedimiento consiste en el uso de fresas quirúrgicas para realizar un orificio en un sitio determinado del hueso alveolar. Sin embargo, este proceso da como resultado inherente la generación de calor en dicho tejido debido a la fricción entre los bordes de corte de la fresa y el hueso adyacente (Davidson y James, 2003).

Solo se necesita una temperatura de 47°C durante 1 minuto para que la supervivencia del hueso se vea afectada (Soldatos et al., 2022). Por lo cual, para evitar la necrosis del hueso y la posterior falla del implante se recomienda no exceder este umbral crítico de temperatura durante la perforación del hueso (Mishra y Chowdhary, 2014; Chauhan et al., 2018).

Existen ciertos factores que pueden tener influencia alguna en la temperatura intraósea generada durante la preparación del lecho implantario (osteotomía), los cuales ayudan al clínico especialista a predecir el posible rango de temperatura al cual el hueso será sometido y de esta manera poder guiarlo a establecer un correcto protocolo quirúrgico.

1.1. Descripción y formulación del problema

1.1.1. Descripción del problema

El tratamiento con implantes dentales ha contribuido a la conservación de la salud estomatológica a largo plazo de pacientes alrededor del mundo, ya que, a diferencia de los puentes dentales, la colocación de estos aditamentos no requiere de un desgaste de los dientes adyacentes sanos, manteniéndose así la mayor cantidad de piezas naturales en boca (Himanshu et al., 2021).

Dentro de la problemática que tienen que enfrentar los clínicos especialistas en implantología oral al momento de realizar el fresado quirúrgico para la colocación de implantes dentales es la generación de calor intraóseo, considerado un alto factor de riesgo para el desarrollo de osteonecrosis (Iliescu et al., 2017).

Existen varios factores involucrados en la generación de calor durante la preparación del lecho óseo, estos pueden estar relacionados 1) directamente con la fresa quirúrgica (material, forma, diámetro, longitud, desgaste de la fresa y el número de procesos de esterilización a los que esta fue sometida), 2) con el procedimiento quirúrgico propiamente dicho (velocidad de rotación, fuerza aplicada, agente de irrigación, método de irrigación, volumen de irrigación, temperatura del irrigante, técnica de movimiento, método de fresado, uso de una guía quirúrgica) y 3) con las características del hueso del paciente (hueso cortical y esponjoso) (Bernabeu-Mira et al., 2020; Jung et al., 2021, Scarano et al., 2020; Gehrke et al., 2016; Chauhan et al., 2018; Gehrke et al., 2020; Dahibhate y Jaju 2022).

Esta situación conlleva a que el presente estudio trate de determinar los factores predictores del calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes, lo cual ayudará a determinar aquellos elementos que contribuyen significativamente en la elevación de temperatura dentro del hueso durante dichos procedimientos.

1.1.2. Formulación del problema

¿Cuáles son los predictores de calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes (Compacto Helix GM y Compacto Zi)?

1.2. Antecedentes

Barriga-Yauri et al. (2025) en Perú, realizaron una investigación cuyo propósito fue evaluar in vitro la contribución de la irrigación, el tipo de motor, el diámetro de la fresa y el sistema quirúrgico en la generación de temperatura intraósea durante osteotomías realizadas en costillas bovinas por medio de la medición de calor con una Camara Termográfica. Se llevaron a cabo 240 osteotomías las cuales se dividieron en 3 grandes grupos de 80 perforaciones cada una según el kit quirúrgico utilizado (Arcys, NeoBiotech y Osstem). A su vez, estos 3 grupos se subdividieron según la presencia / ausencia de irrigación y el tipo de motor empleado (Coxo, W&H, Dentflex, Driller), teniendo en consideración factores tales como la velocidad (1200 rpm) y el torque (40 Ncm). Los resultados develaron que la aplicación de irrigación produjo una temperatura significativamente más baja en todos los sistemas quirúrgicos, mientras que el tipo de motor no presentó influencia significativa en la temperatura intraósea generada durante dicho procedimiento quirúrgico. Asimismo, el análisis de regresión lineal realizado exhibió que la primera y segunda fresa, en ausencia de irrigación, fueron los parámetros más importantes para predecir la temperatura final en la osteotomía.

Alvitez-Temoche et al. (2026) en Perú realizaron un estudio cuyo objeto fue evaluar in vitro la influencia del sistema quirúrgico, el tipo de motor y el diámetro de la fresa en los cambios de temperatura. La muestra estuvo conformada por 120 osteotomías en costillas

bovinas divididas en 4 grupos de 30 cada uno según el tipo de motor utilizado (Coxo, W&H, Dentflex y Baby Driller). Con el objeto de uniformizar las muestras óseas, se escogieron costillas con cantidad y calidad de hueso similar (densidad ósea tipo 2, según la clasificación de Mish). Para las osteotomías se utilizó una secuencia de 3 fresas para implantes: fresa piloto, segunda y tercera fresa, todas sin la aplicación de refrigeración. La medición de la temperatura intraósea fue realizada mediante una Camara Infrarroja la cual fue posicionada a una distancia de 30 cm con respecto al área de fresado. Los resultados del estudio mostraron que el sistema quirúrgico y el tipo de motor utilizado influyen significativamente en el calor intraóseo generado durante las osteotomías para implantes, lo que resalta la importancia de la elección del motor y sistema quirúrgico por parte del clínico con el fin de minimizar los posibles daños térmicos en el hueso y lograr una cirugía menos traumática para el paciente.

Alvitez-Temoche et al. (2025) en Perú realizaron un estudio cuyo fin fue evaluar in vitro la influencia del sistema quirúrgico y el diámetro de la fresa en la elevación de calor intraóseo durante la preparación del lecho implantario en costillas de vaca. La muestra estuvo conformada por 120 osteotomías divididas en 3 grandes grupos (40 osteotomías por grupo) según el sistema quirúrgico utilizado (Arcsys, NeoBiotech y Osstem). Las osteotomías se realizaron con una velocidad de 1200 rpm, un torque de 40 Ncm y sin refrigeración. Por cada sistema quirúrgico se emplearon de manera secuencial 3 fresas de diferente diámetro: fresa lanza, la de 2 mm Ø y de 3 mm Ø. La medición del calor intraóseo se llevó a cabo por medio de una Camara Termográfica. Los resultados demostraron que si bien el sistema Osstem generó los mayores aumentos de temperatura en el hueso, el sistema quirúrgico no tiene influencia significativa en el calor intraóseo durante el fresado. Por el contrario, el diámetro de la fresa si mostró influencia significativa en la generación térmica. Asimismo, mediante el análisis de regresión lineal se determinó que la fresa lanza y la de 2 mm Ø fueron los predictores más significativos de la temperatura intraósea.

Paeßens et al. (2025) en Alemania, llevaron a cabo un estudio cuyo objetivo fue valorar el impacto del diámetro de la fresa, la velocidad de rotación y la presencia / ausencia de refrigeración en la generación de calor $\geq 47^{\circ}\text{C}$, así como también predecir la probabilidad de alcanzar dicho umbral crítico durante las osteotomías teniendo en cuenta dichas variables. Para este estudio se utilizaron costillas bovinas en las cuales se realizaron cavidades previas de 2.4 mm de diámetro y posteriormente fueron calentadas en agua para alcanzar la temperatura corporal. Estas cavidades fueron luego expandidas utilizando 2 diámetros de fresa (3.2 mm y 3.8 mm) con distintas velocidades de rotación (200, 600 y 1000) y en ausencia / presencia de irrigación salina. La temperatura generada fue medida utilizando una Camara Infrarroja. Los resultados develaron que la ausencia de irrigación, la fresa de mayor diámetro y las altas velocidades de rotación fueron factores de riesgo significativos para aumentar la temperatura más de 10°C con respecto a la temperatura corporal (47°C), excediendo así el umbral crítico. Por medio de una modelo de regresión logística se determinó la probabilidad de exceder la temperatura critica en función a las diferentes combinaciones de las variables evaluadas mostrando que frente al uso de la fresa de mayor diámetro (3.8 mm) a una velocidad de 1400 rpm y en presencia de irrigación, la probabilidad de exceder los 47°C fue del 90%. Se concluyo que las osteotomías siempre deben ser realizadas en presencia de refrigeración, incluso cuando se utiliza baja velocidad y fresas de bajo diámetro. Asimismo, la utilización de fresas de menor diámetro a bajas velocidades de rotación no previene alcanzar la temperatura critica si es que no se aplica irrigación.

Şarkbay et al. (2025) en Turquía, llevaron a cabo un estudio cuyo objetivo fue evaluar in vitro los cambios de temperatura intraósea durante la preparación del lecho implantario utilizando fresas para implantes de distintos kits quirúrgicos (Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent y Straumann). Las perforaciones se realizaron en bloques óseos obtenidos a partir de costillas bovinas teniendo en cuenta factores como el diámetro de la fresa (3.5 mm),

el número de usos (0 y 30 usos), la presencia o ausencia de irrigación, la velocidad de fresado (150 y 1200 rpm) y una presión constante de 2 kg. Las fresas utilizadas se dividieron en 4 grupos: Grupo 1 – Fresas de 0 usos a 150 rpm sin irrigación, Grupo 2 – Fresas de 0 usos a 1200 rpm con irrigación, Grupo 3 – Fresas de 30 usos a 150 rpm sin irrigación y Grupo 4 – Fresas de 30 usos a 1200 rpm con irrigación. Para la medición de la temperatura intraósea se utilizaron termopares los cuales se colocaron a una profundidad de 5 y 10 mm. Los resultados no mostraron diferencia significativa de temperatura en los bloques de hueso en función del fabricante y del número de usos. Además, la temperatura intraósea no excedió el umbral máximo (47°C) tanto para los sistemas en los que se utilizó alta velocidad con irrigación como para los sistemas en los que se empleó baja velocidad sin irrigación.

Scarano et al. (2020) en Italia, realizaron una investigación cuyo propósito fue comparar los cambios de temperatura generados durante osteotomías realizadas en costillas bovinas, utilizando fresas de acero y de zirconia, ambas con forma cilíndrica. La mitad inferior de cada costilla (24) se sumergieron en solución salina para simular la temperatura corporal (37°C), Luego cada costilla se fijó a una placa base de aluminio mediante clamps. Durante la osteotomía (a 10 mm de profundidad), la irrigación se llevó a cabo con solución salina a temperatura ambiente. Se evaluaron 20 fresas de acero y 20 de zirconia nuevas las cuales se utilizaron de forma secuencial para realizar 120 preparaciones formándose así 5 grupos de acuerdo al número de osteotomías realizadas (10, 20, 40, 90 y 120 osteotomías). Las mediciones de temperatura se realizaron a nivel del hueso cortical y en la porción apical de la fresa. Los resultados mostraron un aumento de temperatura en el hueso cortical estadísticamente mayor por parte de las fresas de acero a partir de las 20 osteotomías. Por otro lado, la temperatura registrada en la porción apical de la fresa también fue estadísticamente mayor para las fresas de acero. Se concluyó que el material de la fresa influye en los cambios de temperatura producidos durante la osteotomía.

Tur et al. (2021) en Austria, realizaron un estudio cuyo objeto fue evaluar los cambios de temperatura generados durante osteotomías en muestras de hueso bovino estandarizado con secciones de hueso cortical (3 mm) y esponjoso (15 mm) utilizando fresas de zirconia y de acero inoxidable. Se realizaron en total 320 preparaciones teniendo en cuenta un fresado intermitente, un fresado graduado mediante 4 diámetros de fresa (2.0, 2.2, 2.8, 3.5, 4.2 mm), 2 materiales de fresa, 2 profundidades de fresado (10 y 16 mm) y 2 métodos de irrigación a temperatura ambiente (sin / con irrigación externa). Los cambios de temperatura se registraron utilizando 2 termopares a 1 y 2 mm de distancia del sitio de la osteotomía. Los resultados mostraron temperaturas significativamente más bajas cuando se utilizaban fresas de acero en sus distintos diámetros, independientemente de la profundidad de fresado o el método de irrigación, además las temperaturas registradas para las fresas de acero en todos sus diámetros y en todas las profundidades de perforación estuvieron por debajo del umbral de temperatura crítico (47 °C) cuando se utilizó irrigación externa, por otro lado, las fresas de cerámica en todos sus diámetros (incluso los menores) alcanzaron o superaron el umbral de temperatura perjudicial cuando se preparó a una profundidad de 16 mm, independientemente de si se aplicó o no irrigación externa. Se concluyó que el material de la fresa tiene un impacto significativo en la generación de calor durante la osteotomía.

Lin et al. (2024) en Taiwán, realizaron un estudio cuyo objetivo fue investigar los efectos térmicos, físicos y biológicos de las fresas de zirconia y de acero inoxidable generados en el hueso producto del fresado quirúrgico. Se utilizaron fresas de zirconia y de acero inoxidable de diámetro y forma similar para realizar un fresado continuo, sin irrigación, con una profundidad de 6 mm, una velocidad de rotación de 800 rpm y una velocidad de avance de 1.0 mm/s en un bloque de hueso artificial. La prueba térmica de fresado mediante un sistema de termopar exhibió diferentes temperaturas para cada tipo de fresa, siendo las fresas de acero las que generaron una mayor temperatura promedio (45.48°C) que sus contrapartes de zirconia

(32.98°C). Además, en la prueba de fuerza de avance máxima se observó que las fresas de acero tienen una fuerza de avance mayor que las zirconia, lo que significa que estas últimas son más afiladas, requiriendo así una fuerza de avance máxima menor. Finalmente, se concluyó que es mucho más favorable preparar el lecho implantario utilizando fresas de zirconio que fresas de acero inoxidable.

Tur et al. (2023) en Austria, realizaron una investigación cuyo propósito fue evaluar el comportamiento térmico de las fresas de zirconia y de acero inoxidable durante la osteotomía. Para esta investigación se realizaron un total de 240 preparaciones en muestras de hueso bovino estandarizadas teniendo en cuenta 2 materiales de fresa (acero inoxidable y zirconia), 2 profundidades de fresado (10 y 16 mm), 2 métodos de irrigación (externa y sin irrigación), 3 diámetros de fresa por material (2,0/2,2, 2,8 y 3,5 mm) realizando 10 repeticiones idénticas. La temperatura generada durante los procedimientos de fresado fue obtenida mediante termopares. Los resultados develaron que los cambios máximos de temperatura estaban asociados con el período de tiempo de retirada pasiva de la fresa independientemente del material de la fresa, el diámetro de la fresa o la profundidad de fresado. Además, se observaron diferencias estadísticamente significativas en la temperatura generada entre las fresas de acero y zirconia en las muestras con irrigación externa en ambas profundidades de fresado solamente con los 2 diámetros de fresa más pequeños.

Scarano et al. (2020) en Italia, realizaron una investigación cuyo objetivo fue evaluar la alteración producida en las fresas de acero y de zirconia producto de los procesos de desinfección líquida y esterilización térmica; y su influencia en la generación de calor durante el fresado quirúrgico. Para este estudio, se utilizaron 24 fresas de acero y 24 de zirconia dividiéndose estas en 8 grupos (4 grupos de acero y 4 de zirconia), así como también costillas bovinas. Se hizo necesaria un total de 20 preparaciones por cada grupo de estudio (160 en total) considerando también que, por cada costilla, se realizaban 5 osteotomías. Previo al fresado

quirúrgico, cada grupo de fresas (a excepción del grupo 1 y 5 que eran controles) se sometieron a diferentes procesos de desinfección y esterilización como inmersión en glutaraldehído (Grupo 2 y 6: fresas de acero y zirconia respectivamente), inmersión en H₂O₂ (Grupo 3 y 7: fresas de acero y zirconia) y esterilización por calor en autoclave (Grupo 4 y 8: fresas de acero y zirconia). Se utilizó una cámara infrarroja para adquirir una serie de imágenes térmicas durante la preparación del lecho implantario a nivel del hueso cortical y en la porción apical de las fresas. Los resultados mostraron que el Grupo 2 seguido del Grupo 3 mostraban los mayores aumentos de temperatura con respecto a los demás grupos. El estudio concluyó que los agentes desinfectantes producen un ligero impacto en los cambios de temperatura durante la osteotomía, mientras que los procesos de esterilización por calor no tienen ningún efecto en ninguno de los dos tipos de fresa utilizados.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

- Determinar *in vitro* los factores predictores del calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes (Compacto Helix GM y Compacto Zi).

1.3.2. Objetivos específicos

- Comparar *in vitro* el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Coxo en presencia y ausencia de irrigación.
- Comparar *in vitro* el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Driller en presencia y ausencia de irrigación.

- Comparar *in vitro* el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Coxo en presencia y ausencia de irrigación.
- Comparar *in vitro* el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Driller en presencia y ausencia de irrigación.

1.4. Justificación

1.4.1. Justificación teórica

El presente estudio brindará una actualización teórica sobre los factores que influyen en la generación de calor intraóseo durante la preparación quirúrgica para implantes, factores que pueden estar relacionados con la fresa, el procedimiento quirúrgico o el hueso del paciente.

Esto a su vez conllevará a que el odontólogo conozca el material quirúrgico con el que trabaja durante sus procedimientos en implantología oral obteniendo así un enfoque mucho más amplio y detallado para realizar dichos tratamientos.

1.4.2. Justificación practica

Este estudio ayudará al clínico a establecer protocolos de fresado menos traumáticos teniendo en cuenta aquellos factores relacionados con la fresa para implantes, con el procedimiento quirúrgico propiamente dicho y con el hueso del paciente, factores que si son tomados en cuenta contribuirán a reducir los efectos térmicos intraóseos generados inherentemente por la fricción entre la superficie de la fresa quirúrgica y el hueso circundante, generando así el menor daño posible al tejido óseo y asegurando una mayor tasa de éxito del futuro implante dental.

1.4.3. Justificación social

El presente estudio aportará beneficios a los pacientes que se sometan a un tratamiento con implantes dentales, ya que el conocimiento de aquellos factores influyentes en la

generación de calor intraóseo por parte del clínico ayudará a llevar a cabo protocolos quirúrgicos menos traumáticos, lo cual disminuirá el discomfort del paciente durante este procedimiento y a su vez aumentará la tasa de éxito del futuro implante dental en boca, asegurando finalmente la funcionalidad, el aspecto y la calidad de vida de aquellos pacientes sometidos a este tipo de tratamiento.

1.5. Hipótesis

La fresa lanza sin irrigación es el único factor predictor de la temperatura intraósea durante la osteotomía.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

2.1.1. Osteointegración

La Osteointegración es la conexión directa entre la superficie de un material exógeno (implante dental) y el tejido óseo del huésped, sin la interposición de tejido conectivo fibroso durante todo este proceso (Driscoll et al., 2017).

2.1.2. Estabilidad primaria del implante

Es la estabilidad mecánica inicial del implante en el hueso al momento de su colocación y la cual tiene un papel importante en la futura osteointegración, ya que disminuye el micromovimiento y previene la encapsulación fibrosa (Baltayan et al., 2016; Rowan et al., 2015; Sennerby y Meredith, 1998; Zhou et al., 2008; Szmukler et al., 1998; Brunski, 1999; Rodrigo et al., 2010).

La estabilidad primaria es el resultado directo del torque de inserción empleado para la colocación del implante. Dicho esto, un torque de inserción ≥ 25 Ncm es considerado suficiente para lograr una buena estabilidad primaria del implante (Norton, 2011). Los valores de torque de inserción necesarios dependen según el caso a tratar, por ejemplo, la carga inmediata de un implante hace necesario un torque de al menos 32 Ncm el cual puede incluso aumentar a 45 Ncm en huesos con menor densidad (Trisi et al., 2013).

2.1.3. Estabilidad secundaria del implante

Es la estabilidad biológica del implante en el hueso a través de un proceso de remodelación y formación ósea en la interface hueso-implante (Albrektsson et al., 1986). La estabilidad secundaria es el resultado de la formación de nuevas células óseas alrededor del implante resultando esto en su osteointegración (Miri et al., 2017).

La estabilidad secundaria a su vez depende de la estabilidad primaria ya que cualquier micromovimiento durante el proceso de remodelación puede provocar la encapsulación fibrosa

en lugar de la formación de hueso y el posterior fracaso del implante (Brunski, 1999; Raghavendra et al., 2005; Brunski, 1992; Freitas et al., 2012).

2.1.4. Fresado quirúrgico

La inserción de implantes dentales normalmente requiere de procedimientos previos de fresado (perforación del hueso) los cuales tienen como objetivo preparar el sitio en el que se asentará el futuro implante (Boujoul et al., 2020).

2.1.5. Fresas para implantes

Las fresas para implantes son instrumentos de corte rotatorios utilizados en implantología oral para preparar el sitio del futuro implante en el hueso, creando así un lecho con la forma y el tamaño correcto de acuerdo al implante. Estos instrumentos a su vez pueden estar hechos de diferentes materiales, tener varias formas, longitudes y diámetros (Brisman, 1996).

2.1.6. Generación de calor durante el fresado

El procedimiento de fresado suele provocar un aumento de temperatura producto de la fricción entre la fresa para implantes y la superficie del hueso. (Bernabeu-Mira et al., 2020). Esta elevación de temperatura durante el fresado óseo es considerado un fenómeno multifactorial condicionado por parámetros relacionados a la fresa para implantes, al procedimiento quirúrgico y al tipo de hueso (Möhlhenrich et al., 2015; Mishra y Chowdhary, 2014; Tehemar, 1999).

2.1.7. Factores relacionados a la generación de calor

Los factores involucrados en la generación de calor durante la fase de osteotomía pueden dividirse en: Factores relacionados con la fresa quirúrgica, Factores relacionados con el procedimiento y Factores relacionados con el hueso (Cimini et al., 2024; Chauhan et al., 2018).

2.1.7.1. Factores relacionados con la fresa. Dentro de estos se encuentran:

A. Forma de la fresa. Otro de los factores relacionados con la generación de calor intraóseo es la forma de la fresa, la cual puede ser helicoidal, cónica, cilíndrica (Strbac et al., 2014; Strbac et al., 2015; Chacon et al., 2006; Scarano et al., 2011). Las fresas cónicas y cilíndricas son utilizadas para la colocación de implantes de la misma forma (implantes cónicos y cilíndricos respectivamente). Además, se recomienda que las fresas cilíndricas sean utilizadas con un patrón de movimiento intermitente para evitar aumentos significativos de temperatura intraósea durante el fresado quirúrgico, por otro lado, cuando se utilizan fresas cilíndricas el patrón de movimiento no interfiere en el resultado, ya que estas generan una menor variación de temperatura intraósea (Gehrke et al., 2020).

B. Diámetro de la fresa. El diámetro de la fresa para implantes tiene un efecto significativo en el aumento de la temperatura intraósea durante la preparación del sitio del implante, se ha descrito que las fresas con menor diámetro generaban los mayores aumentos de temperatura (Strbac et al., 2015).

C. Longitud de la fresa. La longitud de la fresa para implantes puede tener cierto impacto en el aumento de temperatura durante el procedimiento de fresado, ya que se ha postulado que mientras mayor es la longitud de este instrumento, mayor es la temperatura intraósea generada en el hueso, sin embargo, la mayoría de estudios aún no tiene claro esta relación (Gehrke et al., 2016).

D. Material de la fresa. Las fresas para implantes han sido generalmente fabricadas de acero inoxidable durante muchos años hasta la actualidad, esto debido a su alta eficiencia de corte y durabilidad (Bayerlein et al., 2006; Scarano et al., 2007). Sin embargo, la posibilidad de que se produzcan reacciones alérgicas al metal (acero inoxidable) durante la osteotomía hizo necesaria la creación de fresas de zirconia las cuales tienen la ventaja de ser biocompatibles reduciendo de esta manera las posibles respuestas alérgicas en el paciente (Sumer et al., 2011).

Además, debido a que las fresas de cerámica son no metálicas presentan una buena resistencia a la corrosión, desgaste y a las altas temperaturas haciendo esperar que produzcan menos calor por fricción durante el fresado quirúrgico (Koo et al., 2015; Sumer et al., 2011).

E. Filo de la fresa. El filo de la fresa para implantes se ve influenciada por factores, tales como el número de usos (osteotomías realizadas), el material de la fresa y el número de procesos de desinfección y/o esterilización a los cuales fueron sometidos estos instrumentos. Estos factores pueden conducir al desgaste de la fresa y en consecuencia generar mayor calor friccional durante el procedimiento de fresado (Ercoli et al., 2004; Chacon et al., 2006).

El tipo de hueso en el cual se utiliza la fresa también desempeña un papel fundamental en el desgaste de la misma ya que las fresas pueden desgastarse más rápido cuando trabajan en huesos más densos como el hueso tipo I.

En cuanto al número de usos, se recomienda reemplazar las fresas quirúrgicas después de 40-50 usos, esto para garantizar un rendimiento óptimo de la misma y minimizar el riesgo de generación de calor durante el fresado (Cimini et al., 2024).

2.1.7.2. Factores relacionados con el procedimiento. Dentro de estos se encuentran:

A. Velocidad de rotación. Según la velocidad de rotación el fresado puede ser a baja velocidad sin irrigación o a alta velocidad con irrigación. El fresado a baja velocidad sin irrigación (Fresado Biológico) es una técnica de preparación de osteotomías en la que se emplea un fresado a baja velocidad sin irrigación. El mayor aumento de temperatura relacionado con la ausencia de irrigación se compensa con la baja velocidad de rotación de la fresa quirúrgica.

El fresado a alta velocidad con irrigación (Fresado Convencional) es una técnica de preparación de osteotomías en la que se emplea un fresado a alta velocidad con irrigación. El mayor aumento de temperatura relacionado con la alta velocidad de rotación de la fresa quirúrgica se compensa con la aplicación de irrigación. (Bernabeu-Mira et al., 2021). Además,

el tiempo de fresado es significativamente menor con esta técnica en comparación con el Fresado Biológico (Delgado-Ruiz et al., 2021).

B. Patrón de fresado. Según el patrón de fresado, este puede ser intermitente o continuo. El fresado intermitente involucra realizar movimientos interrumpidos (introduciendo y extrayendo continuamente la fresa quirúrgica del sitio de la osteotomía) durante la preparación del lecho implantario. Al realizar este patrón de fresado, se ha observado una menor generación de calor, ya que el irrigante será capaz de ingresar al sitio de la osteotomía, además, los restos óseos acumulados en las superficies de corte de dicha fresa podrán ser eliminados lo que aumenta así su eficiencia de corte.

Por otro lado, el fresado continuo involucra realizar un movimiento ininterrumpido (sin extraer la fresa quirúrgica del sitio de la osteotomía) durante la preparación del lecho implantario (Wächter et al., 1991).

C. Técnica de fresado. Según la técnica de fresado, esta puede ser de múltiples pasos o de un solo paso. El Fresado de múltiples pasos, también conocido como Fresado Convencional se caracteriza por hacer uso de múltiples fresas para la realizar la osteotomía. (Guazzi et al., 2015). Esta técnica incrementa de forma gradual el diámetro del lecho implantario por medio del uso consecutivo de dichas fresas quirúrgicas (Mayuri et al., 2022).

Una desventaja de esta técnica es que el uso de múltiples fresas puede hacer que el procedimiento quirúrgico tome mucho más tiempo, especialmente, cuando se desea colocar más de un implante. Además, la exposición prolongada del tejido puede conllevar a una mayor respuesta inflamatoria posterior a la cirugía.

El fresado de un solo paso, también conocido como Fresado Simplificado se caracteriza por hacer uso de una sola fresa para realizar la osteotomía. Esta técnica reduce significativamente el tiempo quirúrgico de la osteotomía generando así menor discomfort por

parte del paciente. Debido a esto, esta técnica es mayormente preferida por los operadores (Guazzi et al., 2015).

D. Fuerza de fresado. Es la presión que el clínico aplica sobre la pieza de mano para realizar la osteotomía. (Mishra y Chowdhary, 2014). La fuerza promedio ejercida sobre la pieza de mano durante el fresado es de aproximadamente 1.2 kg (Hobkirk y Rusiniak, 1977), es así como varios estudios comparan cargas de 1.2 kg y 2.4 kg junto con diferentes velocidades de rotación de la fresa, mostrándose que el aumento tanto de la velocidad como de la carga (2.4 kg) permite que la fresa corte de forma más eficiente que a velocidades más lentas, generando así menos calor por fricción. Por lo tanto, se recomienda que durante la preparación del lecho implantario se aplique una carga de entre 2.0 a 2.4 kg junto con una velocidad de rotación de la fresa de 2500 rpm (alta velocidad) lo cual permite realizar este procedimiento en menos tiempo con menor generación de calor (Brisman, 1996).

E. Método de irrigación. Los métodos de irrigación utilizados incluyen la irrigación externa e interna. En la actualidad, la irrigación externa es el método más utilizado y aceptado para evitar el daño térmico en el hueso durante las preparaciones a mano alzada, sin embargo, los resultados de este método son controversiales en osteotomías más profundas o cuando se hace uso de una guía quirúrgica, es decir, en cirugías guiadas (Teich et al., 2022; Alevizakos et al., 2020).

F. Temperatura del irrigante. Según la temperatura del irrigante utilizado, este puede ser refrigerado y no refrigerado: Los irrigantes refrigerados tienen una temperatura de entre 0 a 10 °C, mientras que los no refrigerados, también llamados irrigantes a temperatura ambiente, generalmente exceden los 20°C (Cimini et al., 2024).

G. Volumen de irrigación. Según la volumen del irrigante, la irrigación puede ser de bajo y alto volumen: Algunos estudios muestran que no existe diferencia significativa entre la irrigación de bajo volumen (12 ml/min) y la de alto volumen (30 ml/Min), lo que indica que el

aumento de volumen del irrigante (en un método de irrigación externa) no reduce la generación de calor durante la osteotomía, siendo la irrigación de bajo volumen suficiente para reducir efectivamente el calor generado en el hueso (Sindel et al., 2017).

H. Medio refrigerante. Los refrigerantes utilizados durante el fresado quirúrgico están disponibles en forma líquida o gaseosa. Dentro de los refrigerantes líquidos podemos encontrar a la solución salina estéril, también conocida como suero fisiológico (que es el medio refrigerante más utilizado) y al agua desionizada estéril, por otro lado, el nitrógeno y el dióxido de carbono son considerados refrigerantes en forma gaseosa (Dahibhate et al., 2022).

I. Presencia o ausencia de guía quirúrgica. Según la presencia o ausencia de una guía quirúrgica, la osteotomía puede ser a mano alzada o guiada. La osteotomía a mano alzada se realiza de forma manual, mediante un procedimiento de colgajo abierto en el que el tejido blando es despegado temporalmente del hueso subyacente.

Por otra parte, la osteotomía guiada se puede realizar de forma guiada sin colgajo, para esto se coloca una guía quirúrgica (férula personalizada) sobre el sitio objetivo y la fresa pasa a través de un mango que controla su posición y orientación durante la osteotomía.

La cirugía guiada sin colgajo pese a ser el procedimiento más rápido, menos traumático, y más preciso conlleva a una mayor elevación de temperatura intraósea durante la preparación del lecho implantario, ya que el mango cilíndrico (que guía a la fresa) protege el sitio objetivo y desvía el chorro de irrigante del punto por donde ingresa la fresa (Nickenig et al., 2010; Rocci et al., 2003; Zhou et al., 2018; Migliorati et al., 2013).

J. Diseño de guía quirúrgica. Una guía quirúrgica puede ser limitante y no limitante: La guía quirúrgica no limitante, también denominada guía quirúrgica convencional se caracteriza por permitir un mayor acceso al sitio quirúrgico que su contraparte limitante, tanto para la visión directa del campo operatorio como para un mejor contacto del agente irrigante con la fresa para implantes.

Por otro lado, una guía quirúrgica limitante puede ser parcial o totalmente limitante. Las guías totalmente limitantes suelen permitir un posicionamiento y una angulación precisos de la osteotomía mediante un tubo guía el cual a su vez restringe el flujo del líquido refrigerante sobre la fresa y el sitio quirúrgico (Mishra y Chowdhary, 2014; Ashry et al., 2022). Se ha demostrado que el uso de una guía quirúrgica de este tipo para la colocación de implantes dentales genera más calor que una guía quirúrgica no limitante (Liu et al., 2018).

Las guías quirúrgicas en general, ya sean limitantes o no limitantes restringirán el flujo del agente refrigerante al sitio de la osteotomía, lo que llevará a un aumento de temperatura teniendo finalmente como consecuencia la lesión del tejido óseo si se supera el umbral máximo permitido (Ramasamy et al., 2013).

2.1.7.3. Factores relacionados con el hueso. Dentro de estos se encuentran:

A. Calidad de hueso. La calidad ósea es un prerequisite importante a tener en cuenta (Singh et al., 2020) para asegurar la estabilidad primaria del implante y posteriormente lograr una mejor osteointegración de los mismos (Eskandarloo et al., 2019). Actualmente, existen varias clasificaciones para describir la calidad del hueso sobre el cual se colocará el implante dental, siendo la más común la de Lekholm y Zarb (Sargolzaie et al., 2019).

La Clasificación de Lekholm y Zarb divide el hueso en: Hueso Tipo I: Todo el hueso está compuesto de hueso cortical muy grueso; Hueso Tipo II: Hueso esponjoso denso rodeado de hueso cortical grueso; Hueso Tipo III: Hueso esponjoso denso rodeado de hueso cortical delgado y Hueso Tipo IV: Hueso esponjoso de baja densidad rodeado de hueso cortical muy delgado (Alghamdi, 2018).

2.1.8. Métodos de medición de temperatura durante el fresado

2.1.8.1. Método invasivo utilizando termopares. Los termopares son sensores que miden la temperatura por contacto directo con el objetivo. Estos constan de dos cables metálicos de diversos materiales, con un extremo conectado para formar un circuito cerrado,

en el que se detecta la diferencia de potencial la cual se convierte en temperatura (Zhaorui et al., 2018).

Los termopares se insertan en la muestra ósea, por medio de orificios, hasta una distancia más cercana a la pared lateral de la fresa quirúrgica (0.5 mm o 1 mm). Además, los termopares están conectados a un registrador de datos encargados de realizar las lecturas de temperatura durante las osteotomías (Islam et al., 2021).

Una de las ventajas de estos sensores es su bajo costo de adquisición (Zhaorui et al., 2018). Además, los termopares son capaces de medir la temperatura a diferentes profundidades (Bhargava et al., 2022),

Por el contrario, en condiciones clínicas, el termopar es un método invasivo ya que para su inserción en el hueso se hace necesario la preparación de una cantidad significativa de orificios, considerándose esto poco práctico, por lo cual no puede ser utilizado para estudios in vivo (Islam et al., 2021).

2.1.8.2. Método no invasivo utilizando termografía infrarroja. La termografía infrarroja es un método de medición de temperatura que hace uso de una cámara térmica infrarroja o cámara termográfica, la cual debe colocarse cerca del sitio de fresado para capturar la distribución térmica con mayor precisión. Esta cámara, a su vez, se conecta a una computadora en la que se pueden almacenar los datos de la distribución de la temperatura en tiempo real (Islam et al., 2021).

Este método es ampliamente utilizado en las ramas medicas ya que permite la evaluación de la distribución térmica de un cuerpo sin la necesidad de un contacto directo entre el objetivo y la cámara (Scarano et al., 2020)

Por otro lado, este método está limitado para uso médico debido a su alto costo, además la cámara termográfica es incapaz de ser utilizada en combinación con sistemas de irrigación.

Por último, esta técnica de medición solo puede detectar la temperatura en la superficie, no pudiendo hacerlo en zonas más profundas (Islam et al., 2021).

La termografía infrarroja posibilita una evaluación más sensible y precisa de los cambios de temperatura en el hueso durante la preparación del lecho implantario que su contraparte (termopares) (Harder et al., 2018).

III. MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

Experimental *in vitro*, cuantitativo, transversal y prospectivo.

3.2. Ámbito temporal y espacial

3.2.1. *Ámbito temporal*

La investigación se desarrolló entre los meses de mayo y diciembre del 2025.

3.2.2. *Ámbito espacial*

La investigación se llevó a cabo en el laboratorio de periodoncia e implantología de la facultad de odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal ubicada en el distrito de Pueblo Libre, provincia y departamento de Lima.

3.3. Variables

3.3.1. *Variable dependiente*

- Calor generado durante la osteotomía

3.3.2. *Variables independientes*

- Sistema quirúrgico para implantes
- Presencia / Ausencia de irrigación
- Motor para implantes
- Diámetro de la fresa

3.3.3. Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	TIPO	INDICADOR	ESCALA	VALOR
Variable Dependiente: Generación de calor durante la osteotomía	Efecto secundario producido durante la osteotomía producto de la fricción entre la fresa y el hueso	Cuantitativa	Imágenes térmicas a partir de una cámara termográfica	-Continua De intervalo	-Grados Celsius (°C)
Variable Independiente: Sistema quirúrgico para implantes	Aditamentos quirúrgicos para la preparación del lecho implantario	Cualitativa	Sistema asignado	Nominal	-Fresas del kit quirúrgico compacto Helix GM -Fresas del kit quirúrgico compacto Zi
Variable Independiente: Ausencia / Presencia de irrigación	Aplicación de una solución durante la preparación del lecho implantario	Cualitativa	Presencia o ausencia de irrigación	Nominal	-Presencia de irrigación -Ausencia de irrigación

Variable Independiente: Motor para implantes	Dispositivo electrónico utilizado para accionar las fresas para implantes	Cualitativa	Motor para implantes asignado	Nominal	-Motor Coxo -Motor Driller
Variable Independiente: Diámetro de la fresa	Tamaño en milímetros de la parte activa de la fresa	Cualitativa	Diámetro de fresa asignado	Ordinal	-Fresa Lanza -Fresa de 2 mm Ø -Fresa de 3 mm Ø

3.4. Población y muestra

3.4.1. Población

La población estuvo conformada por bloques de costilla bovina de 1 ½ cm de largo obtenidos del Frigorífico Camal La Colonial (distrito y provincia del Callao).

3.4.2. Muestra

Para el cálculo del tamaño muestral se utilizó el comando “power two means” en Stata 17.0, aplicando la fórmula para comparación de medias entre dos grupos independientes con varianzas desiguales (prueba t de Satterthwaite). Los valores se obtuvieron de una prueba piloto, donde se estimaron medias de 22.7 y 22.0 para los grupos 1 y 2, respectivamente, con desviaciones estándar de 0.4 y 0.5. Se asumió un nivel de significancia de 0.05 y una potencia estadística de 80%, lo que arrojó un tamaño muestral estimado de 8 especímenes por cada grupo ($n = 8$).

La muestra estuvo conformada por 8 osteotomías por cada subgrupo de estudio. Debido a que son 24 subgrupos se realizó un total de 192 osteotomías.

3.4.3. Criterios de selección

3.4.3.1. Criterios de inclusión. En este estudio se detallan los siguientes criterios de inclusión:

- Fresas para implantes limpias
- Fresas para implantes de dos sistemas diferentes
- Fresas para implantes del mismo fabricante
- Fresas para implantes lanza, de 2 mm Ø y de 3 mm Ø
- Costillas de hueso bovino de 1.5 cm de longitud

3.4.3.2. Criterios de exclusión. En este estudio se detallan los siguientes criterios de exclusión:

- Fresas para implantes sucias

- Fresas para implantes previamente desinfectadas o esterilizadas

3.5. Instrumentos

3.5.1. Instrumento

Se utilizó una ficha de recolección de datos, en la cual se anotaron los valores numéricos de calor intraóseo obtenidos (Anexo C).

3.5.1. Herramientas

- Motor quirúrgico (C-Sailor Pro, Coxo, China)
- Motor quirúrgico (600 Baby Brushless, Driller, Brasil)
- Cámara infrarroja (Fluke TiS55+, Fluke, Everett, Washington, Estados Unidos)
- Sierra cortadora de carne y hueso (Modelo A1-116, SAGAS, Lima, Perú)
- Termómetro de sonda con cable (Taylor, USA)

3.5.3. Insumos

- Fresas del kit quirúrgico Compacto Helix GM (Neodent, Brasil)
- Fresas del kit quirúrgico Compacto Zi (Neodent, Brasil)
- Costillas de hueso bovino con una longitud de 1 ½ cm
- Hipoclorito de sodio (Legía Tradicional, Clorox, Estados Unidos)
- Clorhexidina 0.12% + CPC 0.05% (Perio-Aid, Dentaaid, España)

3.6. Procedimientos

3.6.1. Obtención de las muestras óseas

Se obtuvieron costillas de hueso bovino del Frigorífico La Colonial ubicado en el distrito y provincia del Callao, Perú, días antes de la ejecución de la prueba.

3.6.2. Preparación de las muestras óseas

Una vez obtenidas las costillas de hueso bovino, se procedió a separar cuidadosamente la carne de las costillas utilizando cuchillos especiales. Luego, se pasó a limpiar y eliminar todos los residuos de tejido blando que puedan permanecer sobre las costillas. Para ello las

costillas se sumergieron en una solución de hipoclorito de sodio para así obtener una superficie ósea completamente limpia. Posteriormente, se procedió a desinfectar las costillas sumergiéndolas en una solución de clorhexidina al 0.12% + cloruro de cetilpiridinio al 0.05% (Perio-Aid, Dentaïd, España) para luego dejar que sequen a la intemperie. Finalmente, se cortaron las costillas utilizando una sierra de carnicería (Modelo Al-116 Acero Inoxidable, SAGAS, Lima, Perú) para la obtención de 192 bloques de hueso, cada uno con una longitud de 1 ½ cm.

3.6.3. Selección de las fresas quirúrgicas

Se utilizaron fresas quirúrgicas comercialmente disponibles del kit quirúrgico Compacto Helix GM (Neodent, Brasil) y del Kit Quirúrgico Compacto Zi (Neodent, Brasil) con diámetros similares. Se llevó a cabo un fresado secuencial utilizando la fresa lanza, la fresa de 2 mm Ø y la fresa de 3 mm Ø pertenecientes a cada kit quirúrgico.

3.6.4. Establecimiento de la temperatura del irrigante

La clorhexidina (Perio-Aid, Dentaïd, España) fue aplicada a temperatura ambiente (21°C) durante el procedimiento de fresado quirúrgico. Para asegurar dicha temperatura, la clorhexidina fue medida con un termómetro de sonda con cable (Taylor, USA) previo al inicio de las osteotomías.

3.6.5. Protocolo quirúrgico

Las fresas para implantes se dividieron en 2 grandes grupos: Grupo 1 - Fresas del Sistema Quirúrgico Compacto Helix GM y Grupo 2 – Fresas del Sistema Quirúrgico Compacto Zi. Cada uno de estos se subdividieron en grupos más pequeños según la presencia o ausencia de irrigación, el motor para implantes empleado (Coxo y Driller) y el diámetro de la fresa utilizada durante la osteotomía (Fresa Lanza, de 2 mm Ø y de 3 mm Ø). Cada motor para implantes fue utilizado con su respectivo contra ángulo 20:1.

El primer gran grupo se subdividió de la siguiente manera: Subgrupo 1.1 - Fresa Lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.2 - Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.3 - Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.4 - Fresa Lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Driller; Subgrupo 1.5 – Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Driller; Subgrupo 1.6 – Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM con irrigación y motor Driller; Subgrupo 1.7 – Fresa Lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.8 – Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.9 - Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 1.10 – Fresa Lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Driller; Subgrupo 1.11 – Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Driller; Subgrupo 1.12 – Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Helix GM sin irrigación y motor Driller.

El segundo gran grupo se subdividió de la siguiente manera: Subgrupo 2.1 - Fresa lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.2 - Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.3 - Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.4 - Fresa lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Driller; Subgrupo 2.5 – Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Driller; Subgrupo 2.6 – Fresa de 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi con irrigación y motor Driller; Subgrupo 2.7 – Fresa lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.8 – Fresa

de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.9 – Fresa 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Coxo; Subgrupo 2.10 – Fresa lanza perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Driller; Subgrupo 2.11 – Fresa de 2 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Driller; Subgrupo 2.12 – Fresa 3 mm Ø perteneciente al Kit Quirúrgico Compacto Zi sin irrigación y motor Driller.

Las preparaciones en hueso bovino se llevaron a cabo teniendo en cuenta la siguiente secuencia: Fresa Lanza, Fresa de 2 mm Ø y Fresa de 3 mm Ø. Todas las osteotomías se realizaron por un especialista en implantología oral teniendo en cuenta el agente de irrigación (clorhexidina), el método de irrigación (irrigación externa), la temperatura del irrigante (irrigante a temperatura ambiente), el patrón de fresado (fresado continuo), la velocidad de fresado (alta velocidad: 1200 rpm) y el torque de fresado (35 Ncm).

3.6.6. Medición de la temperatura intraósea

Para medir la temperatura en tiempo real durante el fresado quirúrgico, se empleó el método de termografía infrarroja para la cual se hará uso de una cámara termográfica (Fluke TiS55+, Fluke, Everett, Washington, Estados Unidos). Para ello, la cámara termográfica se colocó a una distancia focal de 1 m con respecto a los bloques de hueso bovino.

3.7. Análisis de datos

El software o paquete estadístico que se utilizó para este estudio fue Stata versión 17.0 para Windows 10.

Para la estadística descriptiva, los datos se agruparon en tablas con el fin de facilitar el análisis de los mismos. Se obtuvieron las medias y las desviaciones estándar de las temperaturas registradas en cada uno de los subgrupos de estudio. Posteriormente se procedió a llevar a cabo la Prueba de Shapiro Wilk para determinar la distribución normal de los datos registrados.

Para la estadística inferencial, se procedió a realizar Pruebas Paramétricas tales como la Prueba T de Student para determinar la existencia de una diferencia significativa entre las medias obtenidas entre los 2 grandes grupos con y sin irrigación. Posteriormente se ejecutó la Prueba de Regresión Lineal para analizar la posible relación existente entre las variables dependientes y la variable independiente descritas anteriormente.

Se trabajó con un nivel de confianza del 95% al tratarse de un estudio experimental in vitro perteneciente a ciencias de la salud.

3.8. Consideraciones éticas

La presente investigación no tiene implicancias éticas dado que es un estudio netamente laboratorial (in vitro). Sin embargo, fue enviado y sometido al comité de ética de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal para su revisión y posterior aprobación.

IV. RESULTADOS

La presente investigación fue llevada a cabo en el laboratorio de periodoncia e implantología de la facultad de odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal ubicada en el distrito de Pueblo Libre, provincia y departamento de Lima. Para la medición del calor intraóseo durante las osteotomías para implantes realizadas en costillas bovinas se empleó el método de Termografía Infrarroja mediante la utilización de una Camara Termográfica o Infrarroja, el cual es considerado una herramienta no invasiva para la determinación de la temperatura en estos tipos de estudios.

En la Tabla 1, al comparar el calor intraóseo mediante termografía infrarroja en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Coxo y la fresa lanza se encontró que en presencia y ausencia de irrigación se generaba una temperatura media de 22.7 ± 0.4 °C y 22.0 ± 0.5 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. En los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Coxo y la fresa de 2 mm Ø se reveló que cuando se aplicaba y no se aplicaba refrigeración se producía una temperatura media de 21.7 ± 0.5 °C y 24.8 ± 0.5 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. En los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Coxo y la fresa de 3 mm Ø se reveló que con y sin irrigación se producía una temperatura media de 22.6 ± 0.7 °C y 25.7 ± 1.2 °C respectivamente, lo cual tuvo significancia estadística.

Por otro lado, en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Driller y la fresa lanza se demostró que en presencia y ausencia de irrigación se generaba una temperatura media de 21.7 ± 0.3 °C y 25.0 ± 1.2 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. En los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Driller y la fresa de 2 mm Ø se reveló que cuando se aplicaba y no se aplicaba refrigeración se producía una temperatura media de 23.6 ± 1.2 °C y 26.3 ± 1.3 °C

respectivamente, lo cual también fue estadísticamente significativo. Finalmente, en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Helix GM con el motor Driller y la fresa de 3 mm Ø se reveló que con y sin irrigación se producía una temperatura media de 21.1 ± 0.4 °C y 29.3 ± 2.0 °C respectivamente, lo cual volvió a tener significancia estadística.

En la Tabla 2, al realizar la comparación del calor intraóseo mediante termografía infrarroja en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Coxo y la fresa lanza, se encontró que en presencia y ausencia de irrigación se generaba una temperatura media de 22.0 ± 0.4 °C y 21.6 ± 0.6 °C respectivamente, lo cual no fue estadísticamente significativo. En los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Coxo y la fresa de 2 mm Ø se reveló que cuando se aplicaba y no se aplicaba refrigeración se producía una temperatura media de 21.5 ± 0.3 °C y 24.5 ± 1.7 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. Finalmente, en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Coxo y fresa de 3 mm Ø se reveló que con y sin irrigación se producía una temperatura media de 21.8 ± 0.7 °C y 26.2 ± 1.6 °C respectivamente, lo cual también fue estadísticamente significativo.

En contraparte, en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Driller y fresa lanza, con y sin irrigación se demostró que en presencia y ausencia de irrigación se generaba una temperatura media de 22.8 ± 2.3 °C y 32.7 ± 2.3 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. En los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Driller y la fresa de 2 mm Ø se reveló que cuando se aplicaba y no se aplicaba refrigeración se producía una temperatura media de 22.6 ± 0.9 °C y 26.2 ± 0.6 °C respectivamente, lo cual fue estadísticamente significativo. Por último, en los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Driller y la fresa de 3 mm Ø se reveló que con y sin irrigación se producía una temperatura media de 22.8 ± 2.1 °C y 30.9 ± 2.5 °C respectivamente, lo cual tuvo significancia estadística.

Finalmente, en la Tabla 3 (análisis de regresión lineal), ambos tipos de motores (Driller) mostraron una disminución de temperatura con la Fresa de 3 mm Ø en osteotomías realizadas con irrigación, con una disminución promedio de 2,29 °C (IC del 95 %: -4,36 a -0,21). Por lo tanto, la selección del motor influyó significativamente en la reducción de la producción de calor intraóseo.

Con respecto al sistema quirúrgico utilizado, el Sistema Compacto Zi produjo solamente una disminución nominal de la temperatura de 0,39 °C (IC del 95 %: -1,38 a 0,59), la cual no fue estadísticamente significativa.

El uso de la Fresa Lanza sin irrigación produjo un aumento de temperatura significativo de 0,24 °C (IC del 95 %: 0,06 a 0,42). Esto sugiere una carga térmica acumulada desde la perforación inicial sin enfriamiento del hueso durante estas primeras fases.

Por el contrario, el uso de la Fresa Lanza con irrigación presentó un cambio mínimo de temperatura de -0,02 °C (IC del 95 %: -0,36 a 0,31), lo que sugiere que este perfil es térmicamente neutro con respecto a la temperatura ósea.

El uso de la Fresa de 2 mm Ø sin irrigación produjo un aumento de 0,99 °C (IC del 95 %: -0,21 a 0,41), que no fue estadísticamente significativo debido al amplio intervalo de confianza.

Por otra parte, cuando se utilizó la Fresa de 2 mm Ø con irrigación, el cambio de temperatura fue insignificante (0,10 °C; IC del 95 %: -0,33 a 0,55); lo cual tampoco fue estadísticamente significativo, pero demostró una moderación térmica ligeramente consistente.

Tabla 1

Calor intraóseo generado durante las osteotomías con el sistema Compacto Helix GM

Sistema	Motor	Fresa	Con irrigación			Sin irrigación			
			Mean	SD	p*	Mean	SD	p*	p**
Compacto Helix GM	Coxo	Fresa Lanza	22.7	0.4	0.869	22.0	0.5	0.000	0.004
		Fresa de 2 mm Ø	21.0	0.5	0.570	24.8	1.1	0.152	0.000
		Fresa de 3 mm Ø	22.6	0.7	0.775	25.7	1.2	0.348	0.000
	Driller	Fresa Lanza	21.7	0.3	0.841	25.0	1.2	0.931	0.000
		Fresa de 2 mm Ø	23.6	1.2	0.868	26.3	1.3	0.000	0.000
		Fresa de 3 mm Ø	21.1	0.4	0.544	29.3	2.0	0.943	0.000

Nota. p* = Prueba de Normalidad de Shapiro Wilk; p** = Prueba t de Student (entre con y sin irrigación)

Tabla 2

Calor intraóseo generado durante las osteotomías con el sistema Compacto Zi

Sistema	Motor	Fresa	Con irrigación			Sin irrigación			
			Mean	SD	p*	Mean	SD	p*	p**
Compacto Zi	Coxo	Fresa Lanza	22.0	0.4	0.846	21.6	0.6	0.186	0.094
		Fresa de 2 mm Ø	21.5	0.3	0.036	24.5	1.7	0.450	0.000
		Fresa de 3 mm Ø	21.8	0.7	0.960	26.2	1.6	0.231	0.000
	Driller	Fresa Lanza	22.8	2.3	0.011	32.7	2.3	0.041	0.000
		Fresa de 2 mm Ø	22.6	0.9	0.666	26.2	0.6	0.444	0.000
		Fresa de 3 mm Ø	22.8	2.1	0.000	30.9	2.5	0.133	0.000

Nota. p* = Prueba de Normalidad de Shapiro Wilk; p** = Prueba t de Student (entre con y sin irrigación)

Tabla 3*Análisis de regresión lineal*

Temperatura con fresa de 3 mm Ø con irrigación		
Variables	β Crudo	
	Coefficiente	IC 95%
Sistema Compacto Zi	-0.39	-1.38 a 0.59
Motor Driller	-2.29	-4.36 a -0.21
Fresa Lanza con irrigación	-0.02	-0.36 a 0.31
Fresa Lanza sin irrigación	0.24	0.06 a 0.42
Fresa de 2 mm Ø con irrigación	0.10	-0.33 a 0.55
Fresa de 2 mm Ø sin irrigación	0.99	-0.21 a 0.41
Fresa de 3 mm Ø sin irrigación	0.00	-0.21 a 0.21

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La presente investigación puso en análisis y discusión diversos factores que pueden tener cierto impacto en la generación de calor intraóseo durante la preparación del lecho implantario, tales como el kit quirúrgico, el motor para implantes, la presencia / ausencia de irrigación y el diámetro de la fresa (Fresa Lanza, de 2 mm Ø y de 3 mm Ø) lo cual permitió un entendimiento mucho más amplio de las posibles factores predictores relacionados al incremento de temperatura en el tejido óseo (Barriga-Yauri et al., 2025).

Al comparar los subgrupos en los cuales se aplicó y no refrigeración se develó que hubo una diferencia estadísticamente significativa en casi todos ellos, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso, con excepción de la comparación entre los subgrupos en los que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Coxo y la fresa lanza, en donde la presencia de irrigación demostró una mayor alza de temperatura que su contraparte con irrigación. Asimismo, la única comparación que no presento significancia estadística fue entre el subgrupo en el que se utilizó el Sistema Compacto Zi con el motor Coxo y la fresa lanza en presencia de irrigación vs en ausencia de irrigación.

Por medio del análisis de regresión lineal, se demostró que el tipo de motor utilizado y la fresa lanza sin refrigeración (con clorhexidina) como factores predictores del calor generado en el hueso durante las osteotomías para implantes dentales, ya que el primero reducía la temperatura intraósea generada con fresa final (fresa de 3 mm Ø) en 2.20°C, mientras que el segundo la aumentaba en 0.24°C, lo cual fue estadísticamente significativo.

Uno de los desafíos más notables a los que el clínico se enfrenta durante la preparación del lecho implantario es la inherente generación de calor en el hueso y los posibles daños términos que pueden suscitar en el mismo. El calor generado durante este procedimiento quirúrgico está vinculado principalmente a tres grandes factores: 1) aquellos relacionados con el procedimiento de fresado propiamente dicho y dentro del cual se encuentra la irrigación, la

técnica de fresado, la velocidad de rotación, la fuerza de fresado, entre otras (Chauhan et al., 2018); 2) aquellos relacionados con las características de la fresa (Hein et al., 2017); y 3) aquellos relacionados con las características del hueso del paciente (Mishra y Chowdhary, 2014).

Se ha reportado que cuando la temperatura intraósea generada durante el fresado quirúrgico aumenta 10°C por encima de la temperatura corporal durante 1 minuto o más, alcanzando en consecuencia los 47°C, se produce la necrosis del tejido óseo (osteonecrosis) resultando esto en una falla de la osteointegración. Habiendo explicado esto, mantener la temperatura intraósea por debajo de este umbral es crítico para lograr una osteointegración exitosa (Möhlhenrich et al., 2015; Eriksson y Albrektsson, 1983).

Uno de los aportes más relevantes de la presente investigación recae en la importancia del uso de la irrigación continua durante los procedimientos de fresado quirúrgico, ya que esto reduce significativamente la temperatura intraósea generada, siendo este en consecuencia uno de los principales factores a considerarse para aminorar lo máximo posible la inherente elevación de temperatura y optimizar de esta forma la osteointegración del futuro implante dental.

Barriga-Yauri et al. al evaluar la influencia de los predictores de calor intraóseo final (calor generado con ultima fresa) con irrigación determinaron que la fresa lanza y la fresa de 2 mm Ø sin refrigeración generaban un impacto significativo en la temperatura de la fresa final con irrigación, siendo en consecuencia considerados factores predictores de dicha alza térmica. De igual forma, la fresa lanza y la fresa de 2 mm Ø con refrigeración fueron estimados como factores predictores de la temperatura final generada con irrigación. Por otro lado, el tipo de motor, el sistema quirúrgico y la fresa de 3 mm Ø sin refrigeración no tuvieron un efecto significativo en la temperatura de la fresa final, siendo excluidos como factores predictores de dicho aumento térmico. Algunos de estos resultados son divergentes con aquellos observados

en el presente trabajo, en donde, el tipo de motor si fue considerado un factor predictor mostrando una reducción de la temperatura de la fresa final (fresa de 3 mm Ø) en 2.20°C, lo cual es estadísticamente significativo. En adición a esto, la fresa lanza con irrigación, así como también la fresa de 2 mm con y sin irrigación tampoco no tuvieron un impacto significativo en la elevación térmica final, por lo que, no fueron considerado predictores, hecho que discrepa con el estudio de Barriga-Yauri et al. Sin embargo, ambos trabajos coinciden en que la fresa lanza sin irrigación tiene un efecto negativo significativo en la temperatura final, mostrando en este estudio un aumento de la temperatura de la fresa final en 0.24°C. Finalmente, la presente investigación tampoco considera el kit quirúrgico empleado como factor predictor de este aumento térmico.

Alvitez-Temoche et al. en 2025 trataron de predecir in vitro el valor del calor intraóseo final (variable dependiente) basado en el valor de la fresa piloto sin irrigación, la fresa de 2 mm Ø sin irrigación y el kit quirúrgico empleado para las osteotomías (variables independientes o predictoras). Dicha investigación evidenció que la fresa lanza y la fresa de 2 mm Ø, ambas sin irrigación son importantes para predecir la temperatura final generada con la fresa de 3 mm sin refrigeración, siendo estos por lo tanto considerados factores predictores significativos en dicho aumento térmico. Por otro lado, el kit quirúrgico no tuvo influencia significativa en la predicción del calor intraóseo generado por la ultima fresa sin refrigeración, no siendo considerado por ende un factor predictor. Este último resultado coincide con el hallado en el presente estudio, en donde el sistema quirúrgico no resultó ser un factor predictor de la temperatura final. Al mismo tiempo, en ambos estudios se determinó que la fresa lanza sin irrigación influenciaba la temperatura de fresado final, siendo por lo tanto considerado un factor predictor del mismo. En contraparte, ambos estudios no coincidieron en el resultado obtenido para la fresa de de 2 mm, no siendo en el presente estudio considerado como factor predictor en la temperatura generada con la fresa final.

Alvitez-Temoche et al. en un posterior estudio, llevado a cabo un año después, trataron de determinar de igual forma y por medio de un análisis de regresión lineal, los factores predictores del calor intraóseo final (calor generado con la tercera fresa o fresa de 3 mm Ø) en ausencia de irrigación. Se develó que la fresa piloto y la fresa de 2 mm Ø, ambas sin refrigeración tenían un impacto significativo en la temperatura generada por la fresa final, siendo estos considerados factores predictores en dicha alza térmica. Asimismo, el tipo de motor empleado fue un factor relevante para predecir la temperatura final de la tercera fresa. En contraparte, el sistema quirúrgico utilizado no mostró un efecto significativo en la temperatura generada por dicha fresa, no siendo considerada por lo tanto un factor predictor. La mayoría de estos resultados coinciden con los del presente estudio, en el cual también se demostró que el tipo de motor y la fresa lanza sin irrigación eran factores importantes para predecir el calor generado por la última fresa pero con irrigación. Asimismo, el tipo de motor también fue considerado un factor predictor del calor intraóseo producido por la fresa de 3 mm Ø con refrigeración. Por otro lado, ambos estudios muestran resultados diferentes en lo que respecta al impacto que tiene la fresa de 2 mm Ø, no siendo considerado en el presente estudio como un factor predictor del alza térmica, lo que discrepó con el resultado de Alvitez-Temoche et al.

Paeßens et al. (2025) determinaron que la presencia o ausencia de irrigación es una variable que contribuye significativamente en el aumento o disminución de la temperatura intraósea, ya que la aplicación de irrigación salina a temperatura ambiente durante las osteotomías generó temperaturas más bajas que sus contraparte sin irrigación, las cuales superaron el límite crítico de temperatura tanto para diferentes diámetros de fresa (2.4, 3.2 / 3.6 y 3.8 / 4.2 mm) como para diferentes velocidades de rotación (200, 600 y 1000 rpm), concluyendo que las osteotomías en implantología oral no deben realizarse sin refrigeración, incluso a bajas velocidades de rotación, esto con la finalidad de evitar o prevenir daños en el

hueso inducidos por el calor. Estos resultados coinciden con los del presente estudio pese a que en este se utilizó clorhexidina como ante refrigerante.

Şarkbay et al. (2025) en su estudio evaluaron los cambios de temperatura causados por las fresas de 5 sistemas quirúrgicos diferentes teniendo además en cuenta la presencia o no de refrigeración, la velocidad de rotación (120 y 1200rpm) y el envejecimiento de la fresa (nuevas y usadas). Los resultados develaron una diferencia no significativa del calor generado con los 5 sistemas de fresas utilizados, lo cual coincide con los resultados del trabajo actual, en donde el sistema quirúrgico utilizado no tiene influencia alguna en el calor intraóseo generado. Además, Şarkbay et al. mostraron que los cambios de temperatura fueron mayores cuando las fresas se utilizaron sin irrigación independientemente del sistema, velocidad de rotación y envejecimiento de la fresa, lo cual vuelve a recalcar la importancia de la refrigeración durante estos procedimientos quirúrgicos.

Dentro de las limitaciones de este estudio se puede mencionar en primer lugar el no uso de una máquina de pruebas universal para estandarizar ciertos factores que, durante la preparación del lecho implantario, puedan afectar la generación de calor intraóseo tales como la fuerza de fresado en kilogramos y la velocidad de avance / retirada de la fresa. En su lugar, el presente estudio realizó una estandarización manual mediante el manejo profesional de un especialista en implantología oral, sin embargo, para minimizar la variabilidad y garantizar aún más la repetibilidad de los procedimientos, se recomienda la utilización de dicha máquina en futuras investigaciones. En segundo lugar, la inclusión de un irrigante refrigerado pudo haber demostrado temperaturas aún menores que las obtenidas con el irrigante a temperatura ambiente empleado para este estudio.

Otra limitación resaltante de esta investigación es que al tratarse de un experimento in vitro, esta, difiere parcialmente de las condiciones habituales de un estudio in vivo. Los bloques de hueso bovino no presentan flujo sanguíneo y tienen una temperatura distinta a la de un hueso

humano mandibular vital presente en boca, por consiguiente, es válido asumir que las temperaturas intraóseas registradas en estos bloques utilizados para el presente estudio no sean 100% idénticas a las que puedan obtenerse durante la preparación quirúrgica en boca de un paciente (Koutiech et al., 2022).

Las fortalezas de esta investigación incluyen la utilización de costillas bovinas sobre las cuales se realizaron las preparaciones quirúrgicas. Las costillas de vaca han sido ampliamente aceptadas en este tipo de estudios ya que tienen bastante similitud al hueso mandibular humano en términos de cantidad y densidad de hueso cortical y esponjoso respectivamente, además, la facilidad de obtención y el bajo costo de estos, los hace ideales para este tipo de investigaciones (Lucchiari et al., 2016; El-Kholey et al., 2017).

A su vez, otra virtud de este estudio fue el manejo de una Cámara Termográfica (Fluke TiS55+, Fluke, Everett, Washington, Estados Unidos) para las mediciones de temperatura intraósea durante las osteotomías realizadas en las muestras de hueso bovino. La Cámara Infrarroja presenta ciertas ventajas en comparación al uso de Termopares y de entre las cuales se encuentran la medición de un perfil térmico general y la capacidad de registrar la temperatura sin la necesidad de contacto alguno con la superficie ósea. Por otro lado, el termopar solamente es capaz de medir temperaturas puntuales cerca de donde se haya colocado la sonda, además, el uso de estos dispositivos requiere obligatoriamente el contacto con la superficie objetiva (Frösch et al., 2019; Marković et al., 2013; Benington et al., 1996).

VI. CONCLUSIONES

6.1. El tipo de motor es considerado un factor predictor del calor intraóseo durante las osteotomías para implantes, ya que reduce la temperatura de la fresa final (fresa de 3 mm Ø) en 2.20°C, lo cual es estadísticamente significativo. Asimismo, la Fresa Lanza sin irrigación también es considerado otro factor predictor del calor en el tejido óseo durante el fresado quirúrgico dado que aumenta la temperatura de la fresa final en 0.24°C lo cual es estadísticamente significativo.

6.2. La comparación del calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Coxo en presencia vs en ausencia de irrigación develó una diferencia estadísticamente significativa entre todos los subgrupos comparados, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso, con excepción de los subgrupos que utilizaban la fresa lanza, en donde la aplicación de irrigación generó una elevación de temperatura ligeramente superior a su contraparte sin irrigación.

6.3. La comparación del calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Driller en presencia vs en ausencia de irrigación mostró una diferencia estadísticamente significativa entre todos los subgrupos comparados, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso.

6.4. La comparación del calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Coxo en presencia vs en ausencia de irrigación demostró una diferencia estadísticamente significativa entre casi todos los subgrupos comparados, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso, con excepción de los subgrupos que utilizaban la fresa lanza, donde la aplicación de irrigación generó una elevación de temperatura ligeramente

superior a su contraparte sin irrigación, siendo esta comparación no estadísticamente significativa.

6.5. La comparación del calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Driller en presencia vs en ausencia de irrigación develó una diferencia estadísticamente significativa entre todos los subgrupos comparados, siendo aquellos que no utilizaban refrigeración los que producían la mayor elevación térmica en el hueso.

VII. RECOMENDACIONES

7.1. Elaborar estudios in vitro con otros sistemas quirúrgicos para implantes con la finalidad de evaluar más a fondo la influencia del mismo en la generación de calor intraóseo durante la osteotomía.

7.2. Realizar estudios in vitro con otros motores para implantes con el objetivo de evaluar más a fondo la influencia del mismo en la generación de calor intraóseo durante la osteotomía.

7.3. Llevar a cabo estudios in vitro en los cuales se evalúe la influencia de la temperatura del irrigante (refrigerado y no refrigerado) en la generación de calor intraóseo durante la osteotomía.

7.4. Elaborar estudios in vitro en los cuales se evalúe la influencia del agente de irrigación (solución salina y clorhexidina) en la generación de calor intraóseo durante la osteotomía.

7.5. Realizar estudios in vitro en los cuales se evalúe la influencia del material de fabricación de la fresa (acero inoxidable y zirconia) en la generación de calor intraóseo durante la osteotomía.

7.6. Llevar a cabo estudios in vitro en los cuales las costillas de hueso bovino sean mantenidas a 37°C para simular la temperatura bucal.

7.7. Elaborar estudios in vivo para asegurar la presencia del flujo sanguíneo en el hueso durante la osteotomía, lo cual pudiese tener cierta influencia en la generación de calor intraóseo.

VIII. REFERENCIAS

- Aghaloo, T., Pi-Anfruns, J., Moshaverinia, A., Sim, D., Grogan, T. & Hadaya, D. (2019). The Effects of Systemic Diseases and Medications on Implant Osseointegration: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34, s35-s49. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31116832/>
- Albrektsson, T., Brånemark, P.I., Hansson, H.A. & Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155-70. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7246093/>
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. & Eriksson, A.R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3527955/>
- Alevizakos, V., Mitov, G. & von-See, C. (2020). Guided Implant Placement Using an Internally Cooling Surgical Template: A Technical Note. *The Journal of Oral Implantology*, 46(5), 533-535. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32315423/>
- Alghamdi, H.S. (2018). Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 1-18. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29342830/>
- Alvitez-Temoche, D., Mauricio, F., Delgado-Cumpa, B., Medina, J., Espinoza-Carhuancho, F., Calderon, I. & Mayta-Tovalino, F. (2026). Thermographic-Infrared Changes During Surgical Osteotomy Influenced by the Motor Type, System, and Diameter. *International Journal of Dentistry*, 2026, 1-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/41550958/>

- Alvitez-Temoche, D., Huaman-De la Cruz, M., Delgado-Cumpa, B., Barriga-Yauri, G, Espinoza-Carhuancha, F., Mauricio F, Calderon, I., Hernandez, A.V. & Mayta-Tovalino, F. (2025). Infrared thermal mapping of osteotomy: influence of drill diameter and implant system. *Frontiers in Oral Health*, 6, 01-06. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12531138/>
- Ashry, A., Elattar, M.S., Elsamni, O.A. & Soliman, I.S. (2022). Effect of Guiding Sleeve Design on Intraosseous Heat Generation During Implant Site Preparation (In Vitro Study). *Journal of Prosthodontics*, 31(2), 147-154. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33942432/>
- Baltayan, S., Pi-Anfruns, J., Aghaloo, T. & Moy, P.K. (2016). The Predictive Value of Resonance Frequency Analysis Measurements in the Surgical Placement and Loading of Endosseous Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(6), 1145-52. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26917203/>
- Barriga-Yauri, G., Alvitez-Temoche, D., Mauricio, F., Espinoza-Carhuancha F., Calderón, I., Medina, J. & Mayta-Tovalino, F. (2025). Influence of Infrared Thermography Predictors in Dental Implant Osteotomies: An Ex Vivo Study. *International Dental Journal*, 75(2025), 1683-1690. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2025.03.009>
- Bayerlein, T., Proff, P., Richter, G., Dietze, S., Fanghänel, J. & Gedrange, T. (2006). The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphologica(Warsz)*, 65(1), 72-4. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16783743/>
- Benington, I.C., Biagioni, P.A., Crossey, P.J., Hussey, D.L., Sheridan, S. & Lamey, P.J. (1996). Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *Journal of Dentistry*, 24(4), 263-7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8783531/>

- Bernabeu-Mira, J. C., Pellicer-Chover, H., Peñarrocha-Diago, M. & Peñarrocha-Oltra, D. (2020). In Vitro Study on Bone Heating during Drilling of the Implant Site: Material, Design and Wear of the Surgical Drill. *Materials*, 13(8), 1-11. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32325829/>
- Bernabeu-Mira, J.C., Soto-Peñaloza, D., Peñarrocha-Diago, M., Camacho-Alonso, F., Rivas-Ballester, R. & Peñarrocha-Oltra, D. (2021). Low-speed drilling without irrigation versus conventional drilling for dental implant osteotomy preparation: a systematic review. *Clinical Oral Investigations*, 25(7), 4251-4267. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33893557/>
- Bhargava, N., Perrotti, V., Caponio, V.C.A., Matsubara, V.H., Patalwala, D. & Quaranta, A. (2022). Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*, 111(1), 142-153. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35852778/>
- Boujoual, I., Benazzouz, I., Moussaoui, H., Mbarki, B. & Andoh, A. (2020). Single vs sequential drilling in implantology: a systematic review. *International Journal of Advanced Research*, 8(4), 251-258. <https://www.journalijar.com/article/31951/single-vs-sequential-drilling-in-implantology:-a-systematic-review/>
- Brisman, D.L. (1996). The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(1), 35-7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8820120/>
- Brunski, J.B. (1999). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Advance in Dentistry Research*, 13, 99-119. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11276755/>

- Brunski, J.B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10(3), 153-201. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10149982/>
- Chacon, G.E., Bower, D.L., Larsen, P.E., McGlumphy, E.A. & Beck, F.M. (2006). Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 64(2), 265-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16413899/>
- Chauhan, C.J., Shah, D.N. & Sutaria, F.B. (2018). Various bio-mechanical factors affecting heat generation during osteotomy preparation: A systematic review. *Indian Journal of Dental Research*, 29(1), 81-92. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29442092/>
- Cimini, V., Perez, A., Lombardi, T. & Felice, R.D. (2024). Heat Generated during Dental Implant Placement: A Scoping Review. *Applied Sciences*, 14(15), 1-20. <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/15/6773>
- Dahibhate, R. V. & Jaju, S. (2022). Effect of irrigation mode, volume, medium and drill on heat generation during implant surgery: a review. *Materials Today: Proceedings*, 50(5), 1799-1803. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.09.206>
- Davidson, S.R. & James, D.F. (2003). Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(3), 305-14. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12929234/>
- Delgado-Ruiz, R.A., Velasco-Ortega, E., Romanos, G.E., Gerhke, S., Newen, I. & Calvo-Guirado JL. (2018). Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 22(1), 349-359. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28434045/>
- Driscoll, C.F., Freilich, M.A., Guckes, A.D., Knoernschild, K.L. & McGarry, T.J. (2017). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, e1-105. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28418832/>

- El-Kholey, K.E., Ramasamy, S., Kumar, R.S. & Elkomy, A. (2017). Effect of Simplifying Drilling Technique on Heat Generation During Osteotomy Preparation for Dental Implant. *Implant Dentistry*, 26(6), 888-891. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29135705/>
- Ercoli, C., Funkenbusch, P.D., Lee, H.J., Moss, M.E. & Graser, G.N. (2004). The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(3), 335-49. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15214217/>
- Eriksson, A.R. & Albrektsson, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 101-7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6576145/>
- Eskandarloo, A., Arabi, R., Bidgoli, M., Yousefi, F. & Poorolajal, J. (2019). Association between Marginal Bone Loss and Bone Quality at Dental Implant Sites Based on Evidence from Cone Beam Computed Tomography and Periapical Radiographs. *Contemporary Clinical Dentistry*, 10(1), 36-41. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32015639/>
- Freitas, A.C., Bonfante, E.A., Giro, G., Janal, M.N. & Coelho, P.G. (2012). The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 113-8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21426405/>
- Frösch, L., Mukaddam, K., Filippi, A., Zitzmann, N.U. & Köhl, S. (2019). Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols-An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 30(2), 121-130. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30578579/>
- Gehrke, S.A., Aramburú-Júnior, J.S., Pérez-Albacete-Martínez, C., Ramirez-Fernandez, M.P., Maté-Sánchez de Val, J.E. & Calvo-Guirado, J.L. (2016). The influence of drill length

- and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 29(7), 772-778. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27041138/>
- Gehrke, S.A., Treichel, T.L.E., Aramburú-Júnior, J., de Aza, P.N. & Prados-Frutos, J.C. (2020). Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Science Reports*, 10(1), 1-11. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33244090/>
- Gokcen-Rohlig, B., Yaltirik, M., Ozer, S., Tuncer, E.D. & Evlioglu, G. (2009). c. *European Journal of Dentistry*, 3(1), 42-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12929234/>
- Guazzi, P., Grandi, T. & Grandi, G. (2015). Implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: 4-month post-loading results of a multicenter randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 8(3), 283-90. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26355172/>
- Harder, S., Egert, C., Freitag-Wolf, S., Meh, C. & Kern, M. (2018). Intraosseous Temperature Changes During Implant Site Preparation: In Vitro Comparison of Thermocouples and Infrared Thermography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1), 72-78. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29340345/>
- Hein, C., Inceoglu, S., Juma, D. & Zuckerman, L. (2017). Heat Generation During Bone Drilling: A Comparison Between Industrial and Orthopaedic Drill Bits. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 31(2), e55-e59. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27682019/>
- Hernández-Sapieri, R., Fernández-Collado, C. & Baptista-Lucio, M. (2014). *Metodología de la Investigación* (6ta ed.). McGraw Hill Education.
- Himanshu, A., Jyotsna, S. & Aishwarya K. (2021). Dental implants- a prosthodontic perspective. *Asia Pacific Dental Journal*, 8(1), 9-15.

- Hobkirk, J.A. & Rusiniak, K. (1977). Investigation of variable factors in drilling bone. *Journal of Oral Surgery*, 35(12), 968-73. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/336854/>
- Iliescu, A.A., Petcu, C.M., Mercuț, R., Iliescu, M.G., Petcu, I.C., Gheorghiu, I.M., Țârcă, T. & Perlea, P. (2017). Thermal Changes of Bone Induced during Drilling for Dental Implants Placement: An In Vitro Study. *Defect and Diffusion Forum*, 376, 78 - 88. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.376.78>
- Islam, M.A., Kamarrudin, N.S., Daud, R., Ibrahim, I., Rahman, A. & Mat, F. (2021). Temperature measurement methods in an experimental setup during bone drilling: A brief review on the comparison of thermocouple and infrared thermography. *Journal of Physics: Conference Series*, 2129 (2021), 1-5. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/2129/1/012096>
- Jung, O., Lindner, C., Pantermehl, S. & Barbeck, M. (2021). Heat Development During Medical Drilling: Influencing Factors and Examination Methods - Overview and First Results. *In Vivo*, 35(6), 3011-3017. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8627746/>
- Koo, K.T., Kim, M.H., Kim, H.Y., Wikesjö, U.M., Yang, J.H. & Yeo, I.S. (2015). Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), e19-23. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24313461/>
- Koutiech, T., Ahmad-Heshmeh, O., Alkerdi, K., Toumi, J. & Al-Sabek, L. (2022). Comparison of Maximum Heat Generation during Implant Site Preparation between Single and Gradual Drilling Protocols in Artificial D1 Bone Blocks: An In Vitro Study. *International Journal of Dentistry*, 18(2022), 1-7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35761968/>

- Lin, H. Y., Yang, J. H., Li, Y. T., Chou, C. H., Tsai, S. J., Chang, H. H. & Lin, C. P. (2024). Comparison of the physical, thermal, and biological effects on implant bone site when using either zirconia or stainless-steel drill for implant bone site preparation. *Journal of the Formosan Medical Association*, 123(9), 954–960. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2024.01.011>
- Liu, Y.F., Wu, J.L., Zhang, J.X., Peng, W. & Liao, W.Q. (2018). Numerical and Experimental Analyses on the Temperature Distribution in the Dental Implant Preparation Area when Using a Surgical Guide. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 42-51. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27078175/>
- Lucchiari, N., Frigo, A.C., Stellini, E., Coppe, M., Berengo, M. & Bacci, C. (2016). In Vitro Assessment with the Infrared Thermometer of Temperature Differences Generated During Implant Site Preparation: The Traditional Technique Versus the Single-Drill Technique. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(1), 182-91. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25040939/>
- Marković, A., Mišić, T., Miličić, B., Calvo-Guirado, J.L., Aleksić, Z. & Đinić, A. (2013). Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. *Clinical Oral Implants Research*, 24(7), 798-805. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22469169/>
- Mayuri, S., Irfan, A.K., Raj, R., Sen, A., Malik, R., Bandgar, S. & Rangari, P. (2022). Success of Dental Implant Influenced by Abutment Types and Loading Protocol. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 14(Suppl 1), S1019-S1022. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36110750/>
- Migliorati, M., Amorfini, L., Signori, A., Barberis, F., Silvestrini-Biavati, A. & Benedicenti, S. (2013). Internal bone temperature change during guided surgery preparations for

- dental implants: an in vitro study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), 1464-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24278913/>
- Miri, R., Shirzadeh, A., Kermani, H. & Khajavi, A. (2017). Relationship and changes of primary and secondary stability in dental implants: A review. *International Journal of Contemporary Dental and Medical Reviews*, 2017, 1-6.
- Mishra, S.K. & Chowdhary, R. (2014). Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: heat generated by dental implant drills. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(2), 131-43. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24757349/>
- Möhlhenrich, S.C., Modabber, A., Steiner, T., Mitchell, D.A. & Hölzle, F. (2015). Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 53(8), 679-89. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26051868/>
- Moslemi, N., Shahnaz, A., Masoumi, S., Torabi, S. & Akbari, S. (2017). Laser-Assisted Osteotomy for Implant Site Preparation: A Literature Review. *Implant Dentistry*, 26(1), 129-136. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27548111/>
- Nickenig, H.J., Wichmann, M., Hamel, J., Schlegel, K.A. & Eitner, S. (2010). Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method - a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 38(7), 488-93. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19939691/>
- Norton, M.R. (2011). The influence of insertion torque on the survival of immediately placed and restored single-tooth implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(6):1333-43. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22167441/>
- Oliveira, N., Alaejos-Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferrés-Padró, E. & Hernández-Alfaro, F. (2012). Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation.

- A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implants Research*, 23(8), 963-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21806686/>
- Paeßens, K., van-Bebber, L., Zipprich, H. & Weigl P. (2025). Effect of Irrigation, Bur Size and Rotational Speed on Thermographic Heat at Implant Site Osteotomy Interface. An In Vitro Study. *Clinical Oral Implants Research*, 1-10. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40521678/>
- Raghavendra, S., Wood, M.C. & Taylor, T.D. (2005). Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(3), 425-31. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15973954/>
- Ramasamy, M., Giri., Raja, R., Subramonian., Karthik. & Narendrakumar, R. (2013). Implant surgical guides: From the past to the present. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 5(Suppl 1), S98-S102. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23946587/>
- Rocci, A., Martignoni, M. & Gottlow, J. (2003). Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(1), 29-36. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12691648/>
- Rodrigo, D., Aracil, L., Martin, C. & Sanz, M. (2010). Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 255-61. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19958375/>
- Rowan, M., Lee, D., Pi-Anfruns, J., Shiffler, P., Aghaloo, T. & Moy, P.K. (2015). Mechanical versus biological stability of immediate and delayed implant placement using resonance frequency analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(2), 253-7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25579008/>
- Rusu, D., Rădulescu, V., Stratul, S.I., Luchian, I., Calniceanu, H., Vela, O., Boia, S., Kardaras, G., Chinnici, S. & Soanca, A. (2023). Clinical and Radiological Characterization of the

- Long-Term Association between Unaffected/Minimally Affected Implants and History of Severe Periodontitis: A Retrospective Study. *Diagnostics (Basel)*, 13(11), 1-14. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37296732/>
- Sargolzaie, N., Samizade, S., Arab, H., Ghanbari, H., Khodadadifard, L. & Khajavi, A. (2019). The evaluation of implant stability measured by resonance frequency analysis in different bone types. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 45(1), 29-33. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30847294/>
- Şarkbay, Ö.F., Mihmanli, A. & Cora, H. (2025). In-vitro investigation of bone temperature changes in osteotomies performed with different brands of implant burs. *International Journal of Implant Dentistry*, 11(1), 1-7. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11813834/>
- Scarano, A., Carinci, F., Quaranta, A., Di Iorio, D., Assenza, B. & Piattelli, A. (2007). Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, 20(1), 23-6. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17897497/>
- Scarano, A., Lorusso, F. & Nounbissi, S. (2020). Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced during Implant Site Preparation with Steel vs. Zirconia Implant Drill. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1), 1-12. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31948130/>
- Scarano, A., Piattelli, A., Assenza, B., Carinci, F., Di Donato, L., Romani, G.L. & Merla, A. (2011). Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(4), 319-23. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19681941/>

- Scarano, A., Petrini, M., Mastrangelo, F., Nounbissi, S. & Lorusso, F. (2020). The Effects of Liquid Disinfection and Heat Sterilization Processes on Implant Drill Roughness: Energy Dispersion X-ray Microanalysis and Infrared Thermography. *Journal of Clinical Medicine*, 9(4), 1-13. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32260343/>
- Sennerby, L. & Meredith, N. (1998). Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19(5), 493-8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9693511/>
- Sindel, A., Dereci, Ö., Hatipoğlu, M., Altay, M.A., Özalp, Ö. & Öztürk, A. (2017). The effects of irrigation volume to the heat generation during implant surgery. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugía Bucal*, 22(4), e506-e511. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28624839/>
- Soldatos, N., Pham, H., Fakhouri, W.D., Ngo, B., Lampropoulos, P., Tran, T. & Weltman, R. (2022). Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Human Cadaver Tibiae Comparing MIS® Straight Drills with Densah® Burs. *Genes (Basel)*, 13(10), 1-13. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36292601/>
- Strbac, G.D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Vasak, C., Watzek, G. & Zechner, W. (2015). Drilling- and withdrawing-related thermal changes during implant site osteotomies. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(1), 32-43. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23714272/>
- Strbac, G.D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Watzek, G. & Zechner, W. (2014). A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clinical Oral Implants Research*, 25(5), 622-31. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23347297/>
- Sumer, M., Misir, A.F., Telcioglu, N.T., Guler, A.U. & Yenisey, M. (2011). Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *Journal*

of Oral and Maxillofacial Surgery, 69(5), 1350-4.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21292371/>

Supino, P.G. & Borer, J.S. (2012). *Principles of Research Methodology: A guide for Clinical Investigators* (1st ed.). Springer.

Swami, V., Vijayaraghavan, V. & Swami, V. (2016). Current trends to measure implant stability. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 124-30.

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4837777/>

Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y. & Dubruille, J.H. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43(2), 192-203.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9619438/>

Tehemar, S.H. (1999). Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(1), 127-36.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10074763/>

Teich, S., Bocklet, M., Evans, Z., Gutmacher, Z. & Renne, W. (2022). 3D printed implant surgical guides with internally routed irrigation for temperature reduction during osteotomy preparation: A pilot study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(5), 796-803. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34837657/>

Trisi, P., Berardi, D., Paolantonio, M., Spoto, G., D'Addona, A. & Perfetti, G. (2013). Primary stability, insertion torque, and bone density of conical implants with internal hexagon: is there a relationship? *The Journal of Craniofacial Surgery*, 24(3), 841-4.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23714893/>

Tur, D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Rausch-Fan, X. & Strbac, G. D. (2021). Thermal effects of various drill materials during implant site preparation-Ceramic vs. stainless

- steel drills: A comparative in vitro study in a standardised bovine bone model. *Clinical oral implants research*, 32(2), 154–166. <https://doi.org/10.1111/clr.13685>
- Tur, D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Rausch-Fan, X. & Strbac, G. D. (2023). Drilling- and withdrawing-related thermal effects of implant site preparation for ceramic and stainless steel twist drills in standardized bovine bone. *Clinical implant dentistry and related research*, 25(1), 152–165. <https://doi.org/10.1111/cid.13151>
- Wächter, R. & Stoll, P. (1991). Increase of temperature during osteotomy. In vitro and in vivo investigations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 20(4), 245-9. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1940504/>
- Zhaorui, Y., Weiwei, L., Zijue, T., Xuyang, L., Nan, Z., Mingzheng, L. & Hongchao, Z. (2018). Review on thermal analysis in laser-based additive manufacturing. *Optics & Laser Technology*, 106(2018), 427-441. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2018.04.034>
- Zhou, Y., Jiang, T., Qian, M., Zhang, X., Wang, J., Shi, B., Xia, H., Cheng, X. & Wang, Y. (2008). Roles of bone scintigraphy and resonance frequency analysis in evaluating osseointegration of endosseous implant. *Biomaterials*, 29(4), 461-74. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17983650/>
- Zhou, W., Liu, Z., Song, L., Kuo, C.L. & Shafer, D.M. (2018). Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery-A Systematic Review and Meta-analysis. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 18(1), 28-40. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29478680/>
- Zupnik, J., Kim, S.W., Ravens, D., Karimbux, N. & Guze, K. (2011). Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis. *Journal of Periodontology*, 82(10), 1390-5. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21417587/>

IX. ANEXOS

9.1. Anexo A

9.1.1. Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	METODOLOGÍA
¿Cuáles son los predictores de calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes (Compacto Helix GM y Compacto Zi)?	Objetivo General Determinar in vitro los factores predictores del calor intraóseo durante la osteotomía mediante dos sistemas quirúrgicos para implantes (Compacto Helix GM y Compacto Zi). Objetivos Específicos Comparar in vitro el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Coxo en presencia y ausencia de irrigación.	La fresa lanza sin irrigación es el único factor predictor de la temperatura intraósea durante la osteotomía.	Variable Dependiente Calor generado durante la osteotomía Variables Independientes -Sistema quirúrgico para implantes	Tipo de Investigación Se realizó un estudio experimental in vitro, cuantitativo, transversal y prospectivo

	Comparar in vitro el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Helix GM con el motor Driller en presencia y ausencia de irrigación. Comparar in vitro el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Coxo en presencia y ausencia de irrigación. Comparar in vitro el calor intraóseo generado durante las osteotomías realizadas con fresas del sistema quirúrgico Compacto Zi con el motor Driller en presencia y ausencia de irrigación.		-Motor para implantes -Presencia / Ausencia de irrigación -Diámetro de la fresa	
--	--	--	--	--

9.2. Anexo B

9.2.1. Ficha técnica Cámara Termográfica Fluke TiS55+

FLUKE®		
Especificaciones		
Principales características	TiS75+	TiS55+
Resolución de infrarrojos	384 x 288 (110.592 píxeles)	256 x 192 (49.152 píxeles)
Resolución espacial (IFOV)	1,91 mrad	
Campo de visión	42° x 30°	28° x 20°
Distancia mínima de enfoque	Marcador de enfoque fijo: 0,5 m Enfoque manual: 0,15 m	
Sistema de enfoque	Enfoque manual y enfoque fijo	
Conectividad inalámbrica	Sí, con PC, iPhone® e iPad® (iOS 4 y posterior), Android™ 4.3 y posteriores, y de WiFi y LAN (donde corresponda)	
Compatible con la app Fluke Connect	Sí*, conecte su cámara a su smartphone y las imágenes que tome se cargarán automáticamente en la app Fluke Connect para que las guarde y las comparta	
Software opcional Fluke Connect Assets	Sí*, asigne imágenes a los activos y genere órdenes de trabajo. Compare fácilmente diferentes tipos de medidas (mecánicas, eléctricas o imágenes infrarrojas) en un solo lugar	
Etiquetado de activos	Lea códigos QR para organizar y archivar las imágenes térmicas de forma automática con Fluke Connect™	
Tecnología IR-Fusion	Modo AutoBlend continuo del 0% al 100%. Añade el contexto de los detalles visibles a la imagen infrarroja	
Imagen en imagen (PIP)	Sí	
Pantalla	Pantalla táctil de 3,5" (panorámica de 8,9 cm) LCD de 640 x 480	
Diseño ergonómico	Diseñada para su uso con una sola mano	
Sensibilidad térmica	40 mK	
Nivel y rango	Escala automática y manual de transición suave	
Reajuste rápido y automático en el modo manual	Sí	
Intervalo mínimo (en modo manual)	3 °C (4,5 °F)	
Rango mínimo (en modo automático)	5 °C (9,0 °F)	
Cámara digital integrada (luz visible)	5 megapíxeles	
Frecuencia de refresco	Modelos de 9 o 27 Hz	
Cálculo del punto de rocío	Sí, en la cámara	No
Almacenamiento de datos y captura de imágenes		
Memoria interna	8500 imágenes	
Memoria externa	Tarjeta SD de ≥4 GB (>1000 imágenes)	
Sistema de captura, revisión y almacenamiento de imágenes	Captura, revisión y almacenamiento de imágenes con una sola mano	
Formatos de archivo de imagen	No radiométrica: JPEG Completamente radiométrica: is2	
Revisión de memoria	Sí	
Software	Software Fluke Connect: software de análisis y generación de informes completo con acceso a Fluke Connect™	
Analizar y almacenar datos radiométricos en un PC	Sí	
Exportación en formatos de archivo diferentes con el software Fluke Connect	is3, is2, JPEG, PNG, TIFF	
Anotaciones de voz	Sí, grabación de audio de hasta 60 s a través de la conexión Bluetooth Headset Profile (HSP) a un dispositivo externo (se vende por separado).	
IR-PhotoNotes	Sí. El usuario puede seleccionar hasta 3 capturas de imágenes de luz visible adicionales para que se incluyan en el archivo is2.	Sí. El usuario puede seleccionar hasta 1 captura de imágenes de luz visible adicional para que se incluya en el archivo is2.

Especificaciones, continuación

Principales características	TiS75+	TiS55+
Anotaciones de texto	Después de realizar una captura is2, el usuario puede escribir una nota utilizando el teclado en pantalla.	
Grabación y formatos de video	Grabación de video estándar: mp4 Grabación de video radiométrico: IS3	No
Transmisión de datos	No	No
Captura automática (temperatura e intervalo)	Sí. El usuario puede seleccionar el intervalo de tiempo para las capturas de archivos is2 o JPEG.	
Batería		
Baterías (sustituibles sobre el terreno, recargables)	Batería recargable de ión-litio	
Autonomía de la batería	≥3,5 h de funcionamiento continuo sin Wi-Fi (la duración real depende de los ajustes seleccionados y del uso)	
Tiempo de carga de la batería	≤2,5 h para una carga completa	
Sistema de carga de la batería	Cargador de baterías de dos bahías Ti SBC3B o carga en el interior de la cámara.	Cargador de baterías de dos bahías Ti SBC3B o carga en el interior de la cámara. (no incluye cargador de baterías de dos bahías)
Alimentación CA	Alimentación CA con fuente incluida, adaptadores universales incluidos Salida: 15 VCC, 2 A	
Ahorro de energía	Modos de reposo y desconexión seleccionables por el usuario	
Medida de temperatura		
Rango de temperatura (sin calibración a temperaturas inferiores a -10 °C)	-20 °C a 550 °C (sin calibración a temperaturas inferiores a -10 °C)	
Exactitud	±2 °C o 2% (la mayor de ambas) a 25 °C de temperatura ambiente	
Corrección de emisividad en pantalla	Sí, lista de los diez materiales más utilizados y ajuste numérico entre 0,01 y 1,00	
Compensación de temperatura reflejada en el fondo de la pantalla	Sí	
Corrección de transmisión en pantalla	Sí	
Paletas de colores		
Paletas estándar	6	
Especificaciones generales		
Alarmas de color	Sí	
Banda espectral infrarroja	~8-14 μm	
Temperatura de funcionamiento	-10 °C a 50 °C (14 °F a 122 °F)	
Temperatura de almacenamiento	-20 °C a 50 °C (-4 °F a 122 °F) sin baterías	
Humedad relativa	10% a 95% sin condensación	
Temperatura en el punto	Punto central (inamovible)	
Marcadores térmicos configurables por el usuario	Sí, 5 marcadores de puntos configurables. La posición es regulable. El valor de la temperatura del marcador se muestra en la pantalla.	Sí, 3 marcadores de puntos configurables. La posición es regulable. El valor de la temperatura del marcador se muestra en la pantalla.
Recuadros de medidas definidos por el usuario	Sí, 5 rectángulos ajustables por el usuario. El tamaño y la posición son regulables. Las estadísticas de los rectángulos se muestran en la pantalla: temperatura mín., máx., promed.	Sí, 3 rectángulos ajustables por el usuario. El tamaño y la posición son regulables. Las estadísticas de los rectángulos se muestran en la pantalla: temperatura mín., máx., promed.
Estuche rígido	Estuche rígido con bolsa de transporte flexible, incluye correa ajustable	
Normas de seguridad	IEC 61010-1: Grado de contaminación 2	
Compatibilidad electromagnética	IEC 61326-1: Interferencia electromagnética debida a dispositivos portátiles; IEC 61326-2-2 CISPR 11: Grupo 1, clase A	
RCM de Australia	RCM IEC 61326-1	

Especificaciones, continuación

Principales características	TiS75+	TiS55+
FCC de EE.UU.	47 CFR 15, Apartado C, Secciones 15.207, 15.209, 15.249	
Vibraciones	10 Hz a 150 Hz, 0,15 mm, IEC 60068-2-6	
Choques	30 g, 11 ms, IEC 60068-2-27	
Caídas	Diseñado para soportar caídas desde 2 m	
Tamaño (Al x An x L)	~ (26,7 cm x 10,1 cm x 14,5 cm) ~ (10,5" x 4,0" x 5,7")	
Peso (batería incluida)	0,9 kg (1,97 lb)	
Protección de la carcasa	IP54	
Garantía	Dos años (de serie)	
Ciclo de calibración recomendado	Dos años (con un funcionamiento y un desgaste normales)	
Idiomas admitidos	Checo, holandés, inglés, finlandés, francés, alemán, húngaro, italiano, japonés, coreano, polaco, portugués, ruso, chino simplificado, español, sueco, chino tradicional y turco	
Cumple la directiva RoHS	Sí	
Especificaciones del Wi-Fi		
Frecuencias TX/RX en MHz	Frecuencias centrales de 2412 a 2462 MHz	
Potencia de salida de transmisión	100 mW máx.	
Ancho de banda	75.000 kHz de ancho de banda ocupado total	
Tipo de modulación	OFDM, GFSK	
Algoritmo de cifrado	WPA2, AES	

9.3. Anexo C

9.3.1. Ficha técnica Motor Quirúrgico C-Sailor Pro (Coxo)



COXO[®]
Professional Dental Manufacturer
SINCE 2003

C-SAILOR pro

Technical: <table border="0"> <tr> <td>Maximum power:</td> <td>150W</td> </tr> <tr> <td>Power supply:</td> <td>AC230V 50/60Hz</td> </tr> <tr> <td>Motor speed:</td> <td>300--4000rpm</td> </tr> <tr> <td>Adjustable torque:</td> <td>5Ncm--80Ncm</td> </tr> <tr> <td>Water supply volume:</td> <td>4 blocks adjustable, 150ml/min</td> </tr> <tr> <td>Light source illumination:</td> <td>30000lux</td> </tr> <tr> <td>Motor:</td> <td>surgical brushless motor</td> </tr> <tr> <td>Volume(cm):</td> <td>42x38x26cm</td> </tr> <tr> <td>Weight(kg)/PCS</td> <td>5.5kg</td> </tr> <tr> <td>Packing material</td> <td>Aluminum box</td> </tr> <tr> <td>QTY per master carton</td> <td>1 pc/ctn</td> </tr> </table>	Maximum power:	150W	Power supply:	AC230V 50/60Hz	Motor speed:	300--4000rpm	Adjustable torque:	5Ncm--80Ncm	Water supply volume:	4 blocks adjustable, 150ml/min	Light source illumination:	30000lux	Motor:	surgical brushless motor	Volume(cm):	42x38x26cm	Weight(kg)/PCS	5.5kg	Packing material	Aluminum box	QTY per master carton	1 pc/ctn	Feature: - Full touch big screen The large size screen ensures that the treatment parameters are visible at any time - Graphical planting process selection, a variety of parameters at a glance Every planting process is set up to solve the tedious setting - Ad hoc separate Irrigation procedures for ease of use Cooling and flushing of inner and outer channel - Built in water supply system with small size, good performance and convenient connection 4 shifts water supply up to 150ml/min - A new generation of motors with torque of up to 80N.cm High performance brushless motor, powerful torque output, highly efficient chip structure - Motors and cables can be sterilized at high temperature and pressure Lighter and shorter motor, long work no fatigue - LED lighting helps clinicians focus more on the treatment area and make surgery more accurate High brightness LED light source with brightness up to 30000lux - Illumination and sound can be adjusted Give doctors more autonomy in setting up options - Multifunctional pedal controller Aseptic operation can be achieved, giving the maximum freedom of the handle The handle can be easily connected to the pedal controller
Maximum power:	150W																						
Power supply:	AC230V 50/60Hz																						
Motor speed:	300--4000rpm																						
Adjustable torque:	5Ncm--80Ncm																						
Water supply volume:	4 blocks adjustable, 150ml/min																						
Light source illumination:	30000lux																						
Motor:	surgical brushless motor																						
Volume(cm):	42x38x26cm																						
Weight(kg)/PCS	5.5kg																						
Packing material	Aluminum box																						
QTY per master carton	1 pc/ctn																						



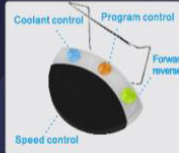
- Full touch big screen



Fiber optic contra angle



water injection pipe fixture



Full function pedal controller

9.4. Anexo D

9.4.1. Ficha técnica 600 Baby Brushless (Driller)

**SISTEMA MOTORES ELÉTRICOS
CIRÚRGICOS DRILLER**

600 BABY BRUSHLESS

IDENTIFICAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Desempenho do equipamento

O 600 Baby Brushless possui uma caixa de comando que permite que o operador selecione a peça de mão, o torque máximo para a peça de mão, a velocidade e o sentido de rotação do micromotor, o fluxo de irrigação e ligar e desligar a bomba peristáltica.

A bomba peristáltica integrada serve como transportadora de fluido líquido estéril não salino (de preferência água destilada) desde o recipiente até a extremidade da ponta da peça de mão.

No micromotor padrão INTRA (Norma ISO 3964) são encaixados micro serras recíprocante, oscilatória ou sagital; contra ângulos 1:1, redutores 16:1 ou 20:1; peças de mão reta ou angulada redutora, multiplicadora ou 1:1. Dependendo do modelo e aplicação da peça de mão elas podem receber diferentes tipos de pontas ativas como brocas, fresas, serras ou limas.

O pedal aciona o funcionamento do micromotor e da bomba peristáltica. Através de dois botões auxiliares ele permite alterar o sentido de rotação do micromotor e habilitar ou desabilitar a bomba peristáltica.

A adoção das normas aplicadas, em conjunto com as instruções de uso, garante a segurança para o seu manuseio e a obtenção dos resultados propostos.

Composição do equipamento

O equipamento é composto de:

- uma caixa de comando com bomba peristáltica acoplada;
- um cabo de alimentação de energia c.a.;
- uma haste metálica para suporte do frasco do líquido de irrigação;
- um suporte de silicone para o micromotor;
- um kit de irrigação básico (não estéril);
- um pedal;
- um micromotor Brushless com Led;
- um manual de instruções;
- uma maleta, que acondiciona todos os materiais acima descritos.

**Atenção**

Acessórios como micro serras recíprocante, oscilatória ou sagital; contra ângulos 1:1, redutores 16:1 ou 20:1; peças de mão reta ou angulada redutora, multiplicadora ou 1:1, que possuam registro na Anvisa, bem como algumas peças de irrigação (que não componham o kit de irrigação básico) não fazem parte da configuração original do equipamento e devem ser adquiridos separadamente.

9.5. Anexo E

9.5.1. Ficha técnica Kit Quirúrgico Compacto Helix GM

Helix GM Compact Surgical Kit

Autoclavable polymer case.
The Kit allows the installation of Helix GM Implants in all bone types.
To order the pre-mounted version of the kit, with its complete composition, use code [110.303](#).



Articles

110.297 Helix GM Compact Surgical Kit Case 103.170 Initial Drill 103.425 Tapered Drill 2.0 103.561 Tapered Drill 3.5 103.564 Tapered Drill 3.75 103.567 Tapered Drill 4.0 103.570 Tapered Drill 4.3 103.573 Tapered Drill 5.0 103.576 Tapered Drill 6.0 103.577 Tapered Drill 7.0 (Short)* 104.060 Neo Manual Screwdriver (Medium) 104.028 Manual Implant Driver - Contra-angle	103.426 Drill Extension 103.578 Tapered Contour Drill 3.5 103.579 Tapered Contour Drill 3.75 103.580 Tapered Contour Drill 4.0 103.581 Tapered Contour Drill 4.3 103.582 Tapered Contour Drill 5.0 105.168 GM Implant Driver - Contra-angle GM 105.130 Implant Driver - Torque Wrench (Long) 105.129 GM Implant Driver - Torque Wrench (Short) 103.513 GM Pilot Drill 2.8/3.5 103.514 GM Pilot Drill 3.0/3.75 103.515 GM Pilot Drill 3.3/4.0	103.516 GM Pilot Drill 4.3 103.517 GM Pilot Drill 4.3/5.0 128.028 GM Height Measurer 128.030 Angle Measurer for Drill 2.0 17° 128.031 Angle Measurer for Drill 2.0 30° 128.019 Direction Indicator 2.8/3.5 128.020 Direction Indicator 3.0/3.75 128.021 Direction Indicator 3.3/4.0 128.022 Direction Indicator 3.6/4.3 128.023 Direction Indicator 4.3/5.0 129.004 Depth Probe 104.050 Torque Wrench
---	--	---

9.6. Anexo F

9.6.1. Ficha técnica Kit Quirúrgico Compacto Zi

Zi Compact Surgical Kit

Autoclavable polymer case.
The Kit allows the installation of Zi® Implants in all bone types.



Articles

110.293 Compact Surgical Kit Zirconia Implant 103.488 Countersink Drill For Zirconia Implant 3.75 103.450 Countersink Drill For Zirconia Implant 4.3 104.050 Torque Wrench Driver 111.046 Bone Tap For Zirconia Implant 3.75 111.048 Bone Tap For Zirconia Implant 4.3 103.170 Initial drill Ø2.0 medium 103.561 Tapered Drill Ø3.5 103.564 Tapered Drill Ø3.75 103.570 Tapered Drill Ø4.3 103.492 Tapered Drill Ø2.0	103.426 Drill extender 104.060 Neo Manual Screwdriver (medium) 105.001 Smart/ws Implant Driver - Torque Wrench (short) 105.002 Smart/ws Implant Driver - Contra-angle 105.018 Hex Connection - Torque Wrench (long) 105.132 Neo Screwdriver Torque Connection 128.020 Direction indicator Ø3.75 128.022 Direction indicator Ø4.3 129.020 Tapered X-ray Positioner 3.75 129.013 Tapered X-ray Positioner 4.3 103.428 Zi Bone Profile Drill With Guide
--	---

9.7. Anexo G

9.7.1. Fichas de recolección de datos

Kit quirúrgico Compacto Helix GM (Neodent)											
Con irrigación						Sin irrigación					
Motor Coxo			Motor Driller			Motor Coxo			Motor Driller		
FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø

FL: Fresa Lanza

F2Ø: Fresa de 2 mm de diámetro

F3Ø: Fresa de 3 mm de diámetro

Kit quirúrgico Compacto Zi (Neodent)											
Con irrigación						Sin irrigación					
Motor Coxo			Motor Driller			Motor Coxo			Motor Driller		
FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø	FL	F 2Ø	F 3Ø

FL: Fresa Lanza

F2Ø: Fresa de 2 mm de diámetro

F3Ø: Fresa de 3 mm de diámetro

9.8. Anexo H

9.8.1. Resultados de la prueba piloto

```
. power twomeans 22.7 22.0, sd1(0.4) sd2(0.5)
```

Performing iteration ...

Estimated sample sizes for a two-sample means test

Satterthwaite's t test assuming unequal variances

H0: $m_2 = m_1$ versus Ha: $m_2 \neq m_1$

Study parameters:

alpha = 0.0500

power = 0.8000

delta = -0.7000

m1 = 22.7000

m2 = 22.0000

sd1 = 0.4000

sd2 = 0.5000

Estimated sample sizes:

N = 16

N per group = 8

9.9. Anexo I

9.9.1. Constancia de aprobación de plan de tesis

	Universidad Nacional Federico Villarreal	FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
"AÑO DE LA ESPERANZA Y EL FORTALECIMIENTO DE LA DEMOCRACIA"		
OFICINA DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO		
<u>CONSTANCIA</u>		
LA OFICINA DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL FEDERICO VILLARREAL		
DEJA CONSTANCIA:		
Que el presente, tema: «FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA OSTEOTOMÍA MEDIANTE DOS SISTEMAS QUIRÚRGICOS PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI): UN MODELO DE REGRESIÓN LINEAL», del Plan de Tesis del Bachiller CONTRERAS GARCIA SEBASTIAN RUBEN, se encuentra APROBADO, para su ejecución y dar término, para la obtención del Título Profesional de Cirujano Dentista, de acuerdo a las pautas y correcciones respectivas, según lo establecido en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad Nacional Federico Villarreal, aprobado mediante R.R. N°2900-2018-UNFV.		
Se expide la presente constancia a solicitud del interesado para los fines que estime conveniente.		
Pueblo Libre, 24 de febrero de 2026		
 Firmado digitalmente por: MEDINA Y MENDOZA Julia Ebia FAU 20170934209 soft Motivo: Soy el autor del documento Fecha: 24/02/2026 16:13:09-0500		
Mg. JULIA ELBIA MEDINA y MENDOZA JEFE OFICINA DE GRADOS y GESTIÓN DEL EGRESADO FACULTAD DE ODONTOLOGÍA		
NT: 013605- 2026 N°021-PTA- 2026 – CAMBIO TITULO JEMM/Luz V. Calle San Marcos N°351 – Pueblo Libre e-mail: ogt.fo@unfv.edu.pe		
Telef.: 7480888 - 992925		

9.10. Anexo J

9.10.1. Acta de aprobación del proyecto de investigación por Comité de Ética

 Universidad Nacional Federico Villarreal	Facultad de Odontología 	
<i>"Año de la recuperación y consolidación de la economía peruana"</i>		
COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN		
ACTA DE APROBACIÓN DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN		
N°196-07-2025		
Los miembros del Comité de Ética de Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal integrado por la Mg. Carmen Rosa García Rupaya en calidad de Presidenta, Dr. Daniel Augusto Alvitez Temoche en calidad de miembro y Mg. Nimia Peltroche Adrianzen en calidad de miembro, se reunieron virtualmente para evaluar a solicitud del Director de la Unidad de Investigación, Innovación y Emprendimiento, el Proyecto de Investigación:		
Título: "ESTUDIO COMPARATIVO DEL CALOR INTRAÓSEO GENERADO DURANTE LA PREPARACIÓN QUIRÚRGICA MEDIANTE FRESAS DE ACERO INOXIDABLE VS FRESAS DE ZIRCONIA: IN VITRO"		
Investigador: Bachiller CONTRERAS GARCIA SEBASTIAN RUBEN		
Código de inscripción: 196-07-2025		
Proyecto de investigación: versión última de fecha 03 de julio de 2025		
Luego de verificar el cumplimiento de los requisitos establecidos en el proyecto presentado por el bachiller Sebastián Contreras, y de acuerdo al Reglamento del Comité de Ética de la Universidad Nacional Federico Villarreal (Resolución R.N° 6437-2019-UNFV) se concluye en el siguiente calificativo: Favorable con Aprobación		
La aprobación considera el cumplimiento de los estándares de la Facultad y de la Universidad, los lineamientos científicos y éticos, el balance riesgo/beneficio y la capacitación del equipo de investigación. En el caso de participación de seres humanos la confidencialidad de los datos y el ejercicio de la autonomía mediante la aplicación del consentimiento informado.		
Los miembros del Comité de Ética suscribimos el presente documento:		
Lima, 30 de julio de 2025		
		
Mg. Carmen Rosa García Rupaya Presidenta Comité de Ética en Investigación	Mg. Nimia Peltroche Adrianzen Miembro Comité de Ética en Investigación	Dr. Daniel Alvitez Temoche Miembro Comité de Ética en Investigación
Calle San Marcos N°351-Pueblo Libre		

9.11. Anexo K

9.11.1. Permiso para el uso del laboratorio

 Universidad Nacional Federico Villarreal <i>"Año de la recuperación y Consolidación de la Economía Peruana"</i>	FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO ACADÉMICO	
<i>Pueblo Libre, 05 de diciembre de 2025.</i>	
<u>OFICIO N° 0312-2025-DA-FO-UNFV</u>	
Doctora ANA SIXTINA ALIAGA MARIÑAS RESPONSABLE DEL TALLER – CLINICA DE PERIODONCIA <u>Presente.</u> -	
ASUNTO: Autorización para el Uso del Laboratorio.	
REFERENCIA: 1. Carta S/N de la OFICINA DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO (recibida 05/12/2025) 2. Racionalización 2025.	
Es grato dirigirme a usted, para saludarlo cordialmente y en atención a la racionalización académica 2025, sírvase brindar las facilidades del caso al Bachiller en Odontología Sr. SEBASTIAN RUBEN CONTRERAS GARCIA, quien se encuentra realizando el Plan de Tesis, Titulado: «FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA OSTEOTOMIA MEDIANTE SISTEMAS QUIRURGICOS PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI): UN MODELO DE REGRESION LINEAL», la misma que permitirá desarrollar su trabajo de investigación, en preparación de las muestras del proyecto.	
Sin otro particular es propicia la oportunidad para expresarle los sentimientos de nuestra especial consideración.	
Atentamente,  Dr. Paul Orestes Mendoza Murillo Director Departamento Académico	
Se adjunta Protocolo de Tesis //Flor Barrera	
CC. SEBASTIAN RUBEN CONTRERAS GARCIA Folios: 34 NT: 076645-2025	
Calle San Marcos N°351- Pueblo Libre Correo Electrónico: dao_fo@unfv.edu.pe Teléfono: 747-0888 - Anexo 8327	



Universidad Nacional
Federico Villarreal

**FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA**

"Año de la Recuperación y Consolidación de la Economía Peruana"

OFICINA DE GRADOS Y GESTIÓN DEL EGRESADO

Pueblo Libre, 3 de diciembre de 2025

**Dr.
PAUL ORESTES MENDOZA MURILLO
DIRECTOR – DEPARTAMENTO ACADÉMICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ATENCIÓN: LABORATORIO DE PERIODONCIA E IMPLANTOLOGÍA
Presente.-**

De mi especial consideración:

Tengo el agrado de dirigirme a usted, con la finalidad de presentarle al Bachiller en Odontología, Sr. Sebastián Rubén Contreras García, quien se encuentra realizando el Plan de Tesis titulado:

**«FACTORES PREDICTORES DEL CALOR INTRAÓSEO DURANTE LA
OSTEOTOMÍA MEDIANTE DOS SISTEMAS QUIRÚRGICOS
PARA IMPLANTES (COMPACTO HELIX GM Y COMPACTO ZI):
UN MODELO DE REGRESIÓN LINEAL»**

En tal virtud, mucho agradeceré le brinde las facilidades del caso al Sr. Contreras quien realizará el siguiente trabajo:

- ✓ Osteotomías en costillas de hueso bovino
- ✓ Medición del calor intraóseo mediante Cámara Termográfica

Estas actividades, le permitirán al bachiller, desarrollar su trabajo de investigación.

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para renovar los sentimientos de mi especial consideración.

Atentamente



Firmado digitalmente por:
MEDINA Y MENDOZA Julia
Ebia FAU 20170034280 soft
Motivo: Soy el autor del
documento
Fecha: 03/12/2026 10:37:21-0500

**Mg. JULIA ELBIA MEDINA y MENDOZA
JEFE
OFICINA DE GRADOS y GESTIÓN DEL EGRESADO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Se adjunta: Plan de Tesis – folios (34)
e-mail: 2017007804@unfv.edu.pe

119-2025
NT: 076645 - 2025

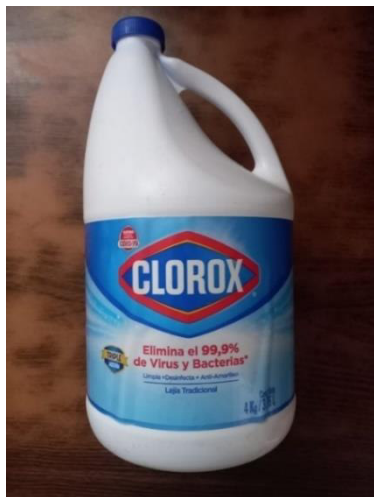
JEMM/Luz V.

9.11. Anexo L

9.11.1. Evidencia Fotográfica



Frigorífico “La Colonial” ubicado en el distrito y provincia del Callao, Perú.

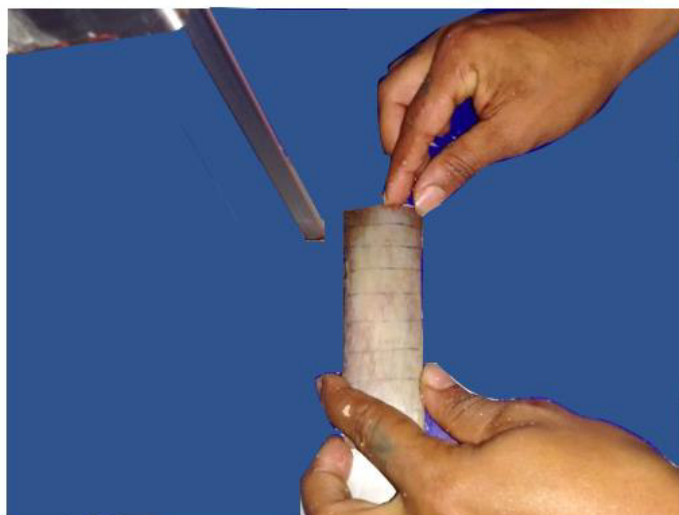


Limpieza y eliminación de todos los residuos de tejido blando que puedan permanecer sobre las costillas utilizando una solución de hipoclorito de sodio al 3.5%



Desinfección de las costillas utilizando una solución de clorhexidina al 0.12% + cloruro de cetilpiridinio al 0.05% (Perio-Aid, Dentaaid, España).

Recorte de las costillas utilizando una sierra de carnicería (Modelo Al-116 Acero Inoxidable, SAGAS, Lima, Perú).



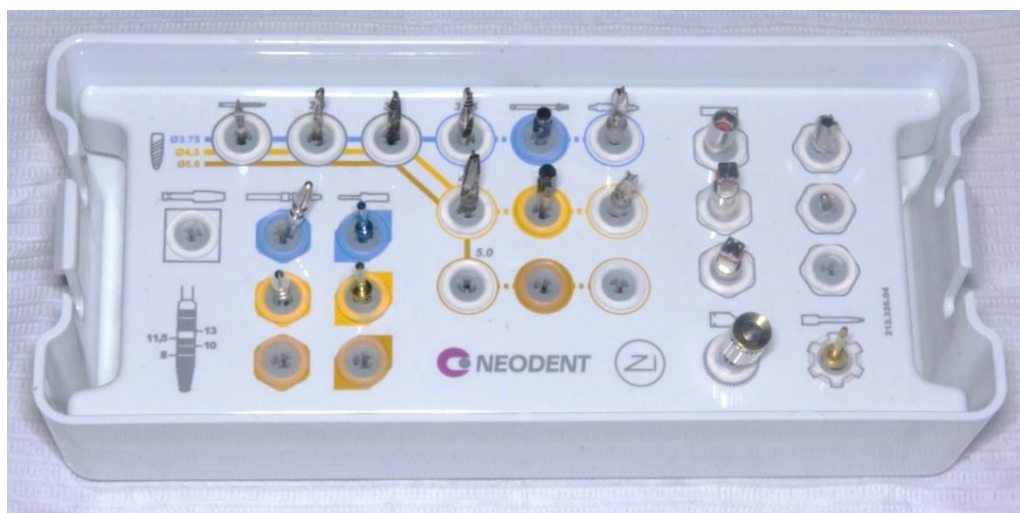
Obtención de 120 bloques de hueso bovino.



Bloque de hueso bovino con
una longitud de 1.5 cm.



Fresas del Kit
Quirúrgico Compacto
Helix GM (Neodent,
Brasil).



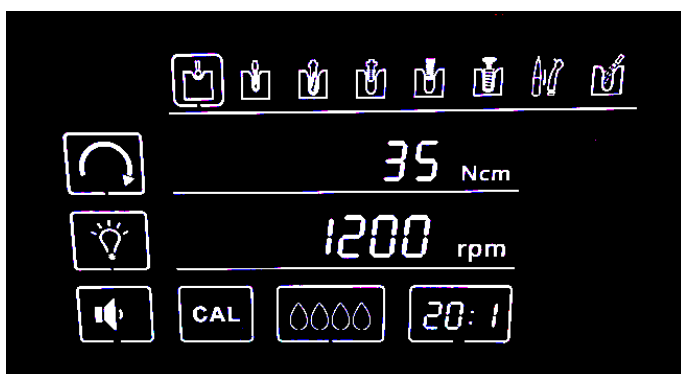
Fresas del Kit
Quirúrgico Compacto
Zi (Neodent, Brasil).



Motor quirúrgico (C-Sailor Pro, Coxo, China).



Motor quirúrgico (600 Baby Brushless, Driller, Brasil).





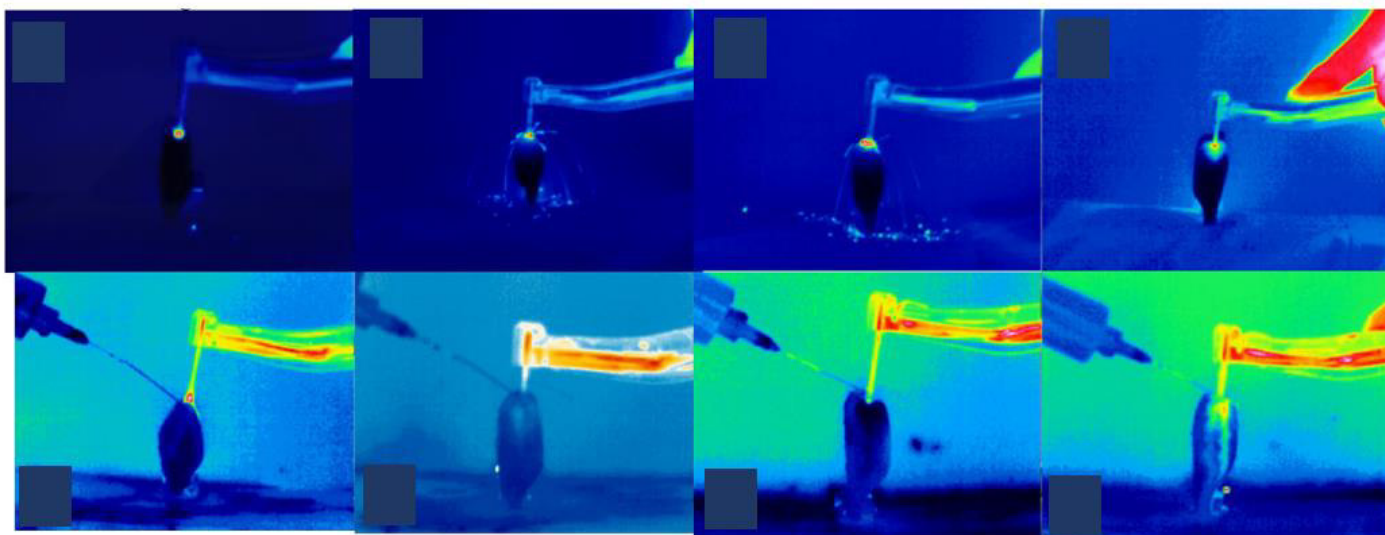
Cámara infrarroja (Fluke TiS55+, Fluke, Everett, Washington, Estados Unidos).



Medición de la temperatura de la clorhexidina utilizando un termómetro de sonda con cable (Taylor, USA) previo al inicio de las perforaciones.



Procedimiento quirúrgico: Osteotomía con fresas lanza, de 2 mm Ø y de 3 mm Ø.



Medición de la temperatura intraósea mediante Cámara infrarroja.