

**Grado en ODONTOLOGÍA**

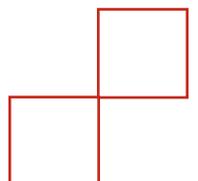
**Trabajo Fin de Grado**

**Curso 2022-23**

**Evaluación de la estabilidad primaria en implantes dentales, mediante diferentes técnicas de preparación, en huesos de baja densidad: un estudio ex vivo en modelo animal.**

**Presentado por: Florent LAZARO**

**Tutor: Dr. Alberto MOLINA PALOMERO**





## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a mi tutor, el Dr. Alberto Molina Palomero, quien me ha permitido llevar a cabo este trabajo dedicando mucho de su tiempo y esfuerzo para que fuera posible. Sin su ayuda y dedicación, todo esto no hubiera sido posible.

Además de dirigir este proyecto, me ha ofrecido la oportunidad de familiarizarme con nuevas técnicas y manipular implantes, lo cual ha fortalecido mi interés en especializarme en el campo de la cirugía e implantología.

También, quiero agradecer a la profesora Dra. Amparo Aloy Prosper por todo el tiempo y dedicación que ha demostrado a lo largo del año para resolver y responder a todas las preguntas y dudas que hemos tenido, así como por su acompañamiento.

Agradezco, además, a Sweden-Martina por todo el material que nos han prestado porque, sin esta grande ayuda, no hubiera sido posible realizar este trabajo.

Por fin, quiero agradecer a la Clínica Odontológica de la Universidad Europea de Valencia, por permitirnos utilizar las instalaciones y todo el material necesario a la realización de este proyecto.

A todos,

Gracias.



**ÍNDICE**

<b>1. RESUMEN .....</b>	<b>7</b>
<b>2. ABSTRACT.....</b>	<b>9</b>
<b>3. PALABRAS CLAVE.....</b>	<b>11</b>
<b>4. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>13</b>
4.1 Implantes dentales.....	13
4.2 Osteointegración.....	13
4.3 Estabilidad del implante .....	14
4.4 Medición de la estabilidad primaria del implante.....	17
4.5 Calidad y densidad de los huesos maxilares.....	18
4.6 Técnicas de preparación del lecho del implante .....	21
<b>5. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS. ....</b>	<b>27</b>
<b>6. OBJETIVOS.....</b>	<b>29</b>
<b>7. MATERIAL Y MÉTODO.....</b>	<b>31</b>
7.1 Material .....	31
7.2 Método.....	37
<b>8. RESULTADOS .....</b>	<b>47</b>
8.1. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación .....	47
8.2. Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante.....	52
8.3. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante .....	57
<b>9. DISCUSIÓN.....</b>	<b>68</b>
9.1. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación .....	68
9.2. Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante.....	69
9.3. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante .....	70
9.4. Limitaciones del estudio.....	71
<b>10. CONCLUSIONES.....</b>	<b>75</b>
<b>11. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>77</b>
<b>12. ANEXOS .....</b>	<b>82</b>



## 1. RESUMEN

**Introducción:** La estabilidad primaria es un parámetro clave para la correcta osteointegración de un implante dental y su éxito a largo plazo. De los diferentes factores que influyen en la estabilidad, la técnica de fresado es uno de los principales. El objetivo fue evaluar la estabilidad primaria de implantes colocados en huesos de baja densidad mediante oseodensificación frente a un protocolo de infra-fresado y osteótomos; así como estudiar la influencia de la longitud del implante y la influencia de la técnica combinada con el tamaño del implante.

**Material y método:** Se realizaron 120 osteotomías de lechos implantarios en cortes de tibias de cerdo utilizando tres técnicas: oseodensificación, infra-fresado y osteótomos. Posteriormente se colocaron implantes de 4,25 mm de diámetro y de 8,5 mm y 10 mm de longitud. La estabilidad primaria se midió con el torque de inserción del implante y el ISQ (Implant Stability Quotient).

**Resultados:** Los resultados mostraron que el uso de la técnica de osteótomos obtuvo torque de inserción inferior a las otras técnicas. No se encontraron diferencias significativas entre los otros grupos según la técnica de preparación del lecho del implante. En cuanto a la longitud de implantes, el grupo de 10 mm evidenciaron mayor ISQ, pero no diferencias de torque. El estudio de la combinación de longitud y técnica resultó superior en infra-fresado con implantes de 10 mm e inferior en osteótomos con 8,5 mm. Los otros grupos no obtuvieron diferencias significativas.

**Conclusión:** Aunque no se consiguió mayor tasa de estabilidad primaria con la técnica de oseodensificación, se puede considerar como una técnica prometedora porque permite alcanzar tasas iguales al infra-fresado, incrementar la densidad de hueso alrededor del implante, aumentar dimensiones de cresta alveolar y superar los límites de las otras técnicas.

**Palabras clave:** Hueso de baja densidad, implante dental, oseodensificación, infra-fresado, osteótomo, estabilidad primaria de implante.



## 2. ABSTRACT

**Introduction:** Primary stability is a key parameter for the proper osseointegration of a dental implant and its long-term success. Among the various factors influencing stability, the drilling technique is one of the primary ones. The aim of this study was to evaluate the primary stability of implants placed in low-density bones using osseodensification compared to an under-drilling protocol and osteotomes, as well as to investigate the influence of implant length and the combined technique with implant size.

**Materials and methods:** A total of 120 implant bed osteotomies were performed on pig tibia sections using three techniques: osseodensification, under-drilling, and osteotomes. Subsequently, implants with a diameter of 4.25 mm and lengths of 8.5 mm and 10 mm were placed. Primary stability was measured using implant insertion torque and ISQ (Implant Stability Quotient).

**Results:** The results showed that the use of the osteotome technique resulted in lower implant insertion torque compared to the other techniques. No significant differences were found among the other groups based on the implant bed preparation technique. Regarding implant length, the 10 mm group exhibited higher ISQ values, but no significant torque differences were observed. The study of the combination of length and technique showed superior results for undersized drilling with 10 mm implants and inferior results for osteotomes with 8.5 mm implants. The other groups did not show significant differences.

**Conclusion:** Although a higher rate of primary stability was not achieved with the osseodensification technique, it can be considered as a promising technique because it allows achieving rates equal to under-drilling, increasing bone density around the implant, increasing alveolar ridge dimensions, and surpassing the limitations of other techniques.

**Keywords:** Low density bone, Dental implant, Osseodensification, Under-drilling, Osteotome, Implant primary stability.



### 3. PALABRAS CLAVE

- I. Low density bone
- II. Animal bone
- III. Osseodensification
- IV. Densah
- V. Densah bur
- VI. Bone densification
- VII. Dental implant
- VIII. Under-drilling
- IX. Underdressing
- X. Subpreparation
- XI. Osteotome
- XII. Implant stability
- XIII. Implant primary stability
- XIV. Resonance frequency analysis
- XV. Ostell
- XVI. Implant Stability Quotient
- XVII. ISQ



## 4. INTRODUCCIÓN

### 4.1 Implantes dentales

En los últimos años, la rehabilitación del edentulismo, parcial y completo, mediante implantes dentales se ha convertido en el tratamiento estándar en la restauración oral tras la pérdida de un diente (1–5). Por su estructura y mecánica, permiten reemplazar la estructura radicular de anclaje y de sujeción del diente, sobre los cuales se colocan una solución protésica para reemplazar la corona del diente. Ambos elementos, por su estructura y forma aportan función y estética, lo que les permite sustituir al diente natural de forma bien establecida.

Estudios demuestran una tasa de éxito superior al 90% (6,7) a los 10 años de colocación representando por tanto una solución durable y predecible en el tiempo.

Entre los factores que influyen en esta tasa de éxito están:

- a) Factores ligados al paciente, entre los que destacamos las enfermedades sistémicas (6,8), medicación (6), hábitos parafuncionales (6), así como la calidad, densidad y volumen óseo (6,8–10).
- b) Factores relativos al implante, como son su diseño, tamaño, forma, composición y/o tratamiento de superficie (6,10,11).
- c) Factores relativos a la técnica quirúrgica empleada (5,10,11), como son la técnica de fresado, el momento de colocación del implante, así como la estabilidad obtenida (6,10).

### 4.2 Osteointegración

Todos los factores previamente nombrados influyen en lo que se llama la osteointegración del implante. En los años 1950, Brånemark introdujo el término de osteointegración para describir la modalidad de unión estable entre el implante y el tejido óseo (12).

La osteointegración se puede definir como la conexión directa estructural y funcional entre la superficie del hueso y superficie del implante mediante formación de hueso alrededor y es un prerrequisito para que el implante sea sometido a carga funcional (4–6,13,14).

Este proceso de osteointegración se divide en una secuencia coordinada de fases con el fin de restaurar los tejidos a su estado natural (13):

- a) Fase inflamatoria: tras el trauma quirúrgico de la intervención, se forma un coágulo de sangre en el lecho preparado. Conjuntamente, en la superficie del implante, se forma una capa de óxidos que absorben proteínas del plasma como la fibrina, capaz de crear una matriz de soporte para la migración de células osteoprogenitoras hacia la superficie del implante. En esta fase, se acumulan células inflamatorias y mesenquimatosas, esenciales para la formación de tejido nuevo (12,13).
- b) Fase proliferativa: se subdivide en etapas de osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción. Los osteoblastos empiezan a formar hueso nuevo tanto a distancia, desde la superficie del hueso hacia el implante y también a nivel del implante hacia el hueso que lo rodea. Se estimulan células mesenquimales, capaces de diferenciarse en células osteogénicas con poder de formar nuevo hueso. Posteriormente, estas células migran a través de la red de fibrina hacia el implante. Se re-vasculariza la zona alrededor del implante y se forma tejido conjuntivo inmaduro (12,13).
- c) Fase de remodelación: proceso donde, conjuntamente, se eliminan el tejido inmaduro y hueso necrótico entre la superficie implante/hueso y se forma un nuevo hueso medular compacto maduro (12,13).

#### 4.3 Estabilidad del implante

Uno de los factores que favorece la consecución de la osteointegración es la estabilidad del implante, siendo determinante para su éxito (1,5,6,8,10). La estabilidad general de un implante se puede definir como la ausencia clínica de movilidad y depende

de su unión directa al hueso circundante durante la osteotomía. Se divide en dos tipos, que varían en el tiempo conforme el implante se integra al hueso.

En el momento de inserción del implante en el hueso, se genera una fricción entre la superficie externa del implante y las paredes del hueso donde se ha realizado la osteotomía. Esta fricción confiere estabilidad al colocar el implante y se llama estabilidad primaria o estabilidad mecánica (1,3,4,8–10).

Una alta estabilidad primaria se asocia con alta y mejor probabilidad de osteointegración (1,10).

Estudios han demostrado que una alta estabilidad primaria es especialmente importante en protocolos de carga inmediata y temprana, demostrando una reducción del 20% de la tasa de fracaso en osteointegración de los implantes de provisionalización inmediata individuales por cada aumento de 9,8 Ncm en el torque de inserción (1,11).

Conforme van cicatrizando y remodelando los tejidos alrededor, se forma nuevo hueso a nivel de la superficie del implante y se produce su osteointegración, término que conocemos como estabilidad secundaria o estabilidad biológica (1,4,9,10), y que consiste en la formación de hueso en la superficie del implante.

Desde el momento de la inserción del implante en hueso hasta su completa osteointegración, estas dos estabilidades se muestran complementarias. Dado que la estabilidad primaria es un fenómeno puramente mecánico, alcanza su punto máximo en el momento de la inserción del implante y disminuye con el tiempo (9,10). Esto ocurre como resultado del proceso de cicatrización de la herida del trauma quirúrgico. Posteriormente, el proceso de remodelación estimula la actividad osteoclástica que reabsorbe la estructura ósea circundante debido a las tensiones del implante (9,10).

Por lo tanto, la estabilidad sufre una transición derivada del enclavamiento entre las roscas del implante y el hueso circundante a una osteointegración satisfactoria a medida que avanza la formación de hueso nuevo, lo que da como resultado una estabilización segura a largo plazo (9,10).

Así, la estabilidad primaria se obtiene en el momento de colocación del implante, siendo máxima en este momento y bajando conforme avanza el tiempo y la estabilidad secundaria siendo baja en el momento de colocación, pero aumentado con el proceso de osteointegración, como se puede apreciar en la figura 1 (10).

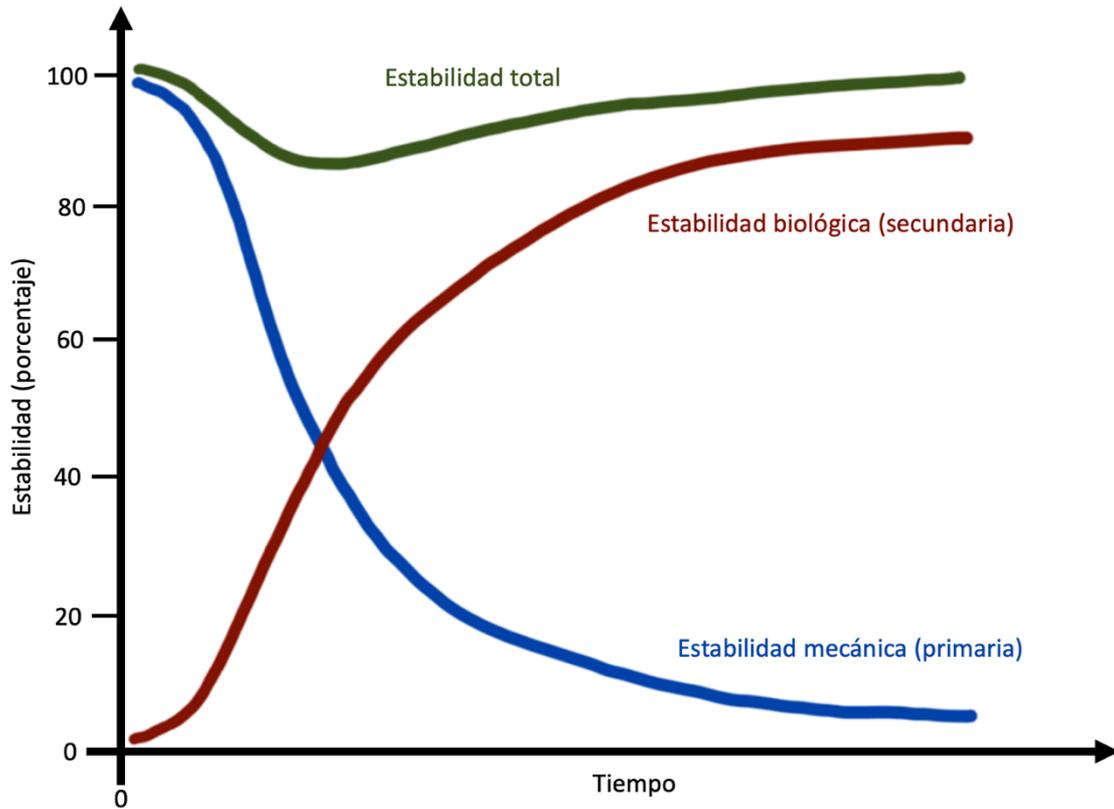


Figura 1. Estabilidad del implante dental en el tiempo.

Los factores que más influencia parecen tener en la estabilidad del implante según la literatura son:

- 1) Técnica quirúrgica empleada para insertar el implante (5,10,11).
- 2) Diseño del implante (6,10,11).
- 3) Cantidad y calidad del hueso receptor (6,8–10).

#### 4.4 Medición de la estabilidad primaria del implante

Sabiendo que la estabilidad primaria de un implante es determinante para su éxito, es importante poder medirla clínicamente después de haber colocado el implante. El grado de estabilidad primaria del implante se puede medir usando dos herramientas que permiten obtener valores objetivos sobre este grado de estabilidad: el torque de inserción y el cociente de estabilidad primaria (ISQ – Implant Stability Quotient).

El torque de inserción (IT o insertion torque) se trata de una medida que revela la resistencia a la rotación del implante gracias a la unión proporcionada por la fricción al hueso, y no su estabilidad axial (15). Está relacionado con la densidad ósea que influye en la estabilidad primaria del implante. Su principal desventaja es que solo puede medirse una única vez en el momento de colocación del implante.

El cociente de estabilidad primaria (ISQ) se basa en el análisis de la frecuencia de resonancia. Meredith y cols (16) introdujeron este método en 1996. Se basa en la estimulación del implante mediante frecuencias sonoras (110–10000 Hz) que se transmiten a un transductor con un imán en la parte superior (Smartpeg<sup>®</sup>) previamente atornillado al implante (4-5 N/cm). Con esta radiofrecuencia, el Smartpeg<sup>®</sup> vibra libremente y el imán induce un voltaje eléctrico en la sonda que recoge la señal midiendo la frecuencia de resonancia. La sonda magnética se coloca perpendicular al Smartpeg<sup>®</sup> a 3 mm del mismo y se hacen dos mediciones, una en sentido medio-distal y otra en sentido vestíbulo-lingual, asignándose como valor final la media aritmética de ambas. Proporciona valor sobre el grado de rigidez del implante en el hueso, midiendo la rigidez axial, que depende de la congruencia del ajuste entre el implante y el hueso en toda su longitud (15). La ventaja de esta técnica con respecto al torque de inserción es que nos permite monitorizar las variaciones de la estabilidad durante las distintas fases del tratamiento.

Ambas mediciones son objetivas y complementarias ya que cada una de ellas nos va a aportar información diferente. En lo relativo al hueso, el torque de inserción se relaciona más con la cantidad de hueso cortical y el coeficiente de estabilidad del implante con el hueso esponjoso. Por otro lado, en lo referente a la estabilidad, el torque

de inserción es útil para obtener información sobre la estabilidad rotacional del implante y el ISQ sobre la estabilidad axial del mismo en diferentes posiciones.

Tienen en común que se correlacionan directamente con la densidad ósea de la zona donde se ha colocado el implante. Una alta compresión da lugar a un alto torque de inserción. Sin embargo, en preparaciones de osteotomía donde el implante aplica poca o ninguna presión sobre el hueso circundante, el torque de inserción será bajo, pero por la alta densidad de hueso y el ajuste entre implante y hueso, la rigidez axial medida por ISQ seguirá siendo alta. Estudios recientes han mostrado valores de ISQ muy altas, por encima del valor mínimo para considerar el implante estable, a pesar de que el IT estaba por debajo de la norma (17).

Por estas razones, ambas herramientas se suelen usar a la hora de cuantificar la estabilidad primaria del implante ya que una mide la resistencia rotacional y la otra la rigidez axial.

A la hora de medirlas clínicamente, se consideran que valores de IT por encima de 35 N.cm y/o de ISQ por encima de 65 - 68 son razonables para una buena osteointegración. A contrario, valores de ISQ por debajo de 45 se considerarían como insuficientes para la estabilidad del implante (4,17).

#### 4.5 Calidad y densidad de los huesos maxilares

Para poder obtener valores altos de estabilidad primaria, considerados como aceptables para una correcta osteointegración, la planificación de la intervención es muy importante. Estos valores, vienen directamente influenciados por factores locales del paciente como la calidad, densidad (8) y volumen de hueso (5), el procedimiento quirúrgico elegido o técnica de fresado, de preparación del lecho del implante (5,8).

El hueso maxilar y la mandíbula presentan una amplia variación de densidad ósea según la región en la que nos encontramos para colocar el implante (18). Lekholm y Zarb

propusieron diferentes estadios según los grados de calidad del hueso, como se puede también apreciar en la figura 2 (19):

- Calidad 1: el hueso se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo.
- Calidad 2: el hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso.
- Calidad 3: la cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso.
- Calidad 4: la cortical delgada rodea el hueso esponjoso poco denso.

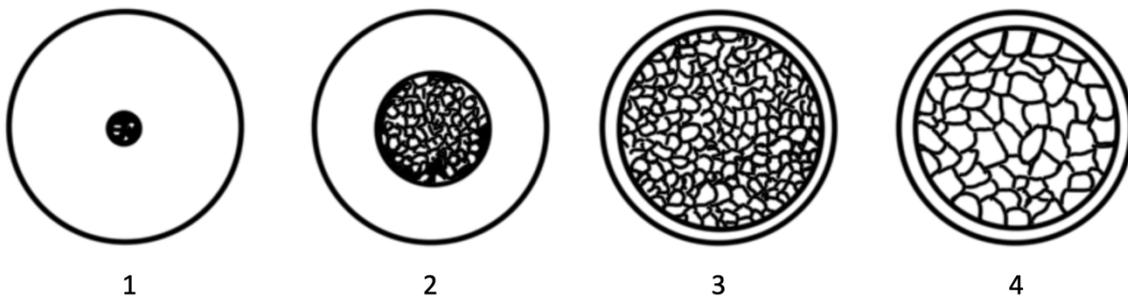


Figura 2. Clasificación de calidad ósea, conforme Lekholm y Zarb.

La densidad ósea se puede evaluar en unidades Hounsfield (HU) mediante tomografía computarizada (TC) convencional. En concreto, se ha encontrado que los valores de HU se correlacionan con la densidad ósea según la clasificación de Lekholm y Zarb (20).

Esta correlación entre densidad y calidad ósea, se realizó, al principio, con el uso de TC, pero con el desarrollo de una nueva técnica tomográfica especialmente para aplicaciones dentales: la TC de haz cónico, o CBCT, ha tenido que evolucionar.

El CBCT, un haz cónico, se mueve alrededor de la cabeza para construir una imagen volumétrica y por las numerosas ventajas que ofrece: menor tiempo, menor exposición, menor distorsión, se ha convertido en la principal herramienta de radiodiagnóstico en implantología (21).

Con este nuevo medio diagnóstico, se actualizó la correlación densidad/calidad ósea y hoy se propone una nueva relación entre localización, calidad de hueso según Lekholm y Zarb y densidad ósea en Hounsfield (22):

- Hueso de calidad 1, localizado a nivel anterior de la mandíbula, se asociaría a una densidad ósea de más de 850 HU.
- Hueso de calidad 2/3, localizado a nivel posterior de la mandíbula y anterior del maxilar, se asociaría a una densidad ósea de entre 500 HU y 850 HU.
- Hueso de calidad 4, localizado a nivel posterior del maxilar, se asociaría a una densidad ósea de menos de 500 HU.

**Tabla 1.** Correlación densidad Hounsfield (Hu), localización, calidad (22):

Calidad (Lekholm y Zarb)	Densidad ósea (en HU)	Localización
Calidad 1	> 850	Mandíbula anterior
Calidad 2/3	500 - 850	Mandíbula posterior y maxilar anterior
Calidad 4	< 500	Maxilar posterior

Todas estas variaciones presentadas que relacionan la zona de colocación del implante con su densidad y calidad, tienen importancia a la hora de colocar el implante. Se ha mostrado que una baja densidad ósea puede influir negativamente en el contacto entre el implante y el hueso circundante, dando lugar a una baja estabilidad primaria (11) y de hecho retrasar la osteointegración del implante o incluso comprometerla (18).

#### 4.6 Técnicas de preparación del lecho del implante

Para poder compensar la falta de densidad ósea, o baja calidad, relacionada con la zona en la cual se coloca el implante, como por ejemplo en zona posterior del hueso maxilar, con calidad 4 según Lekholm y Zarb (19), se han probado varias técnicas para poder aumentar la estabilidad primaria del implante.

Como explicado previamente, se sabe que los factores principales que influyen sobre la estabilidad primaria en el momento de inserción del implante son el hueso, el implante y la técnica usada (5,23).

Así, modificando el diseño de implante, su superficie, su tamaño, se puede intentar compensar la falta de densidad ósea (23).

Se sabe que los implantes mecanizados permiten una osteointegración predecible, especialmente en áreas de densidad ósea óptima. Por lo tanto, a lo largo de los años, los implantes dentales han adaptado un diseño de espiras agresivos y superficies rugosas para optimizar la estabilidad primaria y osteointegración en zonas de densidad ósea reducida (5).

Sin embargo, estudios han mostrado que ciertas superficies de implantes parecen más propensas a la colonización bacteriana y su mantenimiento por desinfección una vez contaminado es más difícil, favoreciendo la aparición periimplantitis y la pérdida de hueso alrededor del implante, comprometiendo su éxito (5).

De hecho, las modificaciones aportadas a los implantes y la colocación de ciertos diseños o tamaños tienen límites. Así, se presenta la necesidad de estrategias de instrumentación quirúrgica dirigidas a mejorar la respuesta temprana del huésped, especialmente en áreas de baja densidad ósea (5).

Por eso, se modificaron las técnicas de osteotomía. En una técnica de fresado convencional, se prepara un lecho con dimensiones y forma similar a las del implante que se va a colocar, preparando el hueso con fresas de diámetro creciente hasta un

diámetro igual al del implante (24). Aunque la mayoría de la literatura describe esta técnica como la indicada en la colocación de implantes (25), tiene la desventaja de ser un método sustractivo (9,26), basado en remoción del hueso, que conduce a un mayor tiempo de remodelación y pérdida de fragmentos óseos viables (25).

Esta técnica ha demostrado buenos resultados, pero en casos de huesos con baja densidad, se asocia a una baja estabilidad primaria del implante, lo que puede comprometer su correcta osteointegración (27).

Debido a esto, se han descrito otras técnicas de preparación del lecho implantario que nos permiten aumentar el contacto hueso-implante aumentando así su estabilidad primaria.

#### 4.6.1 Infra-fresado

El protocolo de infra-fresado, también llamado sub-preparación o under-drilling, se basa en preparar el lecho con la misma secuencia de fresas que en la técnica convencional, pasando fresas de diámetro creciente para conformar el lecho, pero acabando con una fresa de diámetro inferior al diámetro del implante. Sin pasar la fresa del mismo diámetro que el del implante. Así, la última fresa pasada es de diámetro inferior al diámetro de implante (9,24).

La diferencia entre la dimensión reducida de la osteotomía, en comparación con la convencional, y el mayor diámetro del implante conduce a una mayor estabilidad primaria del implante por permitir una mayor fricción entre las paredes del implante y del hueso (9,24).

Sin embargo, esta preparación, aunque mejora la estabilidad del implante puede revelarse en ciertos casos insuficiente (27). Estudios afirmaron que esta técnica es eficiente cuando el lecho del implante se reduce en un 10% de su diámetro y que cualquier reducción adicional no mejora la estabilidad primaria (28).

Además, este protocolo crea un alto grado de tensión mecánica ósea, lo que puede generar calor y necrosis por la presión que genera (29). Sigue siendo basado en

la extracción de hueso sano al conformar el lecho (29). Todos estos factores, pueden empeorar la estabilidad del implante, sobre todo estabilidad secundaria y su osteointegración, sobre todo en zonas de baja densidad ósea (9,29,30).

De esta manera, esta técnica, aunque confiere más estabilidad primaria que la técnica convencional, mantiene sus aspectos negativos y tiene sus propios. Por eso, no se describe como una técnica perfecta y aparece la necesidad de desarrollar otra para poder eliminar sus inconvenientes.

#### 4.6.2 Osteótomos

La técnica basada en el uso de osteótomos, se presenta como otra alternativa para intentar superar las debilidades de las anteriores y mejorar la estabilidad primaria del implante (27). Fue introducida por Summers y cols en 1994 (31), especialmente para casos de colocación de implantes en zonas de baja densidad ósea, particularmente en el maxilar (29).

Se basa en comprimir el hueso trabecular lateral y apicalmente al lecho, con un traumatismo mínimo, para mejorar la densidad ósea (29). Este procedimiento, permite crear una capa de compactación en la interfase del implante (1), lo que permite, localmente, aumentar la densidad ósea. Además, presenta la ventaja de condensar el hueso sano, en lugar de eliminarlo mediante perforación (26,27) como en las otras técnicas de fresado previamente descritas.

Aumentando la densidad ósea gracias a la compactación del hueso y evitando su extracción, consigue mejorar la estabilidad primaria del implante (27).

Sin embargo, esta técnica, presenta varias limitaciones asociadas, como son el trauma quirúrgico secundario al impacto del martillo (1,27), vértigos del paciente, fracturas accidentales que pueden retrasar el proceso de cicatrización en comparación con protocolos de fresado convencional (1). Además, aunque consigue lograr expansión crestal, la presión ejercida sobre el hueso cortical podría causar una mayor pérdida de hueso marginal periimplantaria y finalmente disminuir la estabilidad secundaria del implante (29).

Entonces, esta otra alternativa para la preparación de lechos de implante, aunque presenta la ventaja de preservación de hueso y su condensación para aumentar la estabilidad, lo que se presenta como muy útil en zonas de baja densidad ósea como en el maxilar posterior, sigue teniendo inconvenientes que podrían limitar su uso a la hora de colocar implantes.

#### 4.6.3 Oseodensificación

Para disminuir e incluso superar los inconvenientes de las técnicas previamente presentadas, una nueva técnica de preparación de lecho de implantes fue introducida: la oseodensificación. Siempre con el fin de mejorar la estabilidad primaria de los implantes colocados en huesos de baja densidad (27).

La oseodensificación es una nueva técnica, de preparación de implantes basada en un proceso de fresado no sustractivo que promueve la conservación ósea al compactar el hueso a lo largo de la pared de la osteotomía y expandir plásticamente la cresta ósea (1,5,27,32). En lugar de conformar el lecho extirpando hueso como las otras técnicas de fresado, lo condensa y preserva.

Esta densificación de hueso, se ve permitida por el uso de fresas especialmente diseñadas. El sistema incluye varias fresas que actúan de dos maneras: en el sentido de las agujas del reloj para el corte de hueso y en sentido contrario de las agujas del reloj para la oseodensificación (5,23). La fresa, en forma de cono, tiene cuatro o más ranuras de corte en ángulos negativos, lo que permite conservar el hueso mediante el autoinjerto de partículas óseas contra las paredes del lecho, mediante movimientos de entrada y salida (5,9,23,32). Las fresas giran a una velocidad de 1200 revoluciones por minutos (rpm) bajo abundante irrigación (27), de solución salina para facilitar la plasticidad y expansión ósea (5,23).

Estas fresas combinan las ventajas de los osteótomos, con la velocidad y control táctil de las fresas quirúrgicas, permitiendo ejercer el proceso de densificación ósea(23). Este sistema provoca una compactación tanto apical como lateral contra las paredes del hueso (27).

Se sugiere que este fresado de oseodensificación permite mejorar la estabilidad primaria del implante debido a la presencia de fragmentos óseos residuales asociados con la compactación del autoinjerto, aumentando el contacto entre hueso e implante después de la inserción del mismo (1,9) . Además, los osteoblastos que nuclean en el hueso instrumentado pueden acelerar la formación de hueso nuevo, lo que podría acortar el período de curación (1,5,9).

Por estas características, este fresado, en sentido contrario a las agujas del reloj, está especialmente indicado para la densificación en hueso de baja densidad o de crestas delgadas (1,23).



## 5. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS.

Las técnicas clásicas de preparación de lecho para implantes dentales como el fresado convencional, infra-fresado o preparación mediante uso de osteótomos, presentan ciertos límites sobre todo en zonas de hueso con baja densidad o calidad ósea, como es la zona posterior del maxilar superior, que dificulta la obtención de una correcta estabilidad primaria, parámetro clave para el éxito de un implante dental.

En este contexto, aparece una nueva técnica de oseodensificación y la necesidad de evaluarla en zonas difíciles de colocación de implantes y de su éxito, como son huesos de baja densidad.

Por eso, consideramos necesario realizar un estudio piloto en modelo animal.

Se plantean las siguientes hipótesis:

H<sub>0</sub>: La estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso animal de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación obtendrá una estabilidad primaria similar a la de la técnica de infra-fresado y osteótomos.

Además, se considera que la longitud del implante no tendrá influencia en la estabilidad primaria.

H<sub>1</sub>: La estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso animal de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación obtendrá una mayor estabilidad primaria que la de la técnica de infra-fresado y osteótomos. La longitud del implante influirá en la estabilidad primaria.



## 6. OBJETIVOS

El propósito del estudio es abordar la siguiente pregunta: ¿En huesos animales de baja densidad, la técnica de preparación le lecho de implantes mediante oseodensificación permite obtener mayor estabilidad primaria respecto a técnica de infra-fresado y osteótomos?

### Objetivo principal

Evaluar la estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación frente a un protocolo de infra-fresado y osteótomos.

### Objetivos secundarios

1. Evaluar la influencia de la longitud del implante sobre la estabilidad primaria.
2. Evaluar la influencia de la técnica de preparación y del tamaño del implante.



## 7. MATERIAL Y MÉTODO

### 7.1 Material

#### 7.1.1 Diseño del estudio

Se llevó a cabo un estudio experimental transversal analítico en hueso animal ex vivo, que comparó mediciones de estabilidad primaria, según tres métodos de preparación del lecho con posterior colocación de implantes dentales de diferente longitud.

Para la elaboración del presente trabajo, se siguieron las recomendaciones de la escala modificada ARRIVE & CONSORT (33) para estudios in-vitro para evaluar la calidad.

#### 7.1.2 Población muestra

El estudio se realizó en cortes de tibia de cerdo, un hueso de baja densidad, con propiedades similares al hueso maxilar humano.

#### 7.1.3 Tamaño muestral

El estudio se realizó mediante 120 osteotomías, repartidas en tres grupos de 40 cada uno: un grupo control y dos grupos prueba.

#### 7.1.4 Material empleado

- Hueso animal de baja densidad sometido a la preparación de los lechos: cortes frescos disponibles comercialmente de tibia de cerdo (Maxylar®, Girona, España). Visible en la imagen 1.



Imagen 1. Corte de hueso de tibia de cerdo.

- Instrumental para la realización de la preparación por infra-fresado: fresas convencionales Sweden&Martina Shelta, como se puede ver en la imagen 2.



Imagen 2. Caja de fresas quirúrgica Sweden&Martina Shelta.

- Instrumental para la realización de la preparación por oseodensificación: fresas de oseodensificación (Densah® Burs; Versah, MI, EE. UU.). Visibles en la imagen 3.



Imagen 3. Caja quirúrgica de fresas Densah.

- Instrumental para la realización de la preparación por osteótomos: osteótomos cóncavos (Derby). Visibles en la imagen 4.



Imagen 4. Osteótomos Derby.

- Instrumental para la colocación de implante: implantes Sweden&Martina Shelta Tapered de 4,25 mm de diámetro y 10 mm de longitud (SH-ZT-425-100) tratados mediante arenado y grabado al ácido (Sweden&Martina Spa, Due Carrare, Italia), como se ve en la imagen 5, implantes Sweden&Martina Shelta Tapered de 4,25 mm de diámetro y 8,5 mm de longitud (SH-ZT-425-085) tratados mediante arenado y grabado al ácido (Sweden&Martina Spa, Due Carrare, Italia), como se ve en la imagen 6, contraángulo y motor quirúrgico, visible en la imagen 7, suero fisiológico.



Imagen 5. Implante Sweden&Martina SH-ZT-425-100.



Imagen 6. Implante Sweden&Martina SH-ZT-425-085.



Imagen 7. Motor y contraángulo para colocación de implantes.

- Instrumental para medir el torque de inserción: motor (NHK Surgic Pro, NSK, Tochigi, Japón).
- Instrumental para medir el ISQ: sistema Ostell ISQ® y su correspondiente SmartPeg o transductor (Type 32). Visibles en imagen 8.

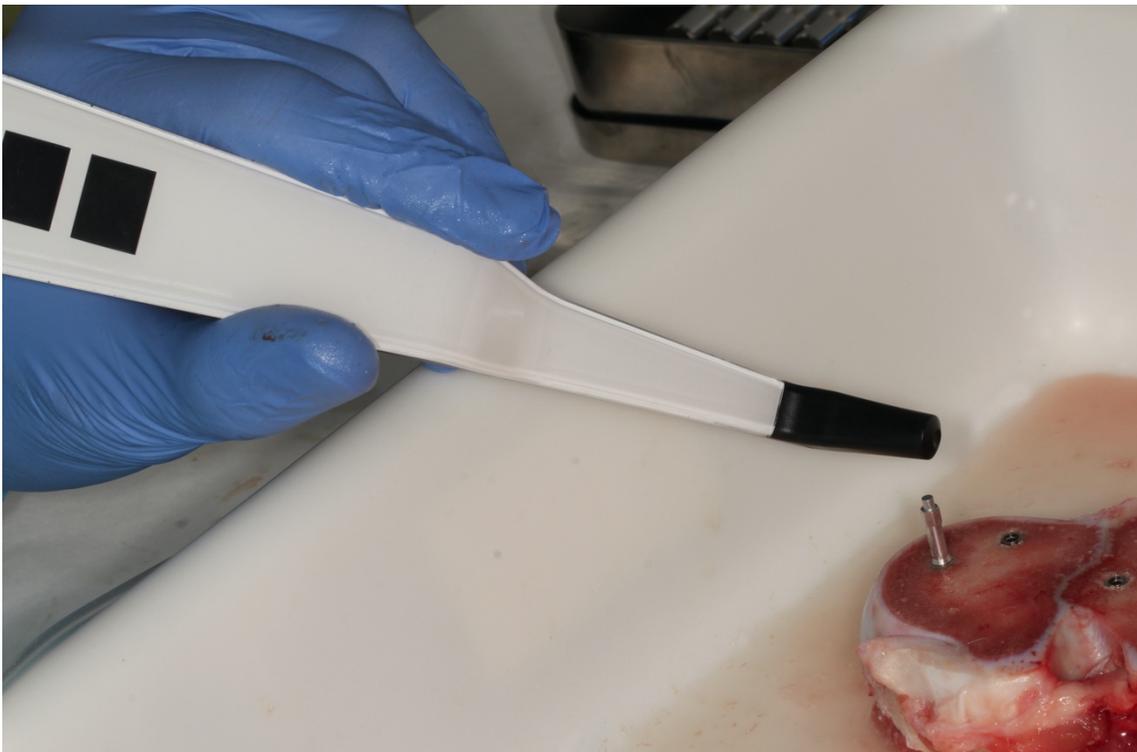


Imagen 8. Ostell y SmartPeg colocado en implante.

- Exploración radiográfica: CBCT.
- Material iconográfico: Cámara Reflex Canon EOS 600D junto con Macro Canon 100mm y flash Sigma EM-140.

El material, en cuanto a los implantes y la caja de fresas convencionales Sweden&Martina Shelta, fue proporcionado por Sweden-Martina (Suecia&Martina Spa, Due Carrare, Italia).

Los autores no recibieron financiación económica para la realización del trabajo. No se describieron conflictos de interés.

## 7.2 Método

### 7.2.1 Descripción del procedimiento

Se llevó a cabo un modelo experimental de estudio ex vivo utilizando cortes frescos de tibia, que tiene propiedades similares a las del hueso maxilar humano de baja densidad (tipo D4, según la clasificación de Lekholm y Zarb). Previamente a la realización de las osteotomías, se realizó un CBCT de un corte de hueso para su análisis, como se ve en la imagen 9, con el fin de conocer su densidad en unidades Hounsfield. Esto con el fin de aproximarla a la densidad ósea de la zona posterior del hueso maxilar humano.

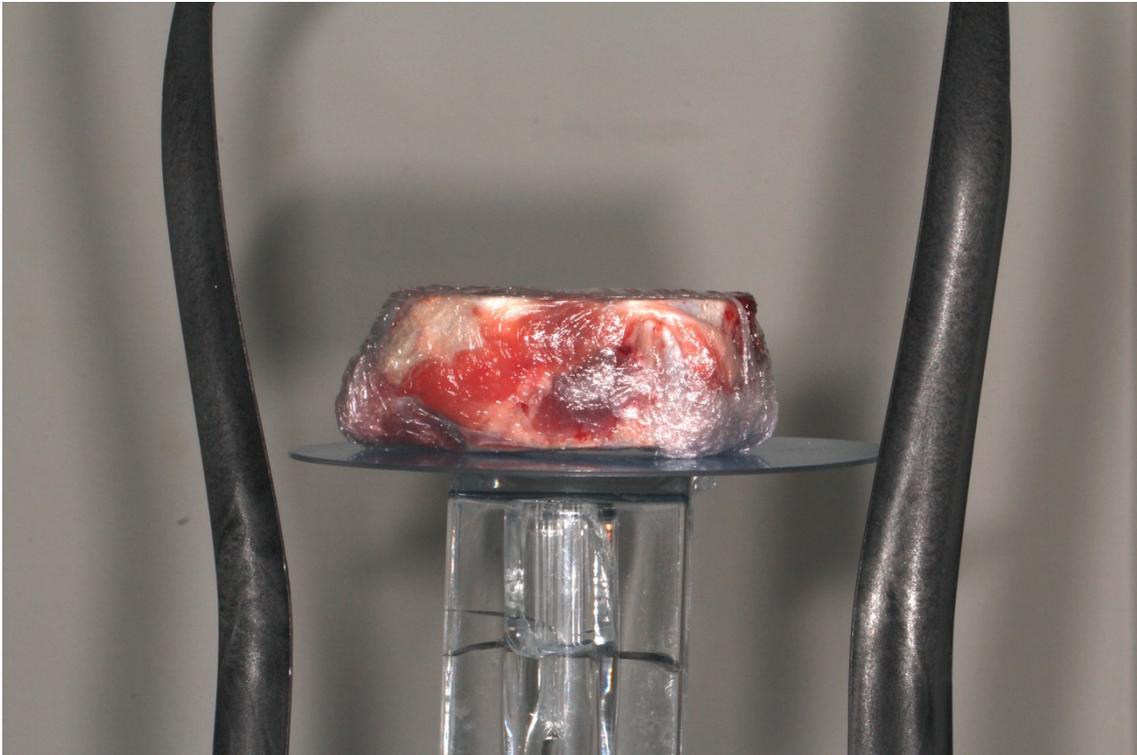


Imagen 9. Montaje de corte de hueso para CBCT.

Una vez realizado el CBCT, se analizaron las diferentes densidades de hueso según las zonas y cortes, como se puede ver en las imágenes 10 y 11. Se obtuvieron valores de densidades repartidas entre 80 Hu como densidad más baja y 297 Hu como densidad más alta. Comparando estos valores de densidad en Hounsfield con las correspondencias entre densidad y zonas de hueso maxilar establecidas por Norton y cols (22), se concluyó que los cortes de tibia en cuanto a la densidad se pudieron

aproximar a una densidad de maxilar posterior humano ya que para esta zona se establecieron densidades por debajo de 500 Hu.

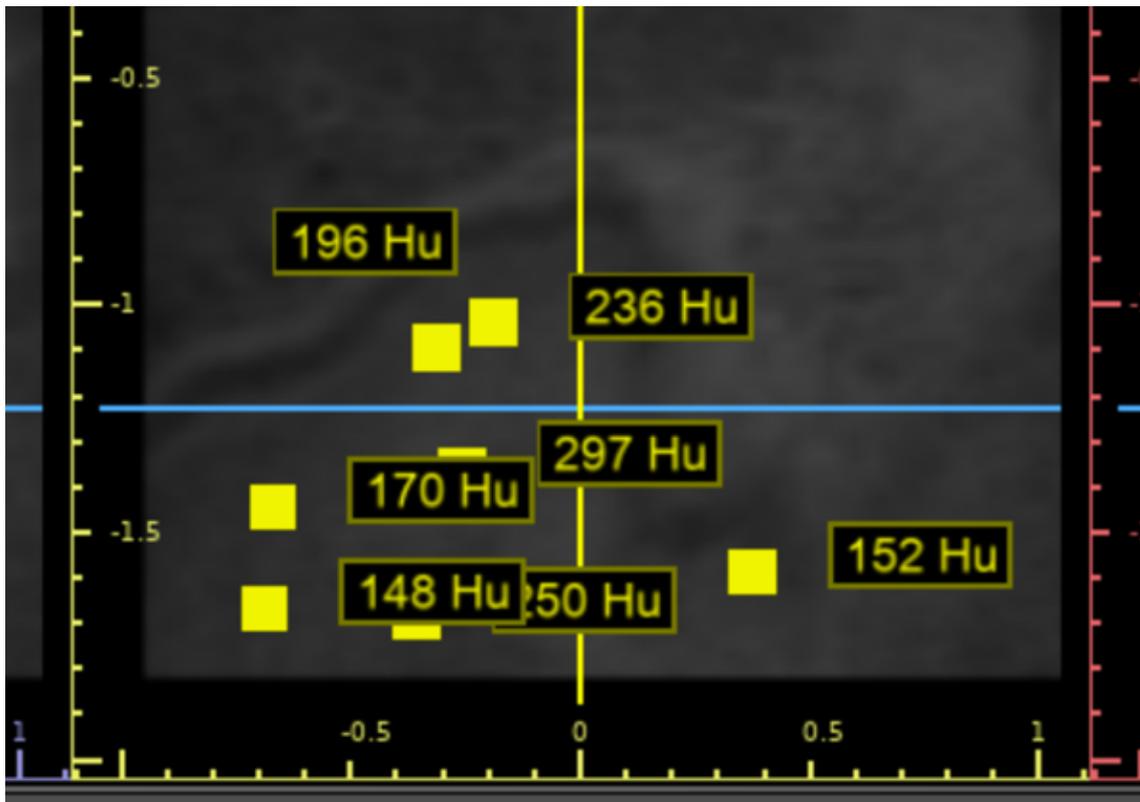


Imagen 10. Corte de CBCT de tibia de cerdo para evaluación de la densidad (Hu).

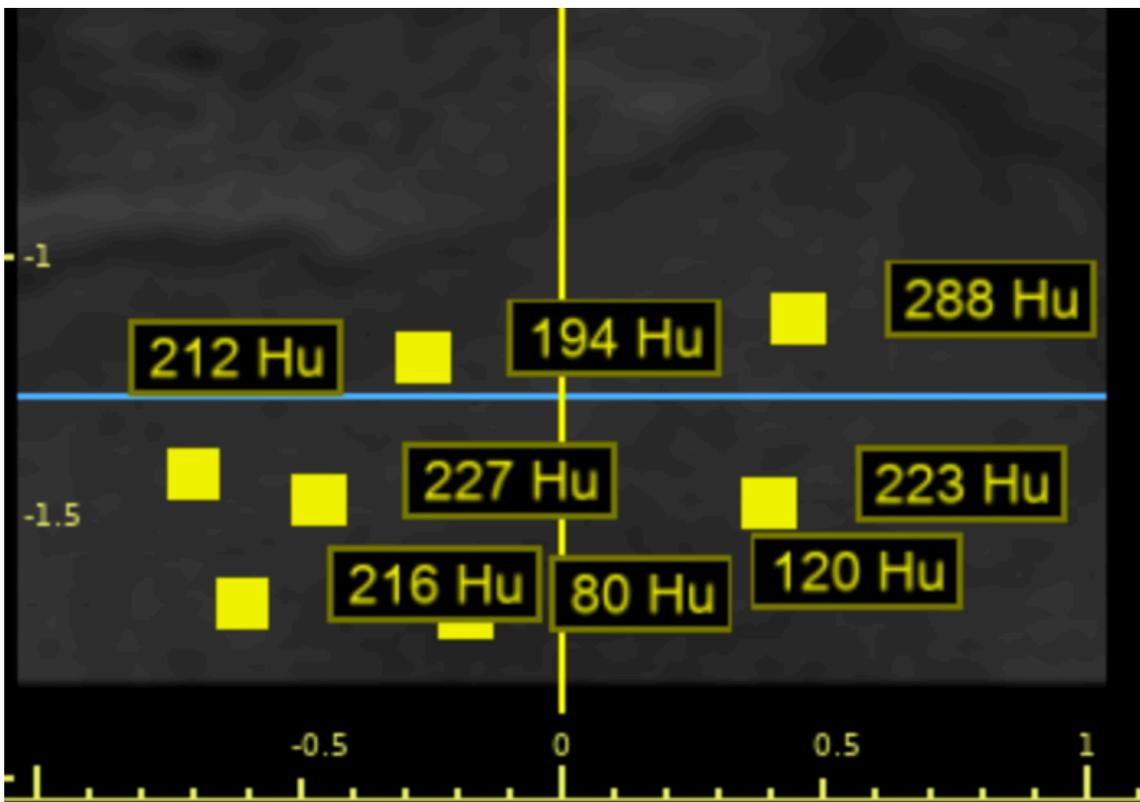


Imagen 11. Corte de CBCT de tibia de cerdo para evaluación de la densidad (Hu).

En los cortes de hueso, se procedió a la realización de 120 osteotomías para la posterior colocación de implantes. Se dividieron las 120 osteotomías en tres grupos de 40 osteotomías cada uno.

Un primer grupo, de control, en el cual las osteotomías se realizaron con técnica de infra-fresado. Un segundo grupo, de prueba, en el cual se realizaron por oseodensificación y un tercer grupo, de prueba, con osteótomos.

Dentro de uno grupo, las 40 osteotomías se dividieron en dos grupos: en 20 se colocaron implantes de 10 mm y en 20 se colocaron implantes de 8,5 mm.

Se colocaron 6 implantes en cada uno de los ejemplares de tibia de cerdo, siguiendo este esquema, como se puede apreciar en la imagen 10:

1. Osteotomía con técnica de infra-fresado e implante de 10 mm.
2. Osteotomía con técnica de infra-fresado e implante de 8,5 mm.
3. Osteotomía con técnica de oseodensificación e implante de 10 mm.
4. Osteotomía con técnica de oseodensificación e implante de 8,5 mm.
5. Osteotomía con técnica de osteótomos e implante de 10 mm.
6. Osteotomía con técnica de osteótomos e implante de 8,5 mm.

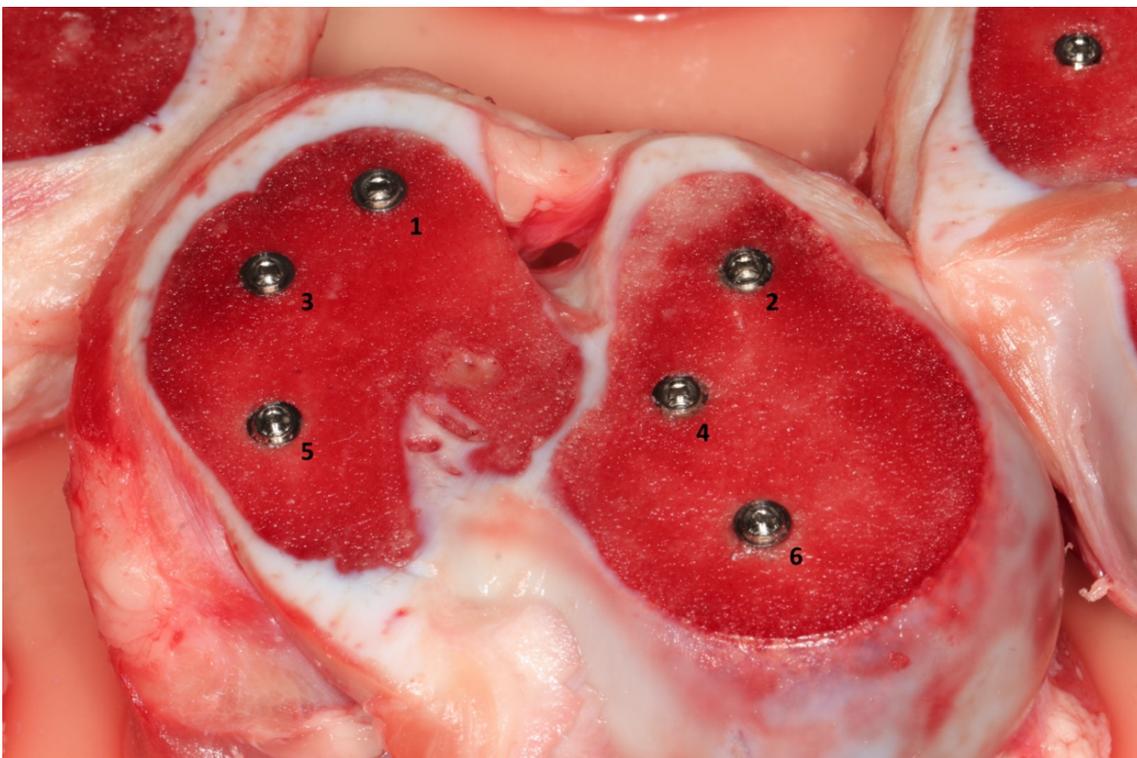


Imagen 12. Esquema de repartición de implantes según técnica y longitud.

Las osteotomías se realizaron mediante tres técnicas de fresado:

- a) Fresas convencionales utilizando un protocolo de infra-fresado siguiendo las recomendaciones del fabricante para huesos D3 y D4 (34). Pasando por orden, a 900 revoluciones bajo irrigación con suero fisiológico:
1. Fresa lanza: FS-230.
  2. Fresa piloto: FPT3-200-2XS.
  3. Fresa intermedia: FG-200/280XS.
  4. Fresa final: SH-FK380-100, visible en imagen 11.

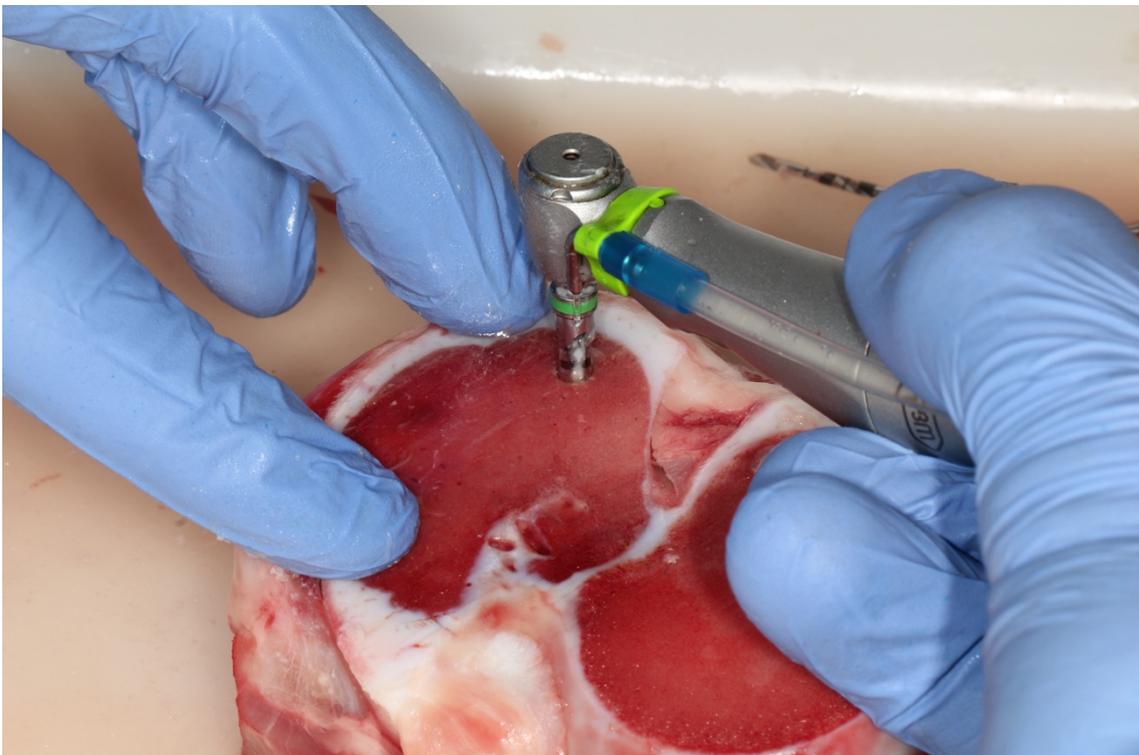


Imagen 13. Conformación del lecho implantario con fresa SH-FK380-100.

b) Fresas de oseodensificación según las recomendaciones del fabricante para huesos D3 y D4 (35). Pasando por orden, a 1400 revoluciones bajo irrigación con suero fisiológico:

1. Fresa piloto.
2. Fresa VT 1828 (2.3), visible en imagen 12.
3. Fresa VT 2838 (3.3).

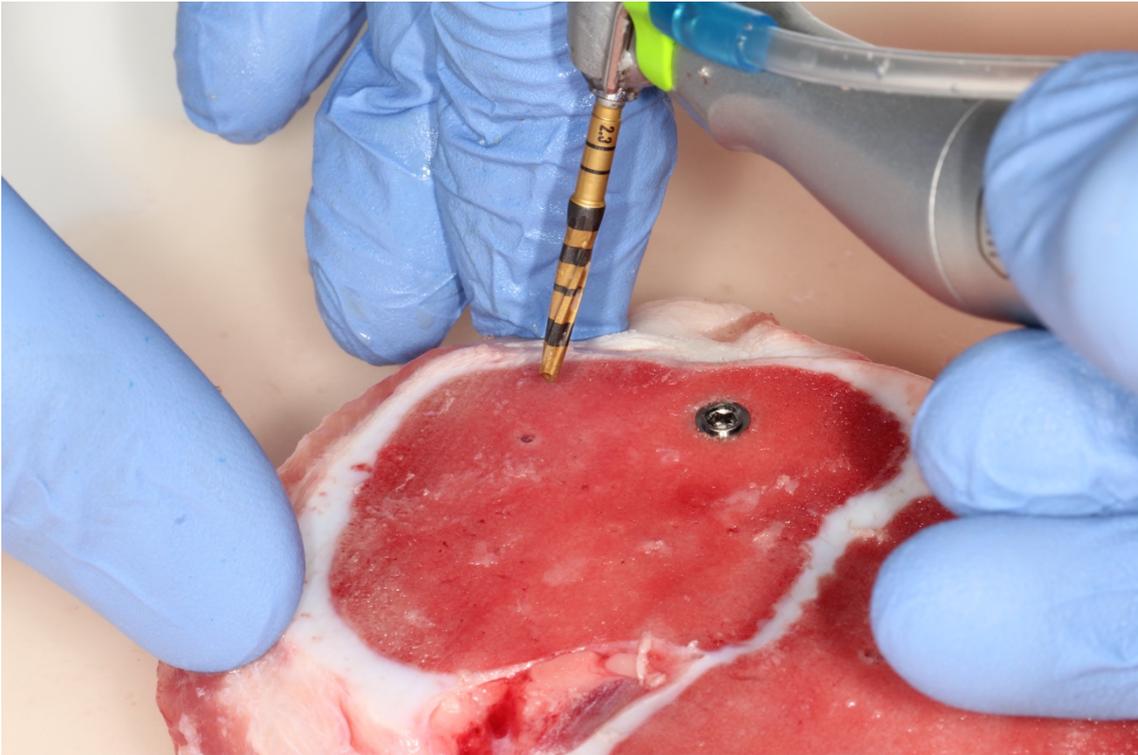


Imagen 14. Conformación del lecho implantario con fresa VT 1828 (2.3).

c) Juego de osteótomos cóncavos. Pasando por orden:

1. Fresa lanza.
2. Osteótomo de diámetro de 2 a 2,5 mm.
3. Osteótomo de diámetro de 2,5 a 3 mm.
4. Osteótomo de diámetro de 3 a 3,5 mm.
5. Osteótomo de diámetro de 3,5 a 4 mm, visible en imagen 13.

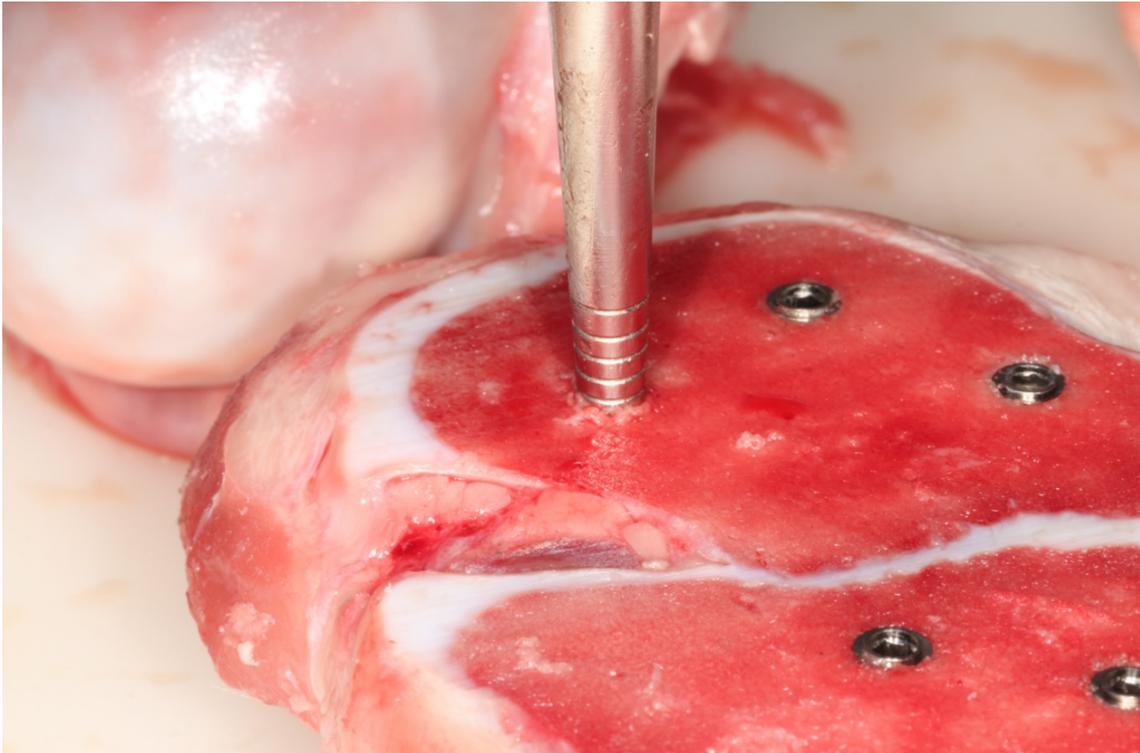


Imagen 15. Conformación del lecho implantario con osteótomo de diámetro 3,5 a 4 mm.

Cada protocolo descrito previamente se aplicó a longitudes de 8,5 mm y 10 mm para los dos grupos de implantes de 8,5 y 10 mm respectivamente.

Posteriormente a la realización de las osteotomías, se colocaron los implantes con motor de implantes y contraángulo sin irrigación, como se puede ver en la imagen 14 y se midió tanto el torque de inserción como el ISQ.

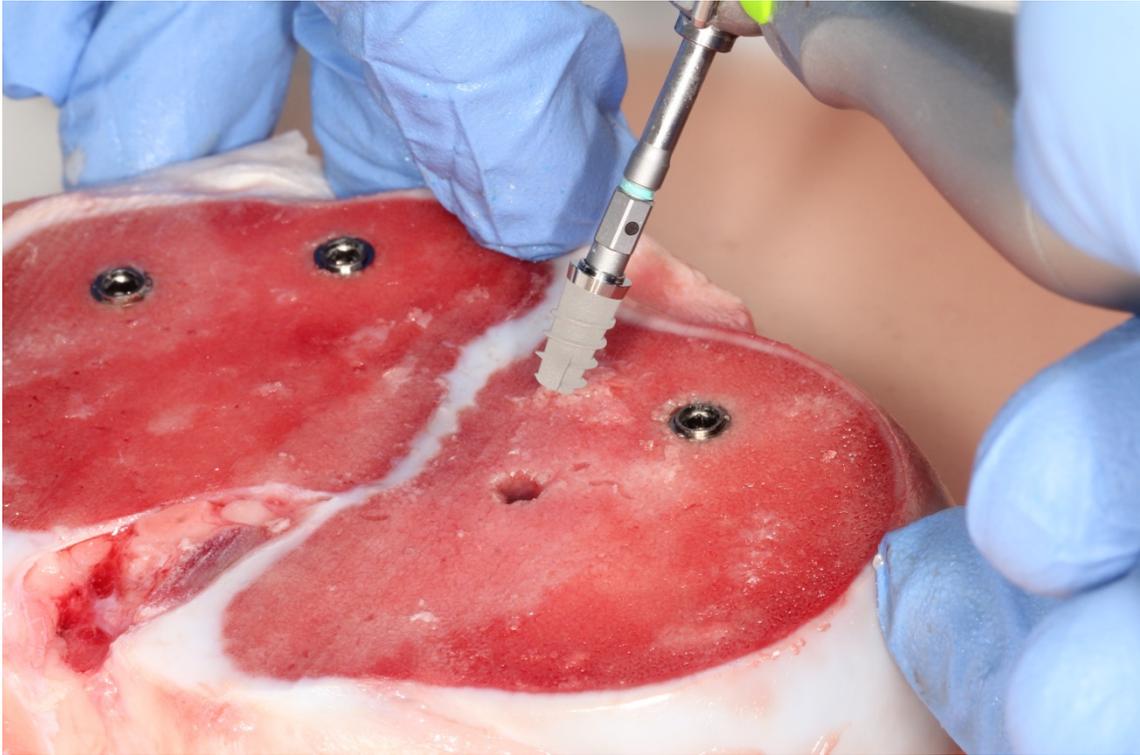


Imagen 16. Colocación de implantes.

El torque de inserción (N.cm) obtenido se registró utilizando el motor (NHK Surgic Pro, NSK, Tochigi, Japón). Una vez finalizado, se registraron los valores ISQ mediante el sistema Ostell ISQ® y su correspondiente SmartPeg o transductor.

Esto se hace colocando el transductor correspondiente, que se atornilla directamente al implante como si fuera un pilar protésico, como se puede ver en la imagen 15. La parte superior del transductor tiene un imán que es excitado por pulsos electromagnéticos producidos por el dispositivo de medición. Esta frecuencia de resonancia se expresa electromagnéticamente como un cociente de estabilidad del implante (Implant Stability Quocient, ISQ) con unidades que van del 1 al 100, donde los valores bajos indican inestabilidad y los valores altos indican mayor estabilidad. Este valor representa la rigidez de la interfaz implante-hueso. Según el fabricante, un implante exitoso se asocia con valores ISQ superiores a 65, mientras que los implantes con valores ISQ inferiores a 50 tienen una tasa de éxito menor.

La parte activa de la sonda del instrumento se colocará aproximadamente a 1 cm, a 90° ya unos 3 cm de los tejidos blandos. Este proceso se repitió dos veces por cada

implante, desconectando y conectando el transductor entre la primera y la segunda medición.



Imagen 17. Medición del ISQ con Osstell y SmartPeg colocado en implante.

Con relación a las variables de estudio o variables principales, se determinó como variables dependientes las medidas de estabilidad primaria, a través del torque (variable cuantitativa) y el ISQ (variable cuantitativa).

Además, se consideraron otras variables secundarias o factores que fueron:

- La técnica de preparación (variable cualitativa categórica).
- La longitud del implante (variable cualitativa categórica).
- La combinación de técnica de preparación y longitud del implante (variable cualitativa categórica).

El estudio se llevó a cabo en la Clínica Dental de la Universidad Europea de Valencia. Todas las mediciones en el estudio fueron realizadas por el mismo operador.

7.2.2 Recogida de datos

Los datos obtenidos mediante las diferentes mediciones se registraron en una tabla de Excel para su posterior análisis, como se puede ver en la tabla 2.

Tabla 2. Recogida de datos para cada implante y técnica.

INFRA-FRESADO				OSEODENSIFICACION				OSTEOTOMOS											
10 mm				8,5 mm				10 mm				8,5 mm							
IMPLANTE	MS DT	VB LG	TORQUE	IMPLANTE	MS DT	VB LG	TORQUE	IMPLANTE	MS DT	VB LG	TORQUE	IMPLANTE	MS DT	VB LG	TORQUE	IMPLANTE	MS DT	VB LG	TORQUE
1	71	71	45	1	68	68	19	1	72	72	38	1	67	67	33	1	71	71	27
2	71	69	36	2	68	68	15	2	59	62	15	2	72	72	37	2	69	62	15
3	72	72	37	3	70	70	37	3	68	68	28	3	76	76	60	3	69	69	40
4	75	75	40	4	68	68	40	4	61	62	19	4	69	72	40	4	67	63	16
5	74	70	37	5	70	64	37	5	73	73	55	5	59	59	14	5	68	70	19
6	75	75	55	6	71	68	22	6	61	61	19	6	67	67	32	6	74	73	60
7	74	68	43	7	75	72	55	7	70	68	38	7	64	64	26	7	73	71	31
8	60	65	19	8	28	67	67	8	64	62	17	8	65	65	24	8	61	69	47
9	73	70	33	9	69	69	35	9	73	70	48	9	67	65	32	9	67	67	19
10	71	70	33	10	58	58	35	10	61	61	37	10	65	65	25	10	65	58	11
11	70	70	35	11	58	57	18	11	56	56	13	11	67	68	23	11	71	70	38
12	73	70	25	12	75	75	39	12	72	71	40	12	66	66	26	12	72	74	24
13	71	70	25	13	56	57	36	13	63	63	13	13	68	70	25	13	58	58	23
14	66	66	25	14	68	68	35	14	69	66	35	14	69	69	35	14	73	73	37
15	70	70	25	15	76	76	55	15	73	73	60	15	70	70	25	15	72	67	23
16	74	71	36	16	68	65	18	16	72	75	52	16	69	68	28	16	74	74	60
17	63	63	12	17	71	72	27	17	74	75	45	17	73	73	45	17	73	73	29
18	72	71	29	18	57	57	16	18	73	74	36	18	70	71	33	18	72	70	47
19	71	71	25	19	66	66	30	19	63	64	12	19	73	73	53	19	73	73	13
20	70	70	33	20	39	39	17	20	83	75	45	20	70	70	40	20	61	67	35

7.2.3 Análisis estadístico

El análisis estadístico del presente estudio se realizó atribuyendo a cada una de las variables una etiqueta de variable y en función del tipo de variable, categórica o cuantitativa, se les asignaron los valores y escalas de medida correspondientes utilizando el programa informático de tratamiento estadístico de datos SPSS 23. Se utilizo el SPSS 23 utilizando un nivel de confianza del 95% y considerando estadísticamente significativos aquellos resultados de comparación para los cuales el p-valor obtenido sea menor de 0,05, de manera que si el p-valor es menor que 0,05 rechazaremos la hipótesis nula.

Una vez recogidos, se describieron los datos mediante estadística basada en momentos o en ordenaciones en función de si la distribución de los datos cumple o no con la normalidad. Esto se valoró mediante el análisis de los gráficos y mediante las pruebas de normalidad, donde, en este caso, se empleó la prueba de Saphiro-Wilk.

Aquella prueba indicó que la muestra no seguía criterios de normalidad, así que para estudiar la relación entre las variables se utilizaron las pruebas no paramétricas de Kruskal-Wallis y de Mann-Withney.



## 8. RESULTADOS

### 8.1. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación

Se estudió si la técnica empleada para preparar el lecho del implante influye sobre su estabilidad primaria. Esto se analizó mediante el análisis de los valores obtenidos para el torque y el ISQ.

El torque medio de la muestra fue de  $30,38 \pm 2,44$  Nm y el ISQ medio de  $67,475 \pm 1,08$ .

Antes de realizar las comparaciones, se realizó las correspondientes pruebas de normalidad de las muestras para decidir el tipo de análisis a realizar. Se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk según la cual cuando obtenemos un valor cerca de 1, se considera la distribución como normal y cuando es cerca de 0 como una distribución anormal. Los resultados obtenidos se presentan en la tabla 3.

Tabla 3. Resultados de la prueba de normalidad Shapiro-Wilk.

	Técnica de preparación	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	p-valor
Torque	Infra-fresado	0,948	40	0,063
	Oseodensificación	0,968	40	0,307
	Osteótomos	0,924	40	0,011
ISQ	Infra-fresado	0,782	40	0,000
	Oseodensificación	0,984	40	0,819
	Osteótomos	0,923	40	0,010

En el caso del torque, el p-valor de la prueba de Shapiro-Wilk fue 0,011 para el grupo de osteótomos, menor que 0,05, por lo que para este grupo no se puede suponer que la muestra provenga de una población con distribución normal. Lo mismo ocurrió para ISQ con los grupos infra-fresado y osteótomos. Por eso tanto para el torque como para el ISQ no se puede suponer que los tres grupos provengan de distribuciones normales, por lo que se utilizaron métodos de análisis no paramétricos.

### 8.1.1. Valores de torque en función de la técnica de preparación

En función de la técnica de preparación de lecho empleada, se obtuvieron los resultados de torque de los implantes, representados en la tabla 4.

Tabla 4: Torque de implantes según la técnica de preparación del lecho.

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Infra-fresado	40	32,52	12,130	1,918	28,65	36,40	12	67
Oseodensificación	40	33,03	13,110	2,073	28,83	37,22	12	60
Osteótomos	40	25,58	14,151	2,237	21,05	30,10	5	60
Total	120	30,38	13,485	1,231	27,94	32,81	5	67

En el caso de la técnica de infra-fresado el torque medio fue de  $32,52 \pm 3,88$ , para la oseodensificación fue de  $33,03 \pm 4,19$  y para la técnica de los osteótomos fue de  $25,58 \pm 4,53$ . Se puede apreciar de forma gráfica en la figura 3.

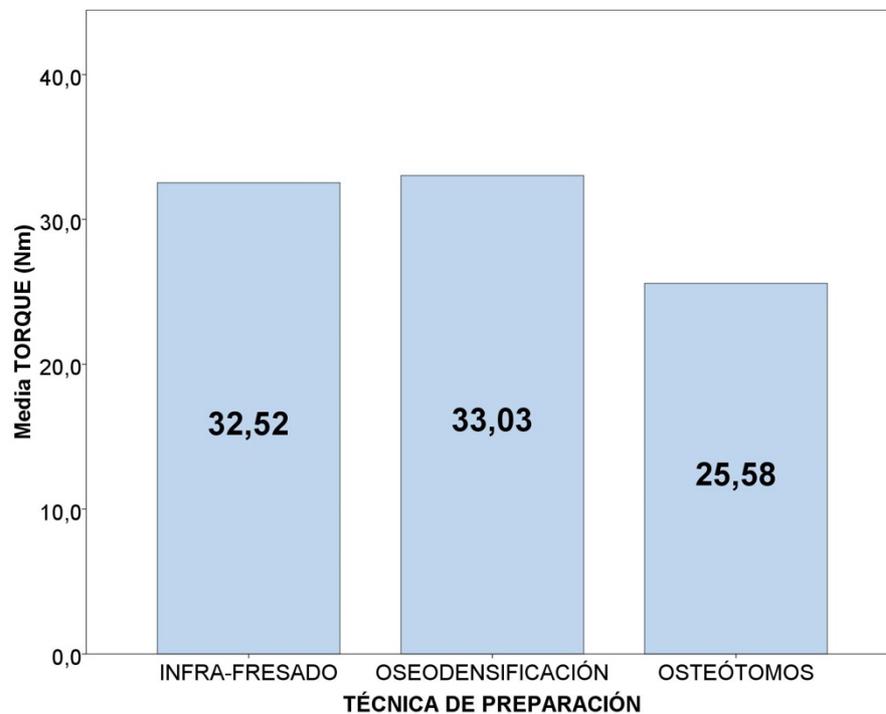


Figura 3. Medias de torques según la técnica de preparación.

Por observarse diferencias entre las medias de los tres grupos, se realizó una prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis para ver si estas diferencias son estadísticamente significativas. Se usó la prueba de Kruskal-Wallis porque como descrito antes, se considera que la distribución no sigue la normalidad. En el presente estudio, se admite como valor crítico 0,05, por lo cual, con la obtención de p-valor por debajo del valor crítico se considerará una relación con evidencia científica. Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.

Tabla 5. Estadísticos de contraste<sup>a,b</sup>, torque en función de la técnica de preparación.

	Torque
Chi-cuadrado	9,371
gl	2
p-valor	0,009

a. Prueba de Kruskal-Wallis.

b. Variable de agrupación: técnica de preparación.

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Kruskal-Wallis fue 0,009, menor que 0,05. Por lo tanto, esta prueba estadística afirma que se encuentran evidencias estadísticas para decir que existe relación entre el torque y la técnica de preparación. Existen diferencias significativas entre los valores de torque de al menos una de las tres muestras. Para analizar estas diferencias se utilizó la prueba de dos a dos de Mann-Whitney. Permite comparar medias de diferentes grupos cuando la distribución no sigue la normalidad y analizar si son significativamente diferentes según el valor crítico establecido, aquí 0,05. Los resultados presentan en la tabla 6.

Tabla 6. Comparaciones múltiples del torque según la técnica de preparación.

Mann-Whitney						
Técnica de preparación (I)	Técnica de preparación (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	p-valor	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Infra-fresado	Oseodensificación	-0,500	2,942	0,828	-7,65	6,65
	Osteótomos	6,950*	2,942	0,007	-0,20	14,10
Oseodensificación	Infra-fresado	0,500	2,942	0,828	-6,65	7,65
	Osteótomos	7,450*	2,942	0,009	0,30	14,60
Osteótomos	Infra-fresado	-6,950*	2,942	0,007	-14,10	0,20
	Oseodensificación	-7,450*	2,942	0,009	-14,60	-0,30

\*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Las pruebas de comparación de Mann-Whitney entre los valores de la técnica de osteótomos con los valores de las otras dos técnicas son menores que 0,05. Por lo tanto, se puede concluir que, con un nivel de confianza del 95%, se encuentran evidencias estadísticas para decir que existen diferencias significativas entre los valores de torque de los implantes en los que se usó la técnica de los osteótomos y los de los implantes de las otras dos técnicas.

Entre los valores del torque de los implantes de las técnicas de infra-fresado y de oseodensificación no se encuentran evidencias de diferencias estadísticamente significativas.

8.1.2. Valores de ISQ en función de la técnica de preparación

En función de la técnica de preparación empleada, se obtuvieron los resultados para el ISQ de los implantes, representados en la tabla 7.

Tabla 7. ISQ de implantes según técnica de preparación.

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Infra-fresado	40	67,45	7,484	1,183	65,057	69,843	39,0	76,0
Oseodensificación	40	68,09	5,074	0,802	66,465	69,710	56,0	79,0
Osteótomos	40	66,89	5,218	0,825	65,219	68,556	55,0	74,0
Total	120	67,47	5,996	0,547	66,391	68,559	39,0	79,0

En el caso de la técnica de infra-fresado el ISQ medio fue de  $67,45 \pm 2,39$ , para la oseodensificación fue de  $68,09 \pm 1,62$  y para la técnica de los osteótomos fue de  $66,89 \pm 1,67$ . Las medias se comparan en la figura 4.

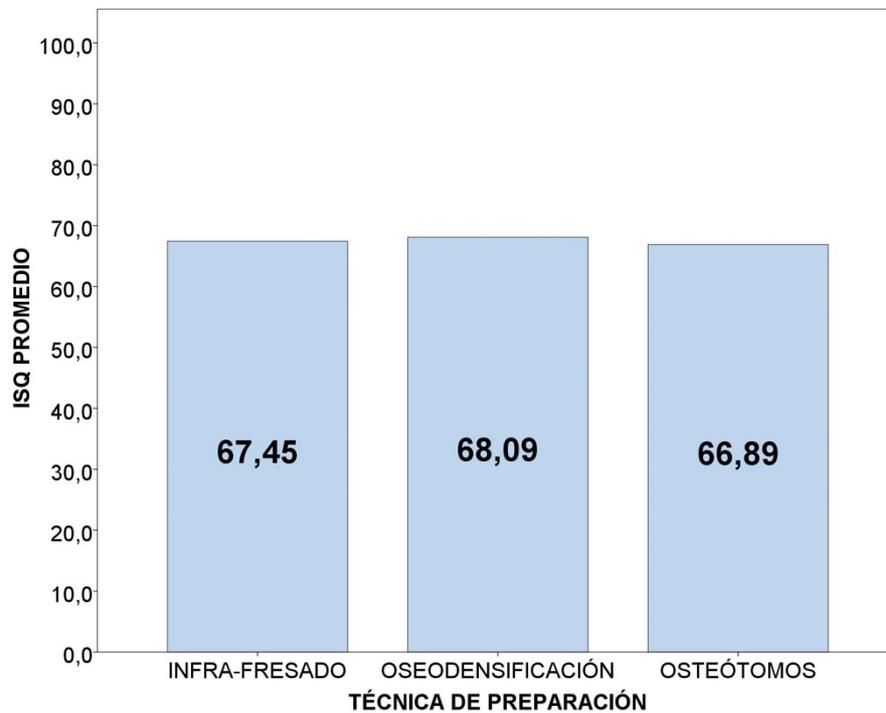


Figura 4. Medias de ISQ según la técnica de preparación.

No se observan grandes diferencias entre los valores medios de los tres grupos por lo cual hay de confirmarlo estadísticamente mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis donde se aprecian los resultados en la tabla 8.

**Tabla 8.** Estadísticos de contraste<sup>a,b</sup>, ISQ en función de la técnica de preparación.

	ISQ
Chi-cuadrado	1,644
gl	2
p-valor	0,439

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: Técnica de preparación

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Kruskal-Wallis fue 0,439, mayor que 0,05. Por lo tanto, no se encontraron evidencias estadísticas para decir que exista relación entre los valores del ISQ y la técnica de preparación. Es decir, no se encontraron evidencias para decir que existan diferencias significativas entre los valores ISQ de las tres técnicas.

## 8.2. Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante

Se estudió si la longitud del implante influye sobre su estabilidad primaria. Esto se determinó mediante el análisis de los valores obtenidos para el torque y el ISQ.

Se realizaron las correspondientes pruebas de normalidad de las muestras para decidir el tipo de análisis a realizar. Los resultados se presentan en la tabla 9.

**Tabla 9.** Resultados de las pruebas de normalidad, estabilidad según longitud.

	Tamaño	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	p-valor
Torque	10 mm	0,962	60	0,061
	8,5 mm	0,958	60	0,036
ISQ	10 mm	0,925	60	0,001
	8,5 mm	0,868	60	<0,001

Usando la prueba de Shapiro-Wilk, tanto para el torque como para el ISQ se obtuvo algún p-valor menor que 0,05, por lo que para ninguna de las dos medidas podemos suponer normalidad en todas las muestras por lo que utilizaremos pruebas no paramétricas de comparación.

### 8.2.1. Valores de torque en función de la longitud

En función de la longitud del implante, se obtuvieron los resultados para el torque de los implantes, representados en la tabla 10.

Tabla 10. Torque según longitud del implante.

Longitud	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 mm	60	32,12	13,264	1,712	28,69	35,54	11	60
8,5 mm	60	28,63	13,588	1,754	25,12	32,14	5	67
Total	120	30,38	13,485	1,231	27,94	32,81	5	67

Para los implantes de 10 mm el torque medio fue de  $32,12 \pm 3,43$ , y para los de longitud 8,5 mm fue de  $28,63 \pm 3,51$ . Se comparan las medias en la figura 5.

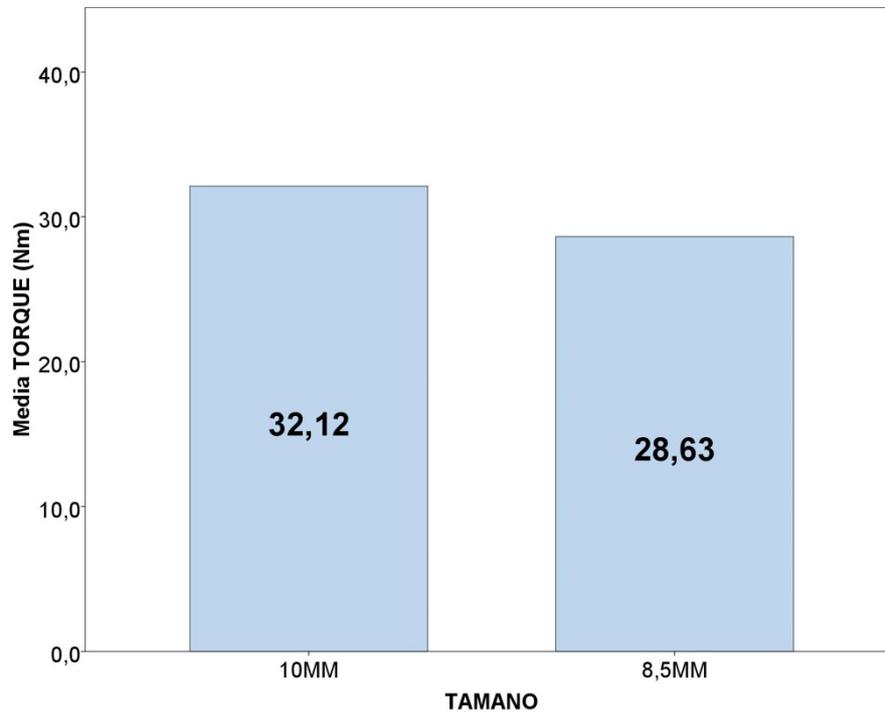


Figura 5. Medias de torque según longitud del implante.

Se puede observar diferencia entre el valor medio del grupo de 10 mm y el valor medio del grupo de 8,5 mm. Por seguir una distribución anormal, se aplicó a estos resultados la prueba de Mann-Whitney se obtuvieron los siguientes resultados, presentados en la tabla 11.

Tabla 11. Estadísticos de contraste<sup>a</sup>, torque según longitud del implante.

	Torque
U de Mann-Whitney	1497,000
W de Wilcoxon	3327,000
Z	-1,592
p-valor	0,111

a. Variable de agrupación: tamaño.

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Mann-Whitney fue 0,111, mayor que 0,05, por lo que no se encontraron evidencias estadísticas para decir que

existe relación entre el torque y la longitud del implante. Por lo tanto, no se encontró evidencias para decir que existen diferencias significativas entre los valores de torque de los dos grupos.

### 8.2.2. Valores del ISQ en función de la longitud

En función de la longitud del implante, se obtuvieron los resultados para el ISQ de los implantes, representados en la tabla 12.

Tabla 12. ISQ según la longitud del implante.

Longitud	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
10 mm	60	68,99	4,807	0,621	67,75	70,23	56,0	79,0
8,5 mm	60	65,96	6,689	0,864	64,23	67,69	39,0	76,0
Total	120	67,47	5,996	0,547	66,39	68,56	39,0	79,0

En el caso de los implantes de 10 mm el ISQ medio fue de  $68,99 \pm 1,24$ , y para los implantes de 8,5 mm fue de  $65,96 \pm 1,73$ , como se puede también apreciar gráficamente en la figura 6.

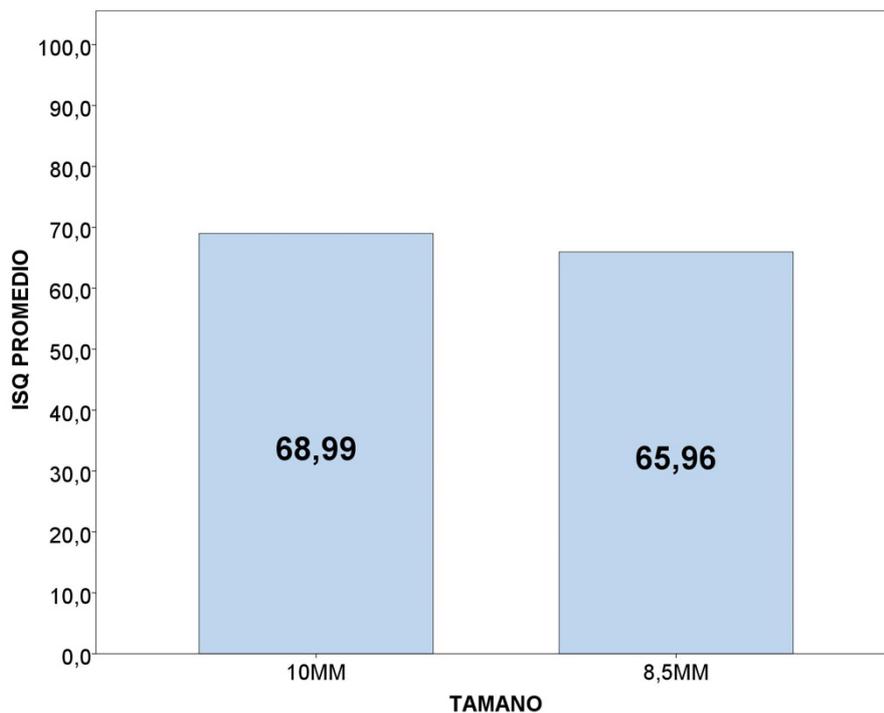


Figura 6. Medias de ISQ según longitud del implante.

A estos resultados, por seguir una distribución anormal, se aplicó la prueba de Mann-Whitney para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas y se encontraron los resultados presentes en la tabla 13.

Tabla 13. Estadísticos de contraste<sup>a</sup>, ISQ según longitud.

	ISQ
U de Mann-Whitney	1225,000
W de Wilcoxon	3055,000
Z	-3,021
p-valor	0,003

a. Variable de agrupación: tamaño.

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Mann-Whitney fue 0,003, menor que 0,05. Por lo tanto, se encontraron evidencias estadísticas para decir que existe relación entre el ISQ y la longitud del implante, es decir, se encuentra diferencias

significativas entre los valores ISQ de las dos muestras, siendo significativamente mayor el ISQ de los implantes de 10mm.

### 8.3. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante

Se quiere estudiar si la combinación de tamaño de implante y técnica de preparación del lecho empleada puede influir en la estabilidad del implante.

Antes de realizar las comparaciones se realizaron las correspondientes pruebas de normalidad de las muestras para decidir el tipo de análisis a realizar. Los resultados de la prueba de Shapiro-Wilk se presentan en la tabla 14.

Tabla 14. Resultados de las pruebas de normalidad, combinación longitud y técnica.

	Técnica y tamaño	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	p-valor
Torque	Infra-fresado con 10 mm	0,971	20	0,779
	Infra-fresado con 8,5 mm	0,907	20	0,056
	Oseodensificación con 10 mm	0,928	20	0,139
	Oseodensificación con 8,5 mm	0,928	20	0,139
	Osteótomos de 10 mm	0,935	20	0,190
	Osteótomos con 8,5 mm	0,903	20	0,047
ISQ	Infra-fresado con 10 mm	0,825	20	0,002
	Infra-fresado con 8,5 mm	0,862	20	0,008
	Oseodensificación con 10 mm	0,942	20	0,258
	Oseodensificación con 8,5 mm	0,978	20	0,908
	Osteótomos de 10 mm	0,903	20	0,048
	Osteótomos con 8,5 mm	0,887	20	0,024

Tanto para el torque como para el ISQ se encontro algún p-valor menor que 0,05, por lo que no se puede suponer que todas las muestras provengan de una muestra con distribución normal, por lo que se realizaron pruebas nos paramétricas de comparación.

### 8.3.1. Valores de torque en función de la técnica de preparación y del tamaño del implante

En función de la técnica de preparación y del tamaño del implante se obtuvieron los resultados para el torque presentados en la tabla 15.

Tabla 15. Torque de implantes según longitud y técnica de preparación.

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Infra-fresado con 10 mm	20	32,40	9,725	2,174	27,85	36,95	12	55
Infra-fresado con 8,5 mm	20	32,65	14,401	3,220	25,91	39,39	15	67
Oseodensificación con 10mm	20	33,25	15,307	3,423	26,09	40,41	12	60
Oseodensificación con 8,5mm	20	32,80	10,880	2,433	27,71	37,89	14	60
Osteótomos de 10mm	20	30,70	14,626	3,270	23,86	37,54	11	60
Osteótomos con 8,5mm	20	20,45	11,910	2,663	14,88	26,02	5	54
Total	120	30,38	13,485	1,231	27,94	32,81	5	67

En el caso de la combinación de infra-fresado con implante de 10 mm el torque medio fue de  $32,40 \pm 4,55$ , para el infra-fresado con implante de 8,5 mm fue de  $32,65 \pm 6,74$ , para la oseodensificación con implante de 10 mm fue de  $32,80 \pm 7,16$ , para la oseodensificación con implante de 8,5 mm fue de  $20,70 \pm 5,09$ , para la de osteótomos con implante de 10 mm fue de  $20,45 \pm 6,84$  y por último para la de osteótomos con implante 8,5 mm fue de  $30,38 \pm 5,57$ . Se pueden apreciar gráficamente esos resultados en la figura 7.

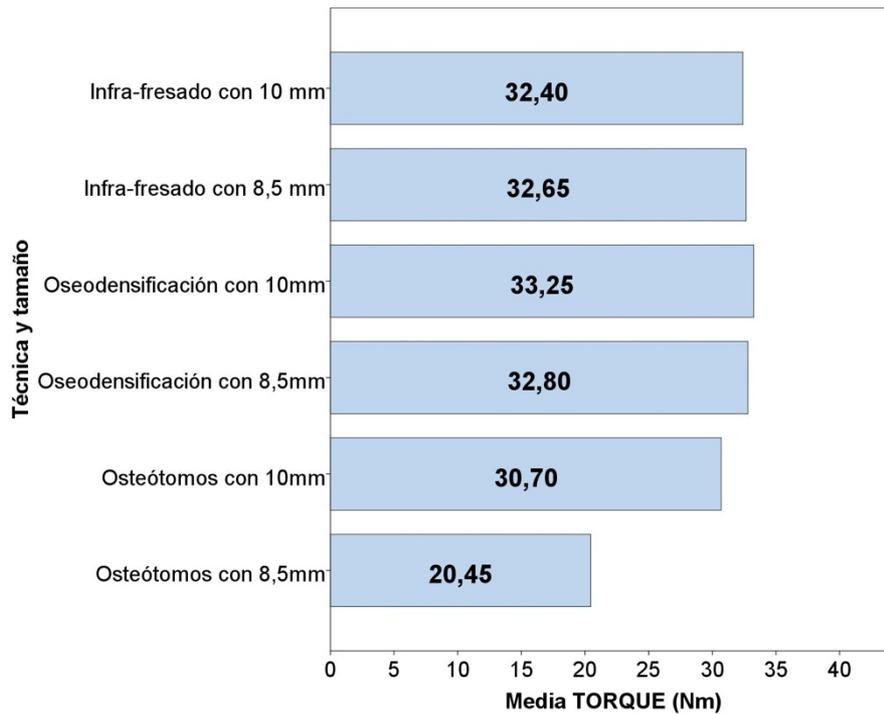


Figura 7. Medias de torque según longitud y técnica de preparación.

Se observó diferencias en cuanto a las medias de los grupos, a las cuales se aplicó la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis para ver si estas diferencias son estadísticamente significativas. Se utilizó esta prueba para comparar las diferentes medias ya que los valores siguen una distribución anormal. Se presentan los resultados en la tabla 15.

Tabla 15. Estadísticos de contraste<sup>a,b</sup>, torque según longitud y técnica de preparación.

	TORQUE
Chi-cuadrado	15,514
gl	5
p-valor	0,008

a. Prueba de Kruskal-Wallis.

b. Variable de agrupación: técnica y tamaño.

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Kruskal-Wallis fue 0,008, menor que 0,05. Por lo tanto, se encontraron evidencias estadísticas para decir que existe relación entre el torque y la combinación de técnica de preparación y tamaño del

implante, es decir, se encontró evidencias para decir que existen diferencias significativas entre los valores de torque de al menos una de las tres muestras. Para analizar las diferencias de las muestras, se aplicó la prueba de dos a dos de Mann-Whitney y se presentan los resultados en la tabla 16.

Tabla 16. Comparación de dos a dos de torque según técnica y longitud con prueba de Mann-Whitney.

Técnica y tamaño (I)	Técnica y tamaño (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	p-valor	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Infra-fresado con 10 mm	Infra-fresado con 8,5 mm	-0,250	4,104	0,841	-12,55	12,05
	Oseodensificación con 10 mm	-0,850	4,104	0,659	-13,15	11,45
	Oseodensificación con 8,5 mm	-0,400	4,104	0,820	-12,70	11,90
	Osteótomos de 10 mm	1,700	4,104	0,445	-10,60	14,00
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>11,950*</b>	<b>4,104</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>-0,35</b>	<b>24,25</b>
Infra-fresado con 8,5 mm	Oseodensificación con 10 mm	-0,600	4,104	0,779	-12,90	11,70
	Oseodensificación con 8,5 mm	-0,150	4,104	0,925	-12,45	12,15
	Osteótomos de 10 mm	10,950	4,104	0,718	-10,35	14,25
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>12,200*</b>	<b>4,104</b>	<b>0,003</b>	<b>-0,10</b>	<b>24,50</b>
Oseodensificación con 10mm	Oseodensificación con 8,5 mm	0,450	4,104	0,799	-11,85	12,75
	Osteótomos de 10 mm	2,550	4,104	0,620	-9,75	14,85
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>12,800*</b>	<b>4,104</b>	<b>0,009</b>	<b>0,50</b>	<b>25,10</b>
Oseodensificación con 8,5mm	Osteótomos de 10 mm	2,100	4,104	0,414	-10,20	14,40
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>12,350*</b>	<b>4,104</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,05</b>	<b>24,65</b>
Osteótomos de 10mm	Osteótomos con 8,5 mm	<b>10,250*</b>	<b>4,104</b>	<b>0,017</b>	<b>-2,05</b>	<b>22,55</b>

\*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Los p-valores de las pruebas de Mann-Whitney de la combinación de la técnica de los osteótomos con implante de 8,5 mm con las otras combinaciones fueron menores de 0,05, por lo que se encontraron evidencias estadísticas de diferencias entre los valores de este grupo y los valores de los otros grupos. De esta manera se puede concluir que los valores de torque de la combinación de la técnica de los osteótomos con implante de 8,5 mm son significativamente menores que los del resto de combinaciones de técnica y tamaño del implante.

Para el resto de las comparaciones no se encontraron evidencias de diferencias estadísticamente significativas.

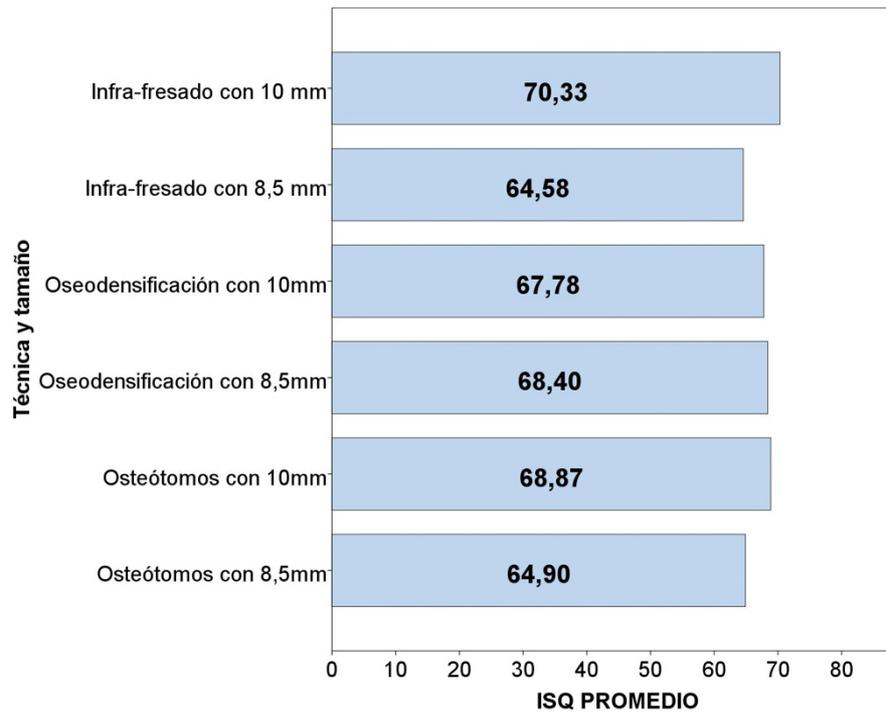
### 8.3.2. Valores de ISQ en función de la técnica de preparación y del tamaño del implante

En función de la técnica de preparación y del tamaño del implante se obtuvieron los resultados para el ISQ presentados en la tabla 17.

Tabla 17. ISQ según la técnica y longitud de implante.

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Infra-fresado con 10 mm	20	70,33	3,192	0,714	68,83	71,82	62,5	75,0
Infra-fresado con 8,5 mm	20	64,58	9,347	2,090	60,20	68,95	39,0	76,0
Oseodensificación con 10 mm	20	67,78	6,178	1,381	64,88	70,67	56,0	79,0
Oseodensificación con 8,5 mm	20	68,40	3,803	0,850	66,62	70,18	59,0	76,0
Osteótomos de 10 mm	20	68,88	4,466	0,999	66,78	70,97	58,0	74,0
Osteótomos con 8,5 mm	20	64,90	5,256	1,175	62,44	67,36	55,0	71,5
Total	120	67,47	5,996	0,547	66,39	68,56	39,0	79,0

En el caso de la combinación de infra-fresado con implante de 10 mm el ISQ medio fue de  $70,33 \pm 1,49$ , para el infra-fresado con implante fue de 8,5 mm de  $64,58 \pm 4,37$ , para la oseodensificación con implante de 10 mm fue de  $67,78 \pm 2,89$ , para la oseodensificación con implante de 8,5 mm fue de  $68,40 \pm 1,78$ , para la de osteótomos con implante de 10 mm fue de  $68,88 \pm 2,09$  y por último para la de osteótomos con implante 8,5 mm fue de  $64,90 \pm 2,46$ . Se pueden apreciar de forma gráfica estos resultados en la figura 8.



**Figura 8.** Medias de ISQ según técnicas y longitud de implante.

Por poder observar algunas diferencias en cuanto a las medias de los grupos, se aplicó una prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis para ver si estas diferencias son estadísticamente significativas. Se describen los resultados en la tabla 18.

**Tabla 18.** Estadísticos de contraste<sup>a,b</sup>, ISQ según técnica y longitud.

	ISQ
Chi-cuadrado	14,967
gl	5
p-valor.	0,011

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: técnica y tamaño

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Kruskal-Wallis fue 0,011, menor que 0,05, por lo que se encontraron evidencias estadísticas para decir que existe relación entre el ISQ y la combinación de técnica de preparación y tamaño del implante. Es decir, se encontraron evidencias para decir que existen diferencias significativas entre los valores de torque de al menos una de las tres muestras. Para comparar estas diferencias se aplicó prueba de dos a dos de Mann-Whitney, se presenta en la tabla 19.

Tabla 19. Comparación dos a dos de ISQ según longitud y técnica.

Mann-Whitney						
(I) Técnica y tamaño	(J) Técnica y tamaño	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	p-valor	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Infra-fresado con 10 mm	Infra-fresado con 8,5 mm	<b>5,7500*</b>	<b>1,8155</b>	<b>0,007</b>	<b>,307</b>	<b>11,193</b>
	Oseodensificación con 10 mm	2,5500	1,8155	0,383	-2,893	7,993
	Oseodensificación con 8,5 mm	1,9250	1,8155	0,051	-3,518	7,368
	Osteótomos de 10 mm	1,4500	1,8155	0,478	-3,993	6,893
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>5,4250*</b>	<b>1,8155</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>-,018</b>	<b>10,868</b>
Infra-fresado con 8,5 mm	Oseodensificación con 10 mm	-3,2000	1,8155	0,355	-8,643	2,243
	Oseodensificación con 8,5 mm	-3,8250	1,8155	0,327	-9,268	1,618
	Osteótomos de 10 mm	-4,3000	1,8155	0,149	-9,743	1,143
	Osteótomos con 8,5 mm	-,3250	1,8155	0,602	-5,768	5,118
Oseodensificación con 10 mm	Oseodensificación con 8,5 mm	-0,6250	1,8155	0,947	-6,068	4,818
	Osteótomos de 10 mm	-1,1000	1,8155	0,620	-6,543	4,343
	Osteótomos con 8,5 mm	2,8750	1,8155	0,149	-2,568	8,318
Oseodensificación con 8,5 mm	Osteótomos de 10 mm	-,4750	1,8155	0,478	-5,918	4,968
	Osteótomos con 8,5 mm	<b>3,5000*</b>	<b>1,8155</b>	<b>0,035</b>	<b>-1,943</b>	<b>8,943</b>
Osteótomos de 10 mm	Osteótomos con 8,5 mm	<b>3,9750*</b>	<b>1,8155</b>	<b>0,008</b>	<b>-1,468</b>	<b>9,418</b>

\*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Al analizar las comparaciones en las cuales se obtienen p-valores menores que 0,05, se obtiene que los valores de ISQ del grupo de infra-fresado con implante de 10 mm son significativamente mayores que los del grupo de infra-fresado con implante de 8,5 mm y que los de los del grupo con oseodensificación e implante de 8,5 mm. Además, los valores de ISQ del grupo de los osteótomos con implante de 8,5 mm son significativamente menores que los de los del grupo de oseodensificación con implante de 8,5 mm y que los del grupo de los osteótomos e implante de 10 mm.

Para el resto de las comparaciones no se encontraron evidencias de diferencias estadísticamente significativas.



## 9. DISCUSIÓN

El presente estudio experimental proporciona información basada en evidencia estadística sobre la evaluación de la estabilidad primaria de implantes dentales en huesos animales de baja densidad colocados con técnica de oseodensificación comparado con técnicas de infra-fresado y osteótomos.

El objetivo de este estudio fue evaluar la estabilidad primaria conseguida en el momento de colocación según las diferentes técnicas de preparación y de forma secundaria, estudiar la influencia de la longitud del implante sobre la estabilidad y la combinación de la técnica con longitud del implante.

### 9.1. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación

En la literatura, está bien descrito que la estabilidad primaria de un implante dental es un factor clave para su éxito (6,10). Durante años se han investigado técnicas para conseguir alta estabilidad en el momento de la colocación del implante, de las cuales la oseodensificación es una nueva técnica prometedora.

En el presente estudio, la estabilidad primaria fue evaluada midiendo el torque del implante y el valor del ISQ en el momento de su colocación en hueso.

El análisis de los resultados revela que, estadísticamente, en base al torque de los 40 implantes colocados con cada técnica, existen diferencias significativas entre la estabilidad con técnica de osteótomos y las otras dos técnicas de oseodensificación e infra-fresado. Los valores obtenidos en los implantes con técnica de osteótomos fueron significativamente inferiores.

Tras medir el ISQ en el total de los 120 implantes colocados con las tres diferentes técnicas, no se encontraron diferencias significativas de valores de estabilidad de las tres muestras.

Estudios in-vitro similares encontraron diferencias más significativas. Barbera-Millán y cols (27) realizaron un estudio de comparación entre técnica de infra-fresado y oseodensificación con 55 implantes cónicos de 4 mm de anchura por 10 mm de longitud. Utilizaron tibias de cerdo para trabajar con hueso animales de baja densidad y

concluyeron que la técnica de oseodensificación permitía conseguir mayor torque e ISQ respecto a la de infra-fresado.

Cáceres y cols (23), en un estudio in-vitro encontraron tasas de estabilidad primaria superiores midiendo ISQ y torque en implantes colocados en tibias de cerdo. Sin embargo, este estudio, aunque similar, comparó la técnica de oseodensificación con un fresado convencional y no infra-fresado o osteótomos. Esta comparación permite alcanzar valores de estabilidad primaria con más diferencia entre los dos grupos ya que el fresado convencional no es una técnica propia para el aumento de estabilidad en el momento de la colocación.

La mayoría de los estudios similares solo compararon una técnica con la de oseodensificación mientras que, en el presente estudio, se confronta con otras dos.

Analizando los resultados del trabajo y comparándolos con la literatura y estudios parecidos, se puede destacar que la técnica de oseodensificación es una técnica que permite alcanzar tasas de estabilidad primaria tan altas o incluso mayores a técnicas de infra-fresado. Por lo tanto, en zonas de hueso de baja densidad, la oseodensificación se presentaría como una buena alternativa para aumentar la estabilidad primaria y superar límites del infra-fresado como descritos previamente.

### 9.2. Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante

Además de diferentes técnicas de preparación del lecho del implante dental, existen otros factores para aumentar su estabilidad primaria como es la longitud del propio implante. El presente estudio, compara valores de estabilidad primaria en implantes de 10 mm y de 8,5 mm.

Conforme al torque de los 60 implantes de cada grupo de longitud, no se encontraron diferencias con evidencia estadística.

Estos resultados se confortan con otros estudios in-vitro que obtuvieron resultados similares de estabilidad primaria en cuanto al torque del implante en el momento de su colocación.

Barros y cols (36) constataron que, comparando implantes de diferentes longitudes colocados en placas de poliuretano, el torque de inserción fue similar. Compararon implantes convencionales con implantes cortos y analizaron que la longitud del implante no tenía influencia sobre el torque ya que ambas fueron similares.

De Oliveira y cols (37), en un estudio in-vitro de comparación de estabilidad primaria con implantes de diferentes longitudes colocados en placas de poliuretano también llegaron a esta misma conclusión. No encontraron diferencias significativas entre implantes ya que llegaron a valores de torque equivalentes.

Sin embargo, según el análisis de valores de ISQ, el estudio reveló valores significativamente mayores en los grupos de 10 mm que los de 8,5 mm.

Barros y cols (36) demostraron también un incremento de los valores de ISQ en implantes más largos, en un estudio in-vitro en poliuretano comparando diferentes longitudes de implantes en bloques de poliuretano.

Raz y cols (38), en otro estudio sobre bloque de hueso artificial de poliuretano compararon implantes dentales de diferentes longitudes y midieron el torque. Los valores que analizaron mostraron un aumento significativo del valor del torque en grupo de implantes con mayor longitud.

### 9.3. Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante

A pesar de estudiar la influencia de la técnica y de la longitud de implante, el presente estudio también compara la estabilidad primaria lograda combinando técnica de preparación y tamaño del implante. Se establecieron un total de seis grupos combinando las tres técnicas con las dos longitudes de implantes.

Según los valores de torque obtenidas, se puede destacar que los valores obtenidos en los 20 implantes de 8,5 mm con preparación mediante osteótomos, los resultados fueron significativamente inferiores a las otras técnicas con otras longitudes. Para el resto de las comparaciones en los otros cinco grupos, no se encontraron evidencia de diferencias estadísticamente significativas.

En base a los valores de ISQ, la combinación de técnica y longitud del implante fue significativamente mayor mediante preparación con infra-fresado e implante de 10 mm que usando la misma técnica en implantes de 8,5 mm. También, se destacó que el uso de osteótomos con implantes de 8,5 mm obtuvo resultados significativamente menores que el grupo con implantes de 10 mm y del grupo con implantes de 10 mm colocados mediante oseodensificación.

Para el resto de las muestras estudiadas, no se encontró evidencia de diferencias estadísticamente significativas.

En base a la metodología seguida para el presente estudio, no se han encontrados durante el trabajo estudios similares que comparan las diferentes técnicas de preparación del lecho combinadas con diferentes longitudes de implantes.

#### 9.4. Limitaciones del estudio

Se presentaron resultados diferentes de estabilidad primaria comparando el torque obtenido y el ISQ, esto se puede explicar por las diferencias de mediciones de cada herramienta. El torque mide la resistencia a la rotación del implante, por la unión de fricción entre implante y hueso (15) mientras que el ISQ mide el ajuste y la congruencia entre el implante y el hueso en su longitud (15,16). Estas dos herramientas son útiles a la hora de medir estabilidad primaria, pero podrían revelar valores diferentes sobre todo en hueso de muy baja densidad como en el estudio ya que la resistencia que mide el torque podría verse disminuida mientras la unión implante/hueso del ISQ revelarse suficiente. En otros estudios, también se reveló diferencias entre mediciones de estabilidad entre torque e ISQ (38,39).

En cuanto al análisis de la influencia de la longitud del implante sobre la estabilidad primaria, los valores entre la medición del torque y del ISQ divergen. El torque mostró resultado sin relación entre la longitud y la estabilidad mientras que el ISQ presentó valores significativamente más altos en implantes de 10 mm. Al analizar esta diferencia entre las dos herramientas y comparándola con la literatura, se ve que existen estudios que encuentran los mismos resultados. Sin embargo, en aquellos

estudios, las diferencias de longitud entre los grupos de implantes que comparan son más importante. En el presente estudio, se comparan implantes con 1,5 mm de diferencia en lugar de varios milímetros como en otros estudios.

Durante la realización del estudio, se presentó el problema de densidad del hueso animal. Se usaron cortes de tibias fresco, sin embargo, durante el fresado, se encontraron zonas de hueso con muy baja densidad, muy blandas. Como se puede apreciar en el análisis de los cortes de CBCT de los huesos, en las imágenes 10 y 11, los valores se encontraron por debajo de 500 Hu, lo que, según Norton y cols (22), corresponde a un hueso maxilar posterior humano. Sin embargo, aunque correspondiente con una zona de baja densidad humana, los valores del hueso animal se encontraron inferiores a este valor y fueron de muy baja densidad.

Se observó que en general las muestras de hueso eran homogéneas en cuanto a la calidad de hueso, pero existían ciertas zonas heterogéneas en cuanto a la densidad. Este parámetro podría haber modificado algunos resultados a la hora de medir la estabilidad de los implantes. Babera-Millan y cols, (27), también destacaron esta falta de homogeneidad en cortes de tibias de cerdo.

Estudios adicionales reportaron este límite usando bloques de poliuretano de varias densidades (27).

Por estas razones y después de realizar el estudio y de analizar los resultados obtenidos, se presentaría como pertinente la realización del mismo estudio controlando la variabilidad de zonas de densidad dentro del mismo hueso o de la muestra. Un mismo estudio usando placa de poliuretano de densidad controlada y homogénea podría evitar confrontarse a este problema.

Además, sería interesante estudiar la técnica de oseodensificación en base a otras variables a parte de la estabilidad primaria. Es una técnica que permite condensar el hueso en las paredes del lecho y estudios mostraron una posibilidad de aumento de anchura en crestas alveolares estrechas usando esta técnica (30).

Mas allá, según la literatura, la técnica de oseodensificación, además del aumento de estabilidad permite expandir sitios de osteotomía tanto en vertical como

en horizontal y en ciertos casos de puede usar como alternativa para elevaciones de seno indirectas o transcrestal (40).

En cuanto a aspectos histológico, la oseodensificación, es una técnica que presentaría también ventajas adicionales frente a protocolos convencionales. Mullings y cols (25), en un estudio in vitro sobre huesos bovinos de baja densidad, compararon la oseodensificación con la técnica de fresado convencional para un posterior análisis histológico con el fin de evaluar la calidad de la cicatrización y la osteointegración de los implantes. Descubrieron que el grupo preparado mediante oseodensificación mostraba una formación ósea con una arquitectura trabecular más densa. En cambio, en el otro grupo, la cicatrización era menos avanzada y presentaba una arquitectura menos organizada. En cuanto al análisis histológico, el primer grupo reveló un aumento significativo en la cantidad de hueso neoformado. Los autores sugieren que la oseodensificación puede favorecer una cicatrización ósea más rápida y una mejor osteointegración, ya que esta técnica parece crear un entorno propicio para la formación ósea al comprimir y densificar el hueso existente. Por otro lado, las técnicas de perforación convencionales pueden provocar una degradación de la arquitectura trabecular y una cicatrización ósea menos avanzada.



## 10. CONCLUSIONES

### Conclusión principal

1. El uso de la técnica de osteótomos reveló resultados de torque inferiores a las otras técnicas. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los otros grupos según la técnica de preparación del lecho del implante.

### Conclusiones secundarias

2. Los implantes con longitud de 10 mm evidenciaron ISQ mayor que los implantes de 8,5 mm. No se encontró diferencias de torque entre las longitudes.
3. La combinación de implantes de 8,5 mm colocados con osteótomos reveló un torque significativamente inferior. En técnicas de infra-fresado con implante de 10 mm, el ISQ fue superior a implantes de 8,5 mm usando la misma técnica y el uso de osteótomos con implantes de 8,5 mm se reveló inferior a implantes de 10 mm y al uso de oseodensificación con implantes de 10 mm. Para el resto de los grupos se encontraron diferencias significativas.



## 11. BIBLIOGRAFÍA

1. Gaspar J, Proença L, Botelho J, Machado V, Chambrone L, Neiva R, et al. Implant Stability of Osseodensification Drilling Versus Conventional Surgical Technique: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(6):1104–10.
2. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindstrom J. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthop scand*. 1981;52:155–70.
3. Gaikwad AM, Joshi AA, Nadgere JB. Biomechanical and histomorphometric analysis of endosteal implants placed by using the osseodensification technique in animal models: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2020;61–70.
4. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, Xhajanka E, Romeo DM, Romeo M, et al. The effectiveness of osseodensification drilling protocol for implant site osteotomy: A systematic review of the literature and meta-analysis. *Materials*. 2021;14.
5. Oliveira PGFP de, Bergamo ETP, Neiva R, Bonfante EA, Witek L, Tovar N, et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation: A study in sheep. *Materials Science and Engineering C*. 2018;90:300–7.
6. Padhye NM, Padhye AM, Bhatavadekar NB. Osseodensification — A systematic review and qualitative analysis of published literature. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. Elsevier B.V.; 2020;10:375–80.
7. Lars Hjalmarsson, Maryam Gheisarifar, Torsten Jemt. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. *Eur J Oral Implantol*. 2016;9:156–62.
8. Pai U, Rodrigues S, Talreja K, Mundathaje M. Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(3):196.
9. Lahens B, Lopez CD, Neiva RF, Bowers MM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface

- treatments: A study in sheep. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2019;107(3):615–23.
10. Ana Sánchez Samas. ¿Qué es el cociente de estabilidad del implante? *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica.* 2010;12(3):257–64.
  11. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in Implant Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Implant Dent.* 2019;28(3):306–12.
  12. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399–410.
  13. Mavrogenis A, Dimitriou R, Parvizi J, Babis G. Biology of implant osseointegration. *Journal Musculoskelet Neuronal Interaction.* 2009;9(2):61–71.
  14. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. Vol. 79, *Periodontology* 2000. Blackwell Munksgaard; 2019:178–89.
  15. Norton M. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):849–57.
  16. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:261–7.
  17. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED, et al. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2021;23(3):317–28.
  18. Aloorer S, Shetty M, Hegde C. Effect of Osseodensification on Bone Density and Crestal Bone Levels: A Split-mouth Study. *Journal of Contemporary Dental Practice.* 2022;23(2):162–8.
  19. Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *J Prosthet Dent.* 1998;79(1):43–8.
  20. de Elío Oliveros J, del Canto Díaz A, del Canto Díaz M, Orea CJ, del Canto Pingarrón M, Calvo JS. Alveolar bone density and width affect primary implant stability. *Journal of Oral Implantology.* 2020;46(4):389–95.

21. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(88).
22. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res*. 2001;12:79–84.
23. Cáceres F, Troncoso C, Silva R, Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020;10(4):625–8.
24. Delgado-Ruiz R, Gold J, Marquez TS, Romanos G. Under-drilling versus hybrid osseodensification technique: Differences in implant primary stability and bone density of the implant bed walls. *Materials*. 2020;13(2).
25. Mullings O, Tovar N, Abreu de Bortoli JP, Parra M, Torroni A, Coelho PG, et al. Osseodensification Versus Subtractive Drilling Techniques in Bone Healing and Implant Osseointegration: Ex Vivo Histomorphologic/Histomorphometric Analysis in a Low-Density Bone Ovine Model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(5):903–9.
26. Hindi AR, Bede SY. The effect of osseodensification on implant stability and bone density: A prospective observational study. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(5):474–8.
27. Barberá-Millán J, Larrazábal-Morón C, Enciso-Ripoll JJ, Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D, Gómez-Adrián MD. Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, osseodensification: An in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2021;26(3):361–7.
28. Almutairi AS, Walid MA, Alkhodary MA. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability. *F1000Res*. 2018;5(7).
29. Sultana A, Makkar S, Saxena D, Wadhawan A, Kusum C. To compare the stability and crestal bone loss of implants placed using osseodensification and traditional drilling protocol: A clinicoradiographical study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(1):45–51.
30. Yeh YT, Chu TM, Blanchard S, Hamada Y. Effects on Ridge Dimensions, Bone Density, and Implant Primary Stability with Osseodensification Approach in

- Implant Osteotomy Preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(3):474–84.
31. Summers R. A new concept in maxilar implant surgery: The osteotome technique. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1994;15(2):152–60.
  32. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia J de A, de Uzeda MJPG, Mourão CF de AB, et al. Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep*. 2021;11(1).
  33. Ramamoorthi M, Bakkar M, Jordan J, D. Tran S. Osteogenic Potencial of Dental Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Systematic Review Using Modified ARRIVE and CONSORT Guidelines. *Stem Cells Int*. 2015.
  34. Sweden-Martina. *Shelta manual quirúrgico*. 2016.
  35. Versah. *Densah bur & Versah guided surgery system instructions for use*. Brochure. 2019.
  36. Barros LAB, da Silva CF, Camargos G de V, Jr EM, de Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB. In vitro evaluation of the influence of bone cortical thickness on the primary stability of conventional- and short-sized implants. *J Clin Exp Dent*. 2022;14(2):138–43.
  37. De Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB, Barros LAB, Queiroz TP, Marcantonio E. In vitro evaluation of the primary stability of short and conventional implants. *Journal of Oral Implantology*. 2016;42(6):458–63.
  38. Raz P, Meir H, Levartovsky S, Sebaoun A, Beitlitum I. Primary Implant Stability Analysis of Different Dental Implant Connections and Designs—An In Vitro Comparative Study. *Materials*. 2022;15(9).
  39. Bavetta G, Bavetta G, Randazzo V, Cavataio A, Paderni C, Grassia V, et al. Clinical Study A Retrospective Study on Insertion Torque and Implant Stability Quotient (ISQ) as Stability Parameters for Immediate Loading of Implants in Fresh Extraction Sockets. 2019.
  40. Bhalla N, Dym H. Update on Maxillary Sinus Augmentation. Vol. 65, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2021;197–210.



## 12. ANEXOS

Escala modificada ARRIVE & CONSORT (33) para estudios in-vitro.

Item	Description	Page
1	Title	1
2	Abstract: either a structured summary of background, research objectives, key experiment methods, principal fundings, and conclusion of the study or self-contained (should contain enough information to enable a good understanding of the rationale for the approach)	9
3	Introduction: background, experimental approach, and explanation of rational/hypothesis	13 – 25
4	Introduction; preprimary and secondary objectives for the experiments (specific primary/secondary objectives)	29
5	Methods: study design explained number of experimental and control groups, steps to reduce bias (demonstrating the consistency for the experiment (done more than one), sufficient detail for replication, blinding evaluation, etc).	31
6	Methods: precise details of experimental procedure (i.e., how, when, where and why)	37 - 44
7	Methods: how sample size was determined (details of control and experimental group) and sample size calculation	-
8	Methods: details of statistical methods and analysis (statistical methods used to compare groups)	45
9	Results: explanation for any excluded data, results of each analysis with a measure of precision as standard deviation or standard error or confidence interval	47 - 66
10	Discussion: interpretation/scientific implications, limitations, and generalizability/translation	68 - 73
11	Statement of potential conflicts and funding disclosure	-
12	Publication in a peer-review journal	-



**PRIMARY STABILITY EVALUATION OF DENTAL IMPLANTS USING DIFFERENT  
PREPARATION TECHNIQUES IN LOW-DENSITY BONES: AN EX VIVO STUDY IN ANIMAL  
MODEL.**

**Authors:**

**Florent Lazaro<sup>1</sup>, Alberto Molina Palomero<sup>2</sup>**

*<sup>1</sup> 5th year student of the Dentistry degree at the European University of Valencia,  
Valencia, Spain.*

*<sup>2</sup> Professor, European University of Valencia, Faculty of Health Sciences, Department of  
Dentistry, Valencia, Spain.*

**Correspondence:**

Alberto Molina Palomero

Paseo Alameda 7, Valencia

46010, Valencia

[alberto.molina@universidadeuropea.es](mailto:alberto.molina@universidadeuropea.es)

## **Abstract:**

**Introduction:** Primary stability is a key parameter for the proper osseointegration of a dental implant and its long-term success. Among the various factors influencing stability, the drilling technique is one of the primary ones. The aim of this study was to evaluate the primary stability of implants placed in low-density bones using osseodensification compared to an under-drilling protocol and osteotomes, as well as to investigate the influence of implant length and the combined technique with implant size.

**Materials and methods:** A total of 120 implant bed osteotomies were performed on pig tibia sections using three techniques: osseodensification, under-drilling, and osteotomes. Subsequently, implants with a diameter of 4.25 mm and lengths of 8.5 mm and 10 mm were placed. Primary stability was measured using implant insertion torque and ISQ (Implant Stability Quotient).

**Results:** The results showed that the use of the osteotome technique resulted in lower implant insertion torque compared to the other techniques. No significant differences were found among the other groups based on the implant bed preparation technique. Regarding implant length, the 10 mm group exhibited higher ISQ values, but no significant torque differences were observed. The study of the combination of length and technique showed superior results for undersized drilling with 10 mm implants and inferior results for osteotomes with 8.5 mm implants. The other groups did not show significant differences.

**Conclusion:** Although a higher rate of primary stability was not achieved with the osseodensification technique, it can be considered as a promising technique because it allows achieving rates equal to under-drilling, increasing bone density around the implant, increasing alveolar ridge dimensions, and surpassing the limitations of other techniques.

**Keywords:** Low density bone, Dental implant, Osseodensification, Under-drilling, Osteotome, Implant primary stability.

## **Introduction:**

In recent years, dental implant-based rehabilitation of partial or complete edentulism has become the standard treatment (1–3) with a success rate of over 90% (4) at 10 years post-placement. This success rate is influenced by various factors, including the patient (4–6), the implant (4,6,7), and the surgical technique employed (3,4,6,7). All these factors affect implant osseointegration, which is defined as the direct structural and functional connection between the bone and implant surface (3,4,8,9). Primary or mechanical stability of an implant is crucial for its proper osseointegration and long-term success (1,3–6). It is a mechanical parameter achieved at the time of implant insertion through the friction between the implant surface and the bone (1,5,6,10,11). Two tools provide objective values regarding this degree of stability: insertion torque (IT), which reveals the resistance to implant rotation due to the frictional bond with the bone (12), and the Implant Stability Quotient (ISQ), based on resonance frequency analysis (13), which indicates the axial rigidity of the implant in the bone and its fit congruency (12). Primary stability can be affected by bone quality and density (5), especially in areas classified as quality 3 or 4 according to Lekholm and Zarb (14). These bone zones, associated with densities below 850 Hounsfield units (15), negatively influence the implant-bone contact, resulting in low primary stability (7) that can compromise implant osseointegration (16). To compensate for the lack of bone density, osteotomy techniques have been modified to achieve greater primary stability. Under-drilling involves preparing the implant bed with a drill diameter smaller than the implant diameter (17). However, this protocol creates a high degree of mechanical bone stress, which can generate heat and necrosis (18) and involves bone removal (18). The osteotome technique involves compressing the trabecular bone laterally and apically to the implant bed (18) to increase bone density and prevent its removal (19,20). However, it can lead to surgical trauma from hammer impact (1,20), patient dizziness, or accidental fractures (1). To overcome the drawbacks of these techniques, osseodensification was introduced as a non-subtractive preparation technique using counterclockwise-rotating drills (3,21). It promotes bone preservation and compaction along the osteotomy wall (1,3,11,20–22). Osseodensification combines the advantages of osteotomes, such as the speed and tactile control of the drills, allowing for bone densification and compaction (20,21). The aim of this study is to evaluate the primary stability of dental implants placed in low-

density bone using the osseodensification technique compared to under-drilling and osteotomes. Secondly, we aim to assess the influence of implant length on primary stability and the combination of preparation technique with implant size.

## **Materials and Methods:**

### Study Design:

A cross-sectional experimental study was conducted on pig tibia sections (Maxylar®, Girona, Spain), which are low-density bones with properties similar to low-density human maxillary bone (type D4, according to the classification by Lekholm and Zarb (14)). Prior to performing the osteotomies, a CBCT scan of a bone section was taken to determine its density (Hounsfield units) and approximate it to the bone density of the posterior region of the human maxilla. The analysis revealed densities ranging from 80 to 297 HU, which were comparable or even below those of the posterior maxilla. The study was conducted at the Dental Clinic of the European University of Valencia. All measurements in the study were performed by the same operator.

### Drilling Systems and Implant Placement:

A total of 120 osteotomies were performed, divided into three groups of 40 each: a control group in which the osteotomies were performed using an under-drilling technique, a second experimental group in which osseodensification was performed, and a third experimental group using osteotomes. In each bone section, as shown in Image 1, two osteotomies were performed with each of the three techniques to place two different implant lengths using the three bed preparation protocols. The osteotomies were performed following the manufacturer's instructions for D3 and D4 bone. First, conventional drills were used following an under-drilling protocol (23), in the following order, at 900 revolutions under saline irrigation: lance drill (FS-230), pilot drill (FPT3-200-2XS), intermediate drill (FG-200/280XS), and final drill (SH-FK380-100). Second, osseodensification drills (24), visible in Image 2, were used in the following order, at 1400 revolutions under saline irrigation: pilot drill, VT 1828 drill (2.3), VT 2838 drill (3.3). Lastly, concave osteotomes were used in the following order: lance drill, osteotome with diameters ranging from 2 to 2.5 mm, 2.5 to 3 mm, 3 to 3.5 mm, and 3.5

to 4 mm. Following the osteotomies, implants with a diameter of 4.25 mm and lengths of 8.5 mm and 10 mm (Sweden&Martina Shelta Tapered, SH-ZT-425-100 and SH-ZT-425-085) were placed within each group. Twenty implants of each length were placed within each group.

#### Measurement of Primary Stability:

Simultaneously with the implant placement, both insertion torque (N.cm) using an implant motor and ISQ (Implant Stability Quotient) using an Osstell Beacon (W&H, Göteborg, Sweden) and its corresponding Smartpeg (Type 32) were measured.

#### Statistical Analysis:

The statistical analysis was performed using SPSS 23 software with a confidence level of 95%, and a probability value  $<0.05$  was considered statistically significant. The data were analyzed based on whether the distribution met the criteria for normality, which was assessed using the Shapiro-Wilk test. Non-parametric tests such as Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests were used to examine the relationship between variables.

#### Results:

##### Implant stability based on the preparation technique:

For the under-drilling technique, the mean torque was  $32.35 \pm 3.88$ , for osseodensification it was  $33.03 \pm 4.19$ , and for the osteotome technique it was  $25.58 \pm 4.53$ . As shown in Table 1, there were significant differences between the torque values of implants using the osteotome technique compared to the other two techniques. There was no statistically significant difference in torque values between the under-drilling and osseodensification techniques. For the under-drilling technique, the mean ISQ was  $67.45 \pm 2.39$ , for osseodensification it was  $68.09 \pm 1.62$ , and for the osteotome technique it was  $66.89 \pm 1.67$ . As shown in Table 1, there was no significant difference in ISQ values among the three techniques.

Implant stability based on implant length:

For 10 mm implants, the mean torque was  $32.12 \pm 3.43$ , and for 8.5 mm implants, it was  $28.63 \pm 3.51$ . As shown in Table 1, there was no statistical evidence to indicate a relationship between torque and implant length. For 10 mm implants, the mean ISQ was  $68.99 \pm 1.24$ , and for 8.5 mm implants, it was  $65.96 \pm 1.73$ . As shown in Table 1, there were significant differences, with higher ISQ values observed for 10 mm implants.

Implant stability based on preparation technique and implant size:

For the combination of under-drilling technique with a 10 mm implant, the mean torque was  $32.40 \pm 4.55$ . For under-drilling technique with an 8.5 mm implant, it was  $32.65 \pm 6.74$ . For osseodensification technique with a 10 mm implant, it was  $32.80 \pm 7.16$ . For osseodensification technique with an 8.5 mm implant, it was  $20.70 \pm 5.09$ . For the osteotome technique with a 10 mm implant, it was  $20.45 \pm 6.84$ . Lastly, for the osteotome technique with an 8.5 mm implant, it was  $30.38 \pm 5.57$ . As shown in Table 1, the torque values of the combination of the osteotome technique with an 8.5 mm implant were significantly lower than the other combinations of technique and implant size. No statistically significant differences were found for the other comparisons.

For the combination of under-drilling technique with a 10 mm implant, the mean ISQ was  $70.33 \pm 1.49$ . For under-drilling technique with an 8.5 mm implant, it was  $64.58 \pm 4.37$ . For osseodensification technique with a 10 mm implant, it was  $67.78 \pm 2.89$ . For Osseodensification technique with an 8.5 mm implant, it was  $68.40 \pm 1.78$ . For the osteotome technique with a 10 mm implant, it was  $68.88 \pm 2.09$ . Lastly, for the osteotome technique with an 8.5 mm implant, it was  $64.90 \pm 2.46$ . As shown in Table 1, when analyzing comparisons with p-values less than 0.05, the ISQ values of the under-drilling group with a 10 mm implant were significantly higher than the under-drilling group with an 8.5 mm implant and the osseodensification group with an 8.5 mm implant. Additionally, the ISQ values of the osteotome group with an 8.5 mm implant were significantly lower than the osseodensification group with an 8.5 mm implant and the osteotome group with a 10 mm implant. No statistically significant differences were found for the other comparisons.

## **Discussion:**

### **Implant stability based on preparation technique:**

The analysis of the results reveals that the torque obtained with the use of osteotomes was significantly lower than the other two techniques. However, after measuring the ISQ in the 120 implants, no significant differences were found among the three groups. Similar in vitro studies have found more significant differences. Barbera-Millán et al. (20), in a similar study, concluded that the osseodensification technique achieved higher torque and ISQ compared to under-drilling preparation. Cáceres et al. (21) also found higher rates of primary stability based on ISQ and torque. However, this study, although similar, compared the osseodensification technique with conventional drilling rather than under-drilling preparation. This comparison allows for greater differences in primary stability values, as conventional drilling is not a technique designed for increasing primary stability. Most similar studies only compared one technique with osseodensification, while in the present study, it is compared with two other techniques. Therefore, it can be highlighted that osseodensification allows achieving primary stability rates as high as, or even higher than, under-drilling preparation. Consequently, in low-density bone, it would present a good alternative to increase primary stability and overcome the limitations of under-drilling preparation.

### **Implant stability based on implant length:**

In both groups of implant length, no differences in primary stability were found based on torque. Barros et al. (25), in a study on polyurethane plates, found that with different implant lengths, the insertion torque was similar. De Oliveira et al. (26), in a similar in vitro study, also reached the same conclusion. However, according to the analysis of ISQ values, the study revealed significantly higher values in the 10 mm groups compared to the 8.5 mm groups. Barros et al. (25) reached the same result in their study, and Raz et al. (27) found an increase in torque values in long implants.

### **Implant stability based on preparation technique and implant size:**

The torque values obtained in the 8.5 mm implants prepared with osteotomes showed significantly lower results compared to the other techniques with different lengths. For

the rest of the comparisons, no significant differences were found. Based on ISQ values, the combination of under-drilling preparation with 10 mm implants achieved higher stability than with 8.5 mm implants. It was also highlighted that with the use of osteotomes, the 8.5 mm implants obtained inferior results compared to the 10 mm implants and the osseodensification technique combined with 10 mm implants. No similar studies comparing different preparation techniques combined with different implant lengths were found.

#### Limitations of the study:

When comparing the results of primary stability between torque and ISQ, differences were observed, which can be explained by the different measurements of each tool. Torque measures the resistance to implant rotation (12), while ISQ measures the congruence between the implant and the bone in its length (12). This difference can be particularly noticeable in low-density bones where the implant resistance may decrease while the degree of osseointegration remains normal. Other studies have also revealed differences between stability measurements using torque and ISQ (27,28).

Regarding the analysis of the influence of implant length on primary stability, the values between torque measurement and ISQ diverge. Studies have shown more significant differences, but in this study, the comparison is only made with a 1.5 mm difference. During the study, despite the homogeneity of the samples, areas of very low-density bone were found, which could have influenced some results. Barbera-Millan et al. (20) also highlighted this lack of homogeneity in pig tibia sections. Therefore, it would be relevant to conduct the same study while controlling for density variability or using polyurethane plates with controlled density. Additionally, it would be interesting to investigate osseodensification based on variables other than primary stability. Osseodensification is a technique that allows for bone compaction in the walls of the osteotomy site, and studies have shown its potential for increasing ridge width in narrow alveolar crests (29) or as an alternative for indirect or transcrestal sinus lifts (30).

## **Bibliography:**

1. Gaspar J, Proença L, Botelho J, Machado V, Chambrone L, Neiva R, et al. Implant Stability of Osseodensification Drilling Versus Conventional Surgical Technique: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(6):1104–10.
2. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindstrom J. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthop scand*. 1981;52:155–70.
3. Oliveira PGFP de, Bergamo ETP, Neiva R, Bonfante EA, Witek L, Tovar N, et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation: A study in sheep. *Materials Science and Engineering C*. 2018;90:300–7.
4. Padhye NM, Padhye AM, Bhatavadekar NB. Osseodensification — A systematic review and qualitative analysis of published literature. Vol. 10, *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. Elsevier B.V.; 2020:375–80.
5. Pai U, Rodrigues S, Talreja K, Mundathaje M. Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(3):196.
6. Ana Sánchez Samas. ¿Qué es el cociente de estabilidad del implante? *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2010;12(3):257–64.
7. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in Implant Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Implant Dent*. 2019;28(3):306–12.
8. Mavrogenis A, Dimitriou R, Parvizi J, Babis G. Biology of implant osseointegration. *Journal Musculoskelet Neuronal Interaction*. 2009;9(2):61–71.
9. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. Vol. 79, *Periodontology 2000*. Blackwell Munksgaard; 2019:178–89.
10. Gaikwad AM, Joshi AA, Nadgere JB. Biomechanical and histomorphometric analysis of endosteal implants placed by using the osseodensification technique in animal models: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2020;61–70.
11. Lahens B, Lopez CD, Neiva RF, Bowers MM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface treatments: A study in sheep. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2019;107(3):615–23.
12. Norton M. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):849–57.
13. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*. 1996;7:261–7.
14. Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):43–8.
15. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res*. 2001;12:79–84.

16. Aloorcker S, Shetty M, Hegde C. Effect of Osseodensification on Bone Density and Crestal Bone Levels: A Split-mouth Study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(2):162–8.
17. Delgado-Ruiz R, Gold J, Marquez TS, Romanos G. Under-drilling versus hybrid osseodensification technique: Differences in implant primary stability and bone density of the implant bed walls. *Materials*. 2020;13(2).
18. Sultana A, Makkar S, Saxena D, Wadhawan A, Kusum C. To compare the stability and crestal bone loss of implants placed using osseodensification and traditional drilling protocol: A clinicoradiographical study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(1):45–51.
19. Hindi AR, Bede SY. The effect of osseodensification on implant stability and bone density: A prospective observational study. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(5):474–8.
20. Barberá-Millán J, Larrazábal-Morón C, Enciso-Ripoll JJ, Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D, Gómez-Adrián MD. Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, osseodensification: An in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2021;26(3):361–7.
21. Cáceres F, Troncoso C, Silva R, Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020;10(4):625–8.
22. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia J de A, de Uzeda MJPG, Mourão CF de AB, et al. Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep*. 2021;11(1).
23. Sweden-Martina. *Shelta manual quirúrgico*. 2016.
24. Versah. *Densah bur & Versah guided surgery system instructions for use*. Brochure. 2019.
25. Barros LAB, da Silva CF, Camargos G de V, Jr EM, de Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB. In vitro evaluation of the influence of bone cortical thickness on the primary stability of conventional- and short-sized implants. *J Clin Exp Dent*. 2022;14(2):138–43.
26. De Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB, Barros LAB, Queiroz TP, Marcantonio E. In vitro evaluation of the primary stability of short and conventional implants. *Journal of Oral Implantology*. 2016;42(6):458–63.
27. Raz P, Meir H, Levartovsky S, Sebaoun A, Beitlitum I. Primary Implant Stability Analysis of Different Dental Implant Connections and Designs—An In Vitro Comparative Study. *Materials*. 2022;15(9).
28. Bavetta G, Bavetta G, Randazzo V, Cavataio A, Paderni C, Grassia V, et al. Clinical Study A Retrospective Study on Insertion Torque and Implant Stability Quotient (ISQ) as Stability Parameters for Immediate Loading of Implants in Fresh Extraction Sockets. 2019.
29. Yeh YT, Chu TM, Blanchard S, Hamada Y. Effects on Ridge Dimensions, Bone Density, and Implant Primary Stability with Osseodensification Approach in Implant Osteotomy Preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(3):474–84.
30. Bhalla N, Dym H. Update on Maxillary Sinus Augmentation. Vol. 65, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2021:197–210.

## Conflicts of Interest

No conflicts of interest were reported by the authors. The implants and conventional Sweden&Martina Shelta drill kit materials were provided by Sweden-Martina (Suecia&Martina Spa, Due Carrare, Italy). The authors did not receive any financial funding for conducting the study.

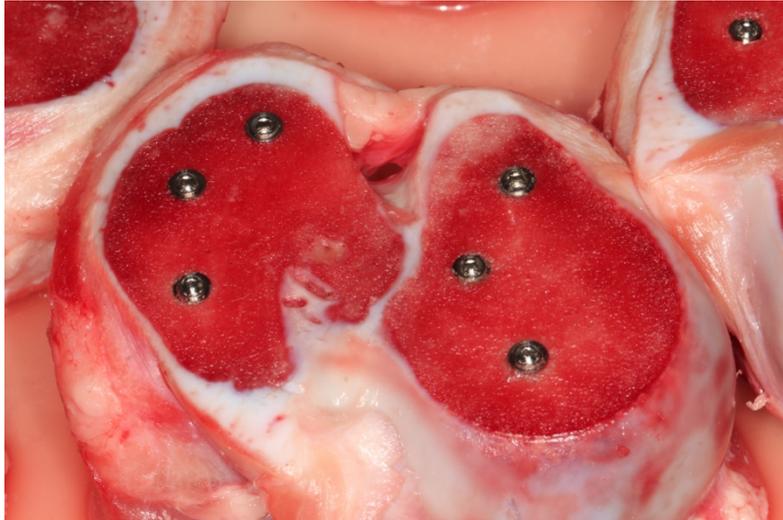
**Table 1.** Summary of mean values of primary stability according to implant length and preparation technique.

Technique	Implant	Torque	ISQ
Under-drilling	8,5 mm	32,65 ± 6,74	64,58 ± 4,37
	10 mm	32,40 ± 4,55	70,33 ± 1,49
	All	32,35 ± 3,88	67,5 ± 2,39
Osseodensification	8,5 mm	20,70 ± 5,09	68,40 ± 1,78
	10 mm	32,80 ± 7,16	67,78 ± 2,89
	All	33,03 ± 4,19	68,09 ± 1,62
Osteotomes	8,5 mm	20,45 ± 6,84	64,90 ± 2,46
	10 mm	30,38 ± 5,57	68,88 ± 2,09
	All	25,58 ± 4,53	66,89 ± 1,67
All techniques	8,5 mm	28,63 ± 3,51	65,96 ± 1,73
	10 mm	32,12 ± 3,43	68,99 ± 1,24

**Image 1.** Surgical kit of Densah drills.



Imagen 2. Distribution of implants placed according to technique and length.



**EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA EN IMPLANTES DENTALES, MEDIANTE  
DIFERENTES TÉCNICAS DE PREPARACIÓN, EN HUESOS DE BAJA DENSIDAD: UN  
ESTUDIO EX VIVO EN MODELO ANIMAL.**

**Autores:**

**Florent Lazaro<sup>1</sup>, Alberto Molina Palomero<sup>2</sup>**

*<sup>1</sup> Estudiante de 5º curso de Odontología en la Universidad Europea de Valencia,  
Valencia, España.*

*<sup>2</sup> Profesor, Universidad Europea de Valencia, Facultad de Ciencias de la Salud,  
Departamento de Odontología, Valencia, España*

**Correspondencia:**

Alberto Molina Palomero

Paseo Alameda 7, Valencia

46010, Valencia

[alberto.molina@universidadeuropea.es](mailto:alberto.molina@universidadeuropea.es)

## **Resumen:**

**Introducción:** La estabilidad primaria es un parámetro clave para la correcta osteointegración de un implante dental y su éxito a largo plazo. De los diferentes factores que influyen en la estabilidad, la técnica de fresado es uno de los principales. El objetivo fue evaluar la estabilidad primaria de implantes colocados en huesos de baja densidad mediante oseodensificación frente a un protocolo de infra-fresado y osteótomos; así como estudiar la influencia de la longitud del implante y la influencia de la técnica combinada con el tamaño del implante.

**Material y método:** Se realizaron 120 osteotomías de lechos implantarios en cortes de tibias de cerdo utilizando tres técnicas: oseodensificación, infra-fresado y osteótomos. Posteriormente se colocaron implantes de 4,25 mm de diámetro y de 8,5 mm y 10 mm de longitud. La estabilidad primaria se midió con el torque de inserción del implante y el ISQ (Implant Stability Quotient).

**Resultados:** Los resultados mostraron que el uso de la técnica de osteótomos obtuvo torque de inserción inferior a las otras técnicas. No se encontraron diferencias significativas entre los otros grupos según la técnica de preparación del lecho del implante. En cuanto a la longitud de implantes, el grupo de 10 mm evidenciaron mayor ISQ, pero no diferencias de torque. El estudio de la combinación de longitud y técnica resultó superior en infra-fresado con implantes de 10 mm e inferior en osteótomos con 8,5 mm. Los otros grupos no obtuvieron diferencias significativas.

**Conclusión:** Aunque no se consiguió mayor tasa de estabilidad primaria con la técnica de oseodensificación, se puede considerar como una técnica prometedora porque permite alcanzar tasas iguales al infra-fresado, incrementar la densidad de hueso alrededor del implante, aumentar dimensiones de cresta alveolar y superar los límites de las otras técnicas.

**Palabras clave:** Low density bone, Dental implant, Osseodensification, Under-drilling, Osteotome, Implant primary stability.

## **Introducción:**

En los últimos años, la rehabilitación del edentulismo, parcial o completo, mediante implantes dentales se ha convertido en el tratamiento estándar (1–3) con más del 90% de éxito (4) a los 10 años de colocación. Esta tasa de éxito se ve influenciada por diferentes factores, como el paciente (4–6), el implante (4,6,7) y la técnica quirúrgica empleada (3,4,6,7). Todos estos influyen en la osteointegración del implante, definida como la conexión directa estructural y funcional entre la superficie del hueso y del implante (3,4,8,9). La estabilidad primaria o mecánica de un implante es determinante, tanto para su correcta osteointegración como para su éxito (1,3–6). Es un parámetro mecánico que se logra en el momento de inserción del implante por la fricción entre la superficie del implante y el hueso (1,5,6,10,11). Dos herramientas permiten obtener valores objetivos sobre este grado de estabilidad: el torque de inserción (IT o insertion torque), que revela la resistencia a la rotación del implante gracias a la unión proporcionada por la fricción al hueso (12) y el cociente de estabilidad primaria (ISQ – Implant Stability Quotient), basado en el análisis de frecuencia de resonancia (13), valor sobre el grado de rigidez axial del implante en el hueso y su congruencia de ajuste (12). La estabilidad primaria puede verse alterada por la calidad y la densidad ósea (5), sobre todo en aquellas zonas de calidad 3 o 4 según Lekholm y Zarb (14). Estas zonas de hueso, relacionadas con densidades inferiores a 850 unidades Hounsfield (15) influyen negativamente en el contacto entre el implante y el hueso, dando lugar a una baja estabilidad primaria (7) pudiendo comprometer la osteointegración del implante (16). Para poder compensar la falta de densidad ósea, se modificaron las técnicas de osteotomía con el fin de lograr una mayor estabilidad primaria. El infra-fresado, se basa en preparar el lecho acabando con una fresa de diámetro inferior al diámetro del implante (17). Sin embargo, este protocolo crea un alto grado de tensión mecánica ósea, lo que puede generar calor, necrosis (18) y se basa en extracción de hueso (18). La técnica de osteótomos se basa en comprimir el hueso trabecular lateral y apicalmente al lecho (18) con el fin de aumentar la densidad ósea y así evitar su eliminación (19,20). Sin embargo, puede provocar por el trauma quirúrgico secundario al impacto del martillo (1,20), vértigos del paciente o fracturas accidentales (1). Para evitar los inconvenientes de estas técnicas se introdujo la oseodensificación, una técnica de preparación no sustractiva basada en el uso de fresas que actúan en sentido anti-horario (3,21),

promoviendo la conservación y compactación de hueso a lo largo de la pared de la osteotomía (1,3,11,20–22). Combina las ventajas de los osteótomos, como la velocidad y el control táctil de las fresas, permitiendo ejercer el proceso de densificación y compactación ósea (20,21). El objetivo del estudio trata de evaluar la estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación frente a un protocolo de infra-fresado y osteótomos. En segundo lugar, evaluar la influencia de la longitud del implante sobre la estabilidad primaria y la combinación de la técnica de preparación con el tamaño del implante.

### **Material y método:**

#### Diseño del estudio

Se llevó a cabo un estudio experimental transversal analítico en cortes de tibia de cerdo (Maxylar®, Girona, España), un hueso de baja densidad, con propiedades similares al hueso maxilar humano de baja densidad (tipo D4, según la clasificación de Lekholm y Zarb (14)). Previamente a la realización de las osteotomías, se realizó un CBCT de un corte de con el fin de conocer su densidad (Hounsfield) para aproximarla a la densidad ósea de la zona posterior del maxilar humano. El posterior análisis dio como resultados densidades entre 80 y 297 Hu, valores aproximables e incluso por debajo del maxilar posterior. El estudio se llevó a cabo en la Clínica Dental de la Universidad Europea de Valencia. Todas las mediciones en el estudio fueron realizadas por el mismo operador.

#### Sistemas de fresado y colocación del implante

Se realizaron 120 osteotomías, repartidas en tres grupos de 40 cada uno: un primer grupo, de control, en el cual las osteotomías se realizaron con técnica de infra-fresado, un segundo grupo, de prueba, en el cual se realizaron por oseodensificación y un tercer grupo, de prueba, con osteótomos.

En cada corte de hueso, como se puede apreciar en la imagen 1, se realizó 2 osteotomías con cada una de las tres técnicas con el fin de poder colocar las dos longitudes de implantes disponibles en los tres protocolos de preparación del lecho.

Las osteotomías se realizaron siguiendo las instrucciones del fabricante para huesos D3 y D4. Primero fresas convencionales utilizando un protocolo de infra-fresado (23),

pasando por orden, a 900 revoluciones bajo irrigación con suero fisiológico: fresa lanza (FS-230), fresa piloto (FPT3-200-2XS), fresa intermedia (FG-200/280XS) y fresa final: (SH-FK380-100). Segundo fresas de oseodensificación (24), visibles en la imagen 2, pasando por orden, a 1400 revoluciones bajo irrigación con suero fisiológico fresa piloto, fresa VT 1828 (2.3), fresa VT 2838 (3.3). Por último, osteótomos cóncavos, pasando por orden: fresa lanza, osteótomo de diámetro de 2 a 2,5 mm, de 2,5 a 3 mm, de 3 a 3,5 mm y de 3,5 a 4 mm.

Posteriormente a la realización de las osteotomías, dentro de cada grupo, se colocaron implantes de 4,25 mm de diámetro y de 8,5 mm y 10 mm de longitud (Sweden&Martina Shelta Tapered (SH-ZT-425-100 y SH-ZT-425-085). Se colocaron 20 implantes de cada longitud dentro de cada grupo.

#### Medición de la estabilidad primaria

Simultáneamente a la colocación de los implantes, se midió tanto el torque de inserción (N.cm) con el motor de implantes como el ISQ mediante Ostell Beacon (W&H, Göteborg, Sweden) y su correspondiente smartpeg (Type 32).

#### Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el programa SPSS 23 con un nivel de confianza del 95%, y el valor de probabilidad <0,05 considerado como un estadísticamente significativo. Los datos se analizaron en función de si la distribución cumple o no con la normalidad. Esto se valoró mediante la prueba de Saphiro-Wilk. Para estudiar la relación entre las variables se utilizaron las pruebas no paramétricas de Kruskal-Wallis y de Mann-Withney.

#### **Resultados:**

##### Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación

En el caso de la técnica de infra-fresado el torque medio fue de  $32,35 \pm 3,88$ , para la oseodensificación fue de  $33,03 \pm 4,19$  y para la técnica de los osteótomos fue de  $25,58 \pm 4,53$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. Con estos valores, se puede afirmar que existen diferencias significativas entre los valores de torque de los implantes con la

técnica de los osteótomos y de las otras dos técnicas. Entre los valores del torque de los implantes de las técnicas de infra-fresado y de oseodensificación no se encuentran evidencias de diferencias estadísticamente significativas.

En el caso de la técnica de infra-fresado el ISQ medio fue de  $67,45 \pm 2,39$ , para la oseodensificación fue de  $68,09 \pm 1,62$  y para la técnica de los osteótomos fue de  $66,89 \pm 1,67$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. Se puede analizar que el ISQ obtenido en cada técnica no es significativamente diferente.

#### Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante

Para los implantes de 10 mm el torque medio fue de  $32,12 \pm 3,43$ , y para los de longitud 8,5 mm fue de  $28,63 \pm 3,51$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. Estadísticamente, no se encontraron evidencias estadísticas para decir que existe relación entre el torque y la longitud del implante.

En el caso de los implantes de 10 mm el ISQ medio fue de  $68,99 \pm 1,24$ , y para los implantes de 8,5 mm fue de  $65,96 \pm 1,73$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. Con estos valores, se encontraron diferencias significativas, siendo mayor el ISQ de los implantes de 10mm.

#### Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante

En el caso de la combinación de infra-fresado con implante de 10 mm el torque medio fue de  $32,40 \pm 4,55$ , para el infra-fresado con implante de 8,5 mm fue de  $32,65 \pm 6,74$ , para la oseodensificación con implante de 10 mm fue de  $32,80 \pm 7,16$ , para la oseodensificación con implante de 8,5 mm fue de  $20,70 \pm 5,09$ , para la de osteótomos con implante de 10 mm fue de  $20,45 \pm 6,84$  y por último para la de osteótomos con implante 8,5 mm fue de  $30,38 \pm 5,57$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. De esta manera se puede concluir que los valores de torque de la combinación de la técnica de los osteótomos con implante de 8,5 mm son significativamente menores que los del resto de combinaciones de técnica y tamaño del implante. Para el resto de las comparaciones no se encontraron evidencias de diferencias estadísticamente significativas.

En el caso de la combinación de infra-fresado con implante de 10 mm el ISQ medio fue de  $70,33 \pm 1,49$ , para el infra-fresado con implante fue de 8,5 mm de  $64,58 \pm 4,37$ , para

la oseodensificación con implante de 10 mm fue de  $67,78 \pm 2,89$ , para la oseodensificación con implante de 8,5 mm fue de  $68,40 \pm 1,78$ , para la de osteótomos con implante de 10 mm fue de  $68,88 \pm 2,09$  y por último para la de osteótomos con implante 8,5 mm fue de  $64,90 \pm 2,46$ . Como se puede apreciar en la tabla 1. Al analizar las comparaciones en las cuales se obtienen p-valores menores que 0,05, se obtiene que los valores de ISQ del grupo de infra-fresado con implante de 10 mm son significativamente mayores que los del grupo de infra-fresado con implante de 8,5 mm y que los de los del grupo con oseodensificación e implante de 8,5 mm. Además, los valores de ISQ del grupo de los osteótomos con implante de 8,5 mm son significativamente menores que los de los del grupo de oseodensificación con implante de 8,5 mm y que los del grupo de los osteótomos e implante de 10 mm. Para el resto de las comparaciones no se encontraron evidencias de diferencias estadísticamente significativa.

### **Discusión:**

#### **Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación**

El análisis de los resultados revela que el torque obtenido con el uso de osteótomos fue significativamente inferior a las dos otras técnicas. Sin embargo, tras medir el ISQ en los 120 implantes, no se encontraron diferencias significativas entre las tres muestras. Estudios in-vitro similares encontraron diferencias más significativas. Barbera-Millán y cols (20), en un estudio similar concluyeron que la técnica de oseodensificación permitía conseguir mayor torque e ISQ respecto a la de infra-fresado. Cáceres y cols (21), también encontraron tasas de estabilidad primaria superiores en base al ISQ y torque. Sin embargo, este estudio, aunque similar, comparó la técnica de oseodensificación con un fresado convencional y no infra-fresado. Esta comparación permite alcanzar valores de estabilidad primaria con más diferencia ya que el fresado convencional no es una técnica para el aumento de estabilidad primaria. La mayoría de los estudios similares solo compararon una técnica con la de oseodensificación mientras que, en el presente estudio, se confronta con otras dos.

De tal forma, se puede destacar que la oseodensificación permite alcanzar tasas de estabilidad primaria tan altas, o incluso mayores, que el infra-fresado y por eso, en hueso

de baja densidad, se presentaría como una buena alternativa para aumentar la estabilidad primaria y superar límites del infra-fresado.

#### Estabilidad de los implantes en función de la longitud del implante

En los dos grupos de longitud de implante, no se encontraron diferencias de estabilidad primaria en base al torque. Barros y cols (25) en un estudio sobre placas de poliuretano, constataron que, con diferentes longitudes de implantes, el torque de inserción fue similar. De Oliveira y cols (26), en un estudio in-vitro similar, también llegaron a esta conclusión.

Sin embargo, según el análisis de valores de ISQ, el estudio reveló valores significativamente mayores en los grupos de 10 mm que los de 8,5 mm. Barros y cols (25) llegaron al mismo resultado en su estudio y Raz y cols (27), encontraron un aumento de valores de torque en implantes largos.

#### Estabilidad de los implantes en función de la técnica de preparación y el tamaño del implante

Los valores de torque obtenidos en los implantes de 8,5 mm con preparación mediante osteótomos, obtuvieron resultados significativamente inferiores a las otras técnicas con otras longitudes. Para el resto de las comparaciones, no se encontraron diferencias significativas. En base a los valores de ISQ, la combinación de infra-fresado con implante de 10 mm consiguió estabilidad superior que con implantes de 8,5 mm. También, se destacó que con el uso de osteótomos, los implantes de 8,5 mm obtuvieron resultados inferiores a los de 10 mm y a la técnica de oseodensificación combinada con implantes de 10 mm. Para el resto de las muestras estudiadas, no se encontraron diferencias significativas.

No se han encontrados estudios similares que comparan las diferentes técnicas de preparación del lecho combinadas con diferentes longitudes de implantes.

#### Limitaciones del estudio

Comparando los resultados de estabilidad primaria entre el torque y el ISQ, se presentaron diferencias que se pueden explicar por las diferencias de mediciones de cada herramienta ya que el torque mide la resistencia a la rotación del implante (12) y el

ISQ mide la congruencia entre el implante y el hueso en su longitud (12). Esta diferencia se puede notar, sobre todo en huesos de baja densidad donde la resistencia del implante puede disminuir mientras el grado de unión ser normal. En otros estudios, también se reveló diferencias entre mediciones de estabilidad entre torque e ISQ (27,28).

En cuanto al análisis de la influencia de la longitud del implante sobre la estabilidad primaria, los valores entre la medición del torque y del ISQ divergen. Estudios mostraron diferencias más significativas, pero comparando implantes con más diferencia de longitud, aquí solo se comparan con 1,5 mm de diferencia. Durante la realización del estudio, a pesar de que las muestras eran homogéneas, se encontraron zonas de hueso con muy baja densidad y podría haber modificado algunos resultados. Babera-Millan y cols, (20), también destacaron esta falta de homogeneidad en cortes de tibias de cerdo. Por estas razones, se presentaría como pertinente la realización del mismo estudio controlando la variabilidad de densidad o usando placa de poliuretano de densidad controlada. Además, sería interesante oseodensificación en base a otras variables que la estabilidad primaria. Es una técnica que permite condensar el hueso en las paredes del lecho y estudios mostraron una posibilidad de aumento de anchura en crestas alveolares estrechas (29) o un uso como alternativa para elevaciones de seno indirectas o transcrestal (30).

### **Bibliografía:**

1. Gaspar J, Proença L, Botelho J, Machado V, Chambrone L, Neiva R, et al. Implant Stability of Osseodensification Drilling Versus Conventional Surgical Technique: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021 Nov;36(6):1104–10.
2. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindstrom J. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthop scand*. 1981;52:155–70.
3. Oliveira PGFP de, Bergamo ETP, Neiva R, Bonfante EA, Witek L, Tovar N, et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation: A study in sheep. *Materials Science and Engineering C*. 2018 Sep 1;90:300–7.
4. Padhye NM, Padhye AM, Bhatavadekar NB. Osseodensification — A systematic review and qualitative analysis of published literature. Vol. 10, *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. Elsevier B.V.; 2020. p. 375–80.
5. Pai U, Rodrigues S, Talreja K, Mundathaje M. Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(3):196.

6. Ana Sánchez Samas. ¿Qué es el cociente de estabilidad del implante? *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2010;12(3):257–64.
7. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in Implant Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Implant Dent*. 2019;28(3):306–12.
8. Mavrogenis A, Dimitriou R, Parvizi J, Babis G. Biology of implant osseointegration. *Journal Musculoskelet Neuronal Interaction*. 2009;9(2):61–71.
9. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. Vol. 79, *Periodontology 2000*. Blackwell Munksgaard; 2019:178–89.
10. Gaikwad AM, Joshi AA, Nadgere JB. Biomechanical and histomorphometric analysis of endosteal implants placed by using the osseodensification technique in animal models: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2020;61–70.
11. Lahens B, Lopez CD, Neiva RF, Bowers MM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface treatments: A study in sheep. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2019 Apr 1;107(3):615–23.
12. Norton M. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):849–57.
13. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*. 1996;7:261–7.
14. Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):43–8.
15. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res*. 2001;12:79–84.
16. Aloorer S, Shetty M, Hegde C. Effect of Osseodensification on Bone Density and Crestal Bone Levels: A Split-mouth Study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(2):162–8.
17. Delgado-Ruiz R, Gold J, Marquez TS, Romanos G. Under-drilling versus hybrid osseodensification technique: Differences in implant primary stability and bone density of the implant bed walls. *Materials*. 2020;13(2).
18. Sultana A, Makkar S, Saxena D, Wadhawan A, Kusum C. To compare the stability and crestal bone loss of implants placed using osseodensification and traditional drilling protocol: A clinicoradiographical study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(1):45–51.
19. Hindi AR, Bede SY. The effect of osseodensification on implant stability and bone density: A prospective observational study. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(5):474–8.
20. Barberá-Millán J, Larrazábal-Morón C, Enciso-Ripoll JJ, Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D, Gómez-Adrián MD. Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, osseodensification: An in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2021;26(3):361–7.
21. Cáceres F, Troncoso C, Silva R, Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020;10(4):625–8.

22. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia J de A, de Uzeda MJPG, Mourão CF de AB, et al. Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep.* 2021;11(1).
23. Sweden-Martina. Shelta manual quirúrgico. 2016.
24. Versah. Densah bur & Versah guided surgery system instructions for use. Brochure. 2019.
25. Barros LAB, da Silva CF, Camargos G de V, Jr EM, de Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB. In vitro evaluation of the influence of bone cortical thickness on the primary stability of conventional- and short-sized implants. *J Clin Exp Dent.* 2022;14(2):138–43.
26. De Oliveira GJPL, Barros-Filho LAB, Barros LAB, Queiroz TP, Marcantonio E. In vitro evaluation of the primary stability of short and conventional implants. *Journal of Oral Implantology.* 2016;42(6):458–63.
27. Raz P, Meir H, Levartovsky S, Sebaoun A, Beitlitum I. Primary Implant Stability Analysis of Different Dental Implant Connections and Designs—An In Vitro Comparative Study. *Materials.* 2022;15(9).
28. Bavetta G, Bavetta G, Randazzo V, Cavataio A, Paderni C, Grassia V, et al. Clinical Study A Retrospective Study on Insertion Torque and Implant Stability Quotient (ISQ) as Stability Parameters for Immediate Loading of Implants in Fresh Extraction Sockets. 2019.
29. Yeh YT, Chu TM, Blanchard S, Hamada Y. Effects on Ridge Dimensions, Bone Density, and Implant Primary Stability with Osseodensification Approach in Implant Osteotomy Preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(3):474–84.
30. Bhalla N, Dym H. Update on Maxillary Sinus Augmentation. Vol. 65, *Dental Clinics of North America.* W.B. Saunders; 2021 :197–210.

### **Conflictos de interés**

No se describieron conflictos de interés con los autores. El material, en cuanto a los implantes y la caja de fresas convencionales Sweden&Martina Shelta, fue proporcionado por Sweden-Martina (Suecia&Martina Spa, Due Carrare, Italia). Los autores no recibieron financiación económica para la realización del trabajo.

**Tabla 1.** Síntesis de valores medios de estabilidad primaria según longitud de implantes y técnica de preparación.

Técnica	Implante	Torque	ISQ
Infra-fresado	8,5 mm	32,65 ± 6,74	64,58 ± 4,37
	10 mm	32,40 ± 4,55	70,33 ± 1,49
	Todos	32,35 ± 3,88	67,5 ± 2,39
Oseodensificación	8,5 mm	20,70 ± 5,09	68,40 ± 1,78
	10 mm	32,80 ± 7,16	67,78 ± 2,89
	Todos	33,03 ± 4,19	68,09 ± 1,62
Osteótomos	8,5 mm	20,45 ± 6,84	64,90 ± 2,46
	10 mm	30,38 ± 5,57	68,88 ± 2,09
	Todos	25,58 ± 4,53	66,89 ± 1,67
Todas técnicas	8,5 mm	28,63 ± 3,51	65,96 ± 1,73
	10 mm	32,12 ± 3,43	68,99 ± 1,24

**Imagen 1.** Caja quirúrgica de fresas Densah



**Imagen 2.** Repartición de implantes puestos según técnica y longitud.

