



**Universidad  
Europea** VALENCIA

## **Grado en ODONTOLOGÍA**

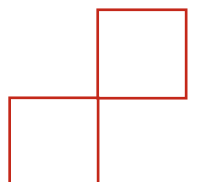
### **Trabajo Fin de Grado**

**Curso 2023-24**

“Evaluación de la estabilidad primaria en implantes dentales colocados mediante diferentes técnicas de preparación en huesos de baja densidad:  
Estudio experimental *in vitro*”

**Presentado por: Camilla De Vito Francesco**

**Tutor: Dr. Alberto Molina Palomero**





*«Prendete la vita con leggerezza, che leggerezza non è superficialità, ma  
planare sulle cose dall'alto, non avere macigni sul cuore».*

Italo Calvino



## Índice

1. Resumen.....	1
2. Abstract.....	3
3. Palabras clave .....	5
4. Introducción .....	7
4.1    Implantes dentales .....	7
4.2    Osteointegración.....	8
4.3    Densidad y calidad de los huesos maxilares.....	9
4.4    Estabilidad del implante.....	12
4.5    Medición de la estabilidad primaria del implante .....	13
4.6    Técnicas de colocación del implante .....	15
4.6.1    Infra-fresado .....	15
4.6.2    Osteótomos .....	16
4.6.3    Oseodensificación .....	17
4.7    Bloques de poliuretano .....	18
5. Justificación e hipótesis .....	20
5.1 Justificación .....	20
5.1.1    Justificación Objetivos de desarrollo sostenible.....	22
5.2 Hipótesis .....	23
6. Objetivos .....	24
7. Materiales y métodos.....	25
7.1 Material.....	25
7.1.1    Diseño del estudio .....	25
7.1.2    Selección de la muestra .....	25
7.1.3.    Tamaño muestral.....	26
7.1.4    Materiales empleados .....	26
7.2 Método.....	30

7.2.1	Descripción del procedimiento .....	30
7.2.2	Recogida de datos .....	34
7.2.3	Análisis estadísticos de los datos .....	35
8.	Resultados .....	37
8.1	Análisis estadístico .....	37
8.1.1	Estabilidad primaria de los implantes en función de la técnica de preparación .....	38
8.1.2	Correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).....	47
8.2	Interpretación del análisis estadístico de los resultados.....	50
9.	Discusión .....	52
9.1	Estabilidad primaria de los implantes en función de la técnica de preparación .....	52
9.2	Correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).....	57
9.3	Limitaciones .....	60
10.	Conclusiones .....	61
11.	Bibliografía .....	62
12.	Anexos .....	69



## 1. Resumen

**Introducción:** La técnica de colocación de implantes en la zona posterior del maxilar, hueso de baja densidad, tiene sus limitaciones a la hora de poder alcanzar valores elevados de estabilidad primaria con una técnica estándar. El objetivo principal de este estudio fue evaluar si la técnica de oseodensificación permite obtener una tasa de estabilidad primaria mayor respecto a la técnica de osteotómos e infra-fresado. Además, se analizó si existe una correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).

**Material y método:** El estudio fue experimental in vitro, descriptivo y analítico. Se utilizaron bloques de poliuretano con una capa cortical (30-40 PCF) y una parte esponjosa (10 PCF). El estudio se realizó mediante 150 osteotomías divididas en tres grupos de 50: 2 grupos de control (infra-fresado y osteotómos) y 1 grupo de prueba (oseodensificación). Los valores de IT se registraron con el motor, mientras que los valores de ISQ se registraron con el sistema Ostell.

**Resultados:** Se realizó un análisis estadístico utilizando el programa SPSS 23. Se han encontrado evidencias estadísticas para decir que los valores de IT del grupo de osteotómos fueron significativamente mayores (32,7) respecto a los otros grupos y que los valores de ISQ del grupo de osteotómos fueron significativamente menores (60,77) de los grupos de infra-fresado (63,07) y oseodensificación (63,05). En el estudio de la correlación entre el IT y el ISQ se ha encontrado correlación directa débil en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación.

**Conclusiones:** La técnica de oseodensificación no fue la que proporcionó mayor estabilidad, sino que en términos de IT fueron los osteotómos y para el ISQ el grupo infra-fresado. Existe una correlación entre el IT y el ISQ para la técnica de oseodensificación y el infra-fresado.



## 2. Abstract

**Background:** The technique of implant placement in the posterior maxilla, a low-density bone, has its limitations when it comes to achieving high primary stability values with a standard technique. The main objective of this study was to evaluate whether the osseodensification technique allows a higher primary stability rate to be obtained compared to the osteotome and under-drilling technique. Furthermore, it was analyzed whether there is a correlation between the insertion torque (IT) and the implant primary stability quotient (ISQ).

**Material and Methods:** The study was an in vitro, descriptive and analytical experimental study. Polyurethane blocks with a cortical layer (30-40 PCF) and a cancellous part (10 PCF) were used. The study was conducted using 150 osteotomies divided into three groups of 50: 2 control groups (under-drilling and osteotome) and 1 test group (osseodensification). IT values were recorded with the motor, while ISQ values were recorded with the Ostell system.

**Results:** Statistical analysis was performed using SPSS 23 software. Statistical evidence was found that the IT values of the osteotome group were significantly higher (32,7) than those of the other groups and that the ISQ values of the osteotome group were significantly lower (60,77) than those of the under-drilling (63,07) and osseodensification groups (63,05). In the study of the correlation between IT and ISQ, a weak direct correlation was found in the under-drilling group and a strong direct correlation in the osseodensification group.

**Conclusions:** It was not the osseodensification technique that provided the greatest stability, but in terms of IT it was the osteotomes and for the ISQ the under-drilling group. There is a correlation between IT and ISQ for the osseodensification technique and under-drilling.



**3. Palabras clave:** colocación de implantes, hueso de baja densidad, infra-fresado, osteótomos, oseodensificación, bloque de poliuretano, torque de inserción, cociente de estabilidad primaria del implante

**Keywords:** implant placement, low-density bone, under drilling, osteotome, osseodensification, polyurethane block, insertion torque, implant primary stability quotient

#### **Abreviaturas / Abbreviations**

TAC / TC: Computerized axial tomography/ Computerized tomography

UH: Undeadens Hounsfield

CBCT: Cone beam computed tomography

IT: Insertion torque

FRA: Resonance Frequency Analysis

ISQ: Implant Stability Quotient

PCF: Pounds per cubic foot



## **4. Introducción**

### **4.1 Implantes dentales**

El uso de implantes endóseos de titanio para rehabilitar dientes ausentes se ha generalizado en la odontología moderna, principalmente porque es un tratamiento seguro y predecible que se asocia con altas tasas de éxito (1–3).

Hoy en día, los implantes dentales han demostrado una tasa de supervivencia del 95% a los 10 años de seguimiento (4,5).

Sin embargo, hay una serie de factores que pueden afectar a su supervivencia y éxito:

- Factores relacionados con los implantes como la biocompatibilidad, topografía de la superficie, composición, forma, ergonomía y dimensión (6).
- Factores relacionados con el huésped entre los que destacamos la fisiología y anatomía de la estructura ósea como la densidad, calidad y el volumen, el trayecto de los nervios y la capacidad de curación de un paciente (2,6,7).
- Factores relacionados con la cirugía dependiente del operador como la experiencia, métodos e instrumentos utilizados, aptitudes del equipo, estabilidad primaria obtenida, infecciones, trauma mecánico y/o termo mecánico (2,6,7).
- Factores sistémicos como enfermedades sistémicas (diabetes mellitus, enfermedades de coagulación, osteoporosis), administración de fármacos (anticoagulantes, bifosfonatos, cardioaspirina) alergia al titanio, el hecho de fumar tabaco y hábitos parafuncionales (6,7).

No obstante, debemos tener en cuenta que aun en pacientes sanos y en mano de cirujanos entrenados pueden surgir algunas complicaciones como la periimplantitis, la dehiscencia ósea y la imposibilidad de obtener una estabilidad primaria ideal (6).

## 4.2 Osteointegración

El desarrollo del concepto de osteointegración por Branemark en el 1969, y más tarde definido por Albrektsson, en el 1981, corresponde a la unión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante que soporta carga protésica, que es crucial para su estabilidad y éxito funcional a largo plazo (4,8–12).

Este proceso de osteointegración se compone de una cascada de complejos mecanismos fisiológicos. Todo empieza en el momento del trauma quirúrgico donde se crea, gracias a la hemostasia celular y plasmática, una red de fibrina llegando así a la formación de un coágulo sanguíneo alrededor del implante. Este coágulo, junto con la fibrina, hacen da andamiaje para soportar la migración de células osteoprogenitoras hacia la superficie del implante, concluyendo así la primera fase de la osteointegración llamada *inflamatoria* (13).

En la segunda, la fase *proliferativa*, el hueso se puede generar de dos maneras:

- Osteogénesis a distancia: formación de tejido óseo desde la superficie del hueso que rodea el implante, los osteoblastos migran hacia la superficie del implante y secretan matriz nueva en la que quedan atrapada los osteocitos. De este modo las trabéculas óseas periimplantarias de nueva formación crecen de forma aposicional hacia el implante (13).
- Osteogénesis de contacto: formación de hueso a partir de las células osteogénicas en la superficie del mismo implante que generan hueso nuevo (13).

Las trabéculas óseas recién formadas permiten la integración biológica del implante y envuelven los espacios medulares que contienen muchas células mesenquimales y vasos sanguíneos. Estas células pluripotenciales, capaces de formar nuevo hueso, pueden crecer y los osteoblastos adherirse a la superficie del implante, llevando a cabo así la denominada osteoconducción (12,14).

Posteriormente la zona se va a revascularizar produciendo una matriz de tejido conjuntivo inmaduro (12).

La última fase de *remodelación* consiste en la conversión del tejido conjuntivo inmaduro y el hueso necrótico de la interfase implante-hueso en hueso maduro medular compacto por la acción macrofágica de los osteoclastos (12).

El fracaso precoz puede ocurrir cuando el cuerpo no es capaz de establecer la osteointegración y puede ser debido a la baja densidad ósea, un procedimiento quirúrgico inadecuado, una infección periodontal previa, la morfología, textura, composición y porosidad del implante y la ausencia de estabilidad primaria causado por un bajo torque de inserción del implante dental (2,15–18).

Los fracasos implantares primario, por una insuficiente osteointegración, se verifican dentro los primeros meses en el 1-2% de los pacientes, mientras que el fracaso secundario se desarrolla años más tardes y se encuentra en el 5% de los casos (13).

Estudios recientes han averiguado como los protocolos de fresado que difieren de los clásicos métodos sustractivos convencionales ganan una mejor estabilidad primaria y una osteointegración más rápida (16).

#### **4.3 Densidad y calidad de los huesos maxilares**

Evaluar el tejido óseo de los maxilares antes de la inserción de los implantes resulta fundamental para establecer su cantidad y calidad, y estas características se definen por la densidad del tejido óseo. Los huesos maxilares presentan una gran variedad de densidades ósea en función de las zonas anatómicas, lo cual influirá en el protocolo quirúrgico que se vaya a emplear (19).

Debido a esto, se han desarrollado varias clasificaciones sobre la densidad ósea, aunque la mayoría de la bibliografía reciente utiliza la clasificación de Lekholm y Zarb del 1985 (11,20,21), esa clasifica el hueso en función de la densidad y la microestructura cortical y trabecular en una zona determinada del proceso alveolar (Figura 1):

- D1: hueso cortical denso y hueso trabecular pobre/ausente típico de la sínfisis mandibular (19,22,23)
- D2: tejido óseo cortical y trabecular denso típico de la mandíbula y maxilar anterior (19,22,23)
- D3: hueso cortical y trabecular poco denso típico de la mandíbula y maxilar anterior/posterior (19,22,23)
- D4: tejido cortical y trabecular poco denso/ausente típico de la región posterior del maxilar (19,22,23)

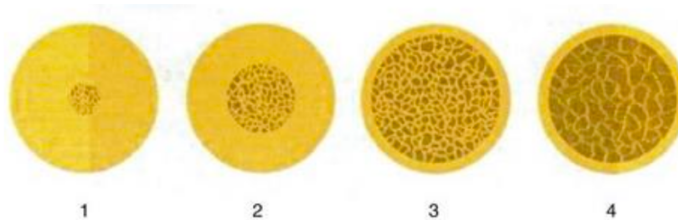


Figura 1: Clasificación de la calidad del hueso de los maxilares, según Lekholm y Zarb (19).

Algunos años más tardes en 1988, Misch propuse su clasificación teniendo en cuenta las densidades óseas macroscópicas del maxilar y de la mandíbula, caracterizada siempre por las 4 clases de densidad ósea (Figura 2). Sin embargo, para identificar el tipo de hueso, se enfocaba en el sentido táctil del clínico que colocaba el implante (21–25).

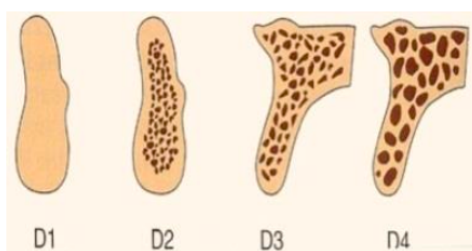


Figura 2: Clasificación de las densidades óseas, según Misch (19).

Estas clasificaciones de tipo de hueso se basan en la evaluación subjetiva del cirujano y los operadores no se solían calibrarse durante el examen clínico o radiográfico, por esto hoy en día se determina la densidad por medio de Unidades Hounsfield (UH) por la técnica de diagnóstico por imagen denominada tomografía axial computarizada (TAC) (19,21).

De hecho, fue Godfrey Hounsfield que, en 1972, introdujo esta novedosa técnica de diagnóstico que actualmente es la única justificable que permite obtener conclusiones aproximadas sobre la estructura y la densidad de los huesos maxilares (21).

El parámetro de la densidad ósea puede ser entonces relevado de manera más objetiva y precisa por medio de la TAC, que puede evaluar la distribución del hueso compacto y esponjoso (21).

En 2001, Northon y Gamble (25) propusieron una clasificación (Tabla 1) según rangos cuantitativos de valores en UH y valores de densidad subjetiva según la clasificación de Lekholm y Zarb:

- Hueso de calidad 1: se refiere a la zona anterior de la mandíbula y se asocia a valores mayores de 850 UH.
- Hueso de calidad 2/3: se refiere a la zona posterior de la mandíbula y la zona anterior del maxilar y se asocia a valores entre 500 y 850 UH.
- Hueso de calidad 4: se refiere a la región posterior del maxilar y se asocia a valores menores de 500UH y mayores de 0UH.
- Hueso de calidad 4\*: se refiere a la zona de la tuberosidad retromolar y se asocia a valores menores de 0UH.

Tabla 1: Clasificación propuesta por Norton y Gamble (19).

<b>Calidad (Lekholm y Zarb)</b>	<b>UH (Norton y Gamble)</b>	<b>Región de interés</b>
Tipo 1	>+850 UH	Mandíbula anterior
Tipo 2/3	+500 y 850 UH	Mandíbula posterior/Maxilar anterior
Tipo 4	0 – 500 UH	Maxilar posterior
Tipo 4*	<0 UH	Tuberosidad

Si al principio se utilizaba la tomografía computarizada convencional, actualmente la TAC de haz cónico, o CBCT, se ha convertido en una herramienta eficaz para evaluar en una manera no invasiva la densidad de hueso, debido a que utiliza una cantidad menor de radiaciones (19).

Es de crucial relevancia entender que todas estas variaciones influyen a la hora de una cirugía y que los implantes colocados en hueso de baja densidad y cantidad limitada tienen un éxito a largo plazo meno predecible (17).

El fracaso de los implantes en el maxilar posterior es del 35%, respecto al 3% de fracaso de implantes colocados en tipo de hueso D1, D2, D3 y por esto se han desarrollado protocolos quirúrgicos y variaciones de la morfología del implante para mejorar la estabilidad primaria en esas áreas más débiles (2,20,24,26).

#### **4.4 Estabilidad del implante**

En estos tiempos, uno de los objetivos más significativos en la cirugía de implantes es mejorar las técnicas para lograr una máxima estabilidad, definida como la ausencia de movilidad clínica bajo una carga determinada (27,28).

Los factores que más influyen en la mejora de la estabilidad del implante son: la densidad ósea, el protocolo quirúrgico, el tipo de rosca del implante y la geometría (10).

Con relación a la densidad ósea, diversos estudios han confirmado que la presencia de hueso cortical incrementa la estabilidad del implante, ya que ofrece varios puntos de anclaje en hueso significativamente más denso en comparación con los implantes fijados solo en hueso trabecular (28).

La estabilidad de los implantes se divide en primaria y secundaria, la primaria es un valor estático e identifica la retención mecánica en el hueso en el momento de la colocación, mientras la secundaria es un valor dinámico y representa la formación de hueso biológicamente estable (1,20,27,28).

La estabilidad primaria o mecánica se obtiene cuando no hay un micro movimiento del implante en su posición final o por lo menos es inferior a 150  $\mu\text{m}$  (5).

Se obtiene un grado óptimo de estabilidad primaria cuando el implante se enclava mecánicamente en el hueso y se considera que, para una osteointegración futura, es la clave del éxito clínico a largo plazo, especialmente en los procedimientos de carga inmediata (4,5,10,26,27,29–31).

La estabilidad primaria depende de varios factores entre los cuales destacamos la forma del implante (cilíndrica, cónica, híbrida), la rugosidad de la superficie, las dimensiones (diámetro, longitud, forma de rosca), la técnica quirúrgica y la calidad, densidad y cantidad ósea en el lugar de la inserción (7,15,23,26,29–31).

Por esto es importante que el odontólogo considere la densidad y cantidad de hueso disponible a la hora de colocar un implante para adoptar el mejor enfoque quirúrgico (15,30,31).

Al momento de la colocación del implante la estabilidad primaria es máxima, pero debido al trauma quirúrgico el hueso que rodea el implante se desvitaliza, reabsorbe y remodela disminuyendo así la estabilidad primaria. Enseguida empieza la formación de nuevo hueso alrededor del implante, esta nueva

estabilidad es conocida como secundaria o biológica y conduce a un implante osteointegrado (10).

La estabilidad secundaria, por esto, se considera mínima al momento de la colocación del implante y máxima a la octava semana y es el resultado de la formación de hueso nuevo en la superficie del implante (Figura 3) (4).

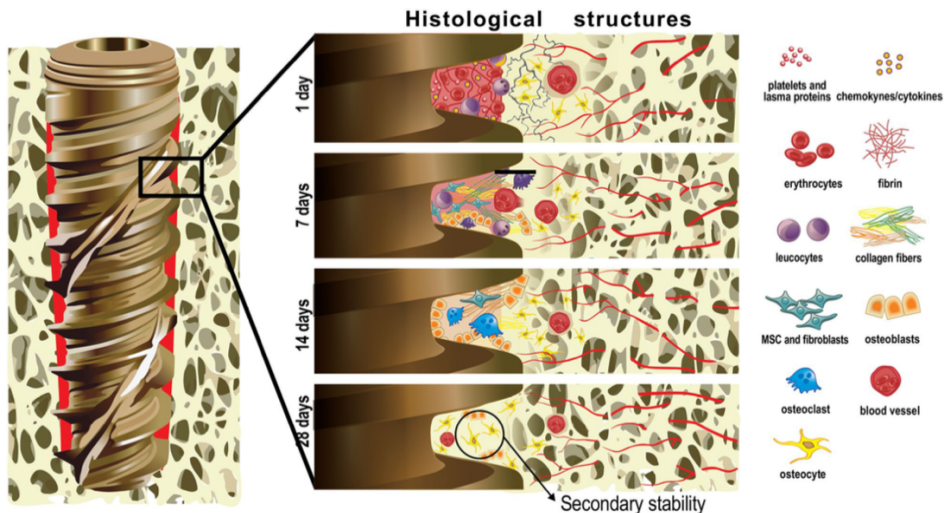


Figura 3: Representación gráfica de la línea de tiempo de la osteointegración de implantes dentales desde el día 1 al 28 (7).

A diferencia de la estabilidad mecánica, la estabilidad biológica depende de la morfología del implante, la macro y microarquitectura del hueso, la tensión compresiva del hueso y la intensidad de las fuerzas de carga del implante (15).

Por lo tanto, se puede decir que de un alto nivel de estabilidad primaria se asocia positivamente un alto nivel de estabilidad secundaria ya que permite movimientos mínimos entre el implante y el hueso, mientras valores bajos indican un alto riesgo de fracaso precoz (20,24).

Diversas investigaciones concluyen lo mismo: los micro movimientos entre implante-hueso afectan a la estructura tridimensional de la superficie del implante, obstaculizando la atracción de células responsables del inicio del proceso de remodelación ósea alargando así el periodo de cicatrización (4,18).

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

A lo largo del tiempo se han propuesto diversas técnicas para evaluar la estabilidad primaria, actualmente en la práctica clínica los métodos más reconocidos para evaluar cuantitativamente este valor de los implantes dentales

son: la medición del torque de inserción del implante (IT o insertion torque) y el análisis de frecuencia de resonancia (FRA) (2,8,26,32).

Ambos parámetros valoran la estabilidad primaria del implante, no obstante, se diferencian por su enfoque (26).

El torque de inserción (IT) evalúa la resistencia encontrada durante la inserción del implante en dirección apical, este valor tiene la desventaja que solo se puede medir en el momento de la colocación del implante y por esto no se puede registrar un seguimiento (26).

Para medir el IT se utiliza el propio equipo de implantación sin necesidad de dispositivos de medición adicionales, solo hace falta el motor quirúrgico con control de torque, ya que el clínico tiene la opción de utilizarla de manera rutinaria (29,31).

La frecuencia de resonancia (RFA) se basa en la detección de la frecuencia natural de vibración del implante dentro del hueso, la cual depende de la rigidez de su conexión con el hueso y determina su nivel de micro movimiento (26).

Este parámetro se puede medir a lo largo del tiempo permitiendo así un seguimiento a largo plazo del parámetro de la estabilidad durante el proceso de curación y proporciona un índice clínico llamado cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ) que oscila entre 0 y 100 (26,28,29).

La gran ventaja de los dispositivos que miden RFA es que permiten a los odontólogos de medir la estabilidad del implante en varios momentos del proceso de osteointegración para ayudar en la toma de decisiones sobre la carga funcional (31).

Hoy en día disponemos de varios instrumentos en el mercado que utilizan la RFA como técnica no invasiva y repetible de medición de la estabilidad como por ejemplo el Osstell y el Penguin (28).

La gran diferencia entre el Osstell y el Penguin es la onda de excitación utilizada, el Penguin se considera un dispositivo electrónico, mientras que el Osstell es un detector magnético (29).

Estas herramientas utilizan un transductor, que se conecta al implante y se excita por medio de ondas magnéticas en un rango de frecuencias. La frecuencia de la vibración resultante se traduce en un índice de ISQ que refleja la fuerza de fijación multidireccional del implante (29).

A nivel clínico los valores de IT por encima de 35 N.cm y de ISQ superior a 65 son comúnmente aceptado como una situación favorable para una buena osteointegración, mientras valores de ISQ menores a 45 se retienen insuficiente para una correcta estabilidad (5,6). Estos valores limites tienen que alcanzarse a la hora de la colocación del implante y también deben mantenerse durante el proceso de la osteointegración (5).

#### **4.6 Técnicas de colocación del implante**

Desde el momento en que Branemark llevó a cabo la primera colocación de un implante dental en un paciente en 1965, uno de los principales objetivos de la implantología, durante los últimos 50 años, ha sido descubrir nuevas técnicas que permitan mejorar la estabilidad inicial y, por ende, la osteointegración y la supervivencia a largo plazo de los implantes (11).

Esta evolución de técnicas y materiales ha permitido la colocación de elementos implantológicos en situaciones extremas en las que hace tan solo unos años el profesional hubiera optado por una terapéutica diferente (6).

En la técnica de fresado convencional, la perforación del lecho se realiza con un protocolo de pasos de fresas de creciente diámetro hasta pasar la fresa del mismo diámetro del implante. Las fresas cortan en sentido de las agujas del reloj con un ángulo de inclinación positivo que conlleva a la ausencia de residuos óseos en la osteotomía (10,16).

Este método entonces tiene el inconveniente de ser sustractivo y conlleva a la pérdida de fragmentos óseos viables, comprometiendo la correcta osteointegración en un hueso de baja densidad (26).

El problema principal es ganar una buena estabilidad primaria en hueso tipo 4, es decir en la parte posterior del maxilar, y por esto se propusieron varias técnicas para poder compensar esa baja calidad (10).

##### **4.6.1 Infra-fresado**

Un método ampliamente utilizado es del infra-fresado, llamado también sub-preparation o under-drilling y consiste en una preparación menor del lecho del implante, es decir que en el protocolo de fresado se llega a pasar como última fresa una de diámetro inferior del diámetro del implante seleccionado (10,24,26,27,30).

Varios estudios confirman que, en presencia de baja densidad ósea, una preparación del lecho implantario menor del 10% puede ser suficiente a mejorar la estabilidad primaria (4,10,24).

Esto se explica porque reduciendo el tamaño de la osteotomía se produce un contacto directo inmediato de la superficie del implante con el hueso y se traduce clínicamente en alto valores de IT (27).

Una limitación de esta técnica es que este contacto inicial entre hueso-implante sufre un cambio en el periodo de osteointegración, de hecho, aumenta la compresión lateral favorecida por una osteotomía reducida y esto puede inducir a necrosis óseas de compresión y microfracturas, lo que podrían afectar a la estabilidad secundaria (1,18,27), además es una técnica que sigue siendo sustractiva sacrificando hueso sano (10).

#### **4.6.2 Osteótomos**

Otra técnica para obtener una mayor estabilidad primaria en el maxilar posterior (D3 y D4), fue desarrollada por primera vez por Summer en 1994 (8) y consiste en el uso de osteótomos de diámetro progresivo para crear una capa ósea compacta en la interfaz del implante en caso de mala calidad de hueso (4,10,24).

Además, esa técnica no sustractiva puede expandir el maxilar, elevar el piso del seno y minimizar la producción de calor intraoperatorio (2,11).

La técnica de Summer ha demostrado una mayor estabilidad del implante en términos de IT comparada a la técnica convencional, esto porque comprime el hueso alrededor mediante una expansión gradual (10).

De otro lado esta técnica sí que produjo una mayor estabilidad primaria a la hora de la colocación del implante respecto a la perforación convencional, pero después de 3-6 meses no hubo diferencias significativas en la estabilidad entre los huesos condensados y la técnica estándar (24).

Las limitaciones de esta técnica son las fracturas de las trabéculas en el hueso periimplantario que induce a un retraso en la osteogénesis, además suelen provocar un mayor trauma quirúrgico secundario al impacto del martillo y pueden provocar vértigo en el paciente o fracturas accidentales (4,10,26).

En literatura se ha destacado que para superar las típicas complicaciones del uso de los osteótomos, como osteonecrosis y el vértigo posicional paroxístico, se han propuesto osteótomos de forma divergente (2).

Esta técnica entonces tiene la ventaja de no ser sustractiva y de condensar el hueso para aumentar la estabilidad primaria, sin embargo, sigue teniendo varias desventajas que podrían limitar su uso para la inserción de implantes en la zona posterior del maxilar (4,26).

### **4.6.3 Oseodensificación**

Recientemente se ha desarrollado una nueva técnica, propuesta por Huwais y Meyer en 2017 (4,33), con el objetivo de crear un autoinjerto condensado que rodea el implante y mejorar su estabilidad, superando así los inconvenientes de las técnicas antes mencionadas en sitios óseos de baja densidad (1,6,7,10,26).

La diferencia respecto a las fresas estándar que cortan en el sentido de las agujas del reloj, es que las fresas de oseodensificación no excava tejido óseo, sino lo preservan y lo condensan, entonces son aditivas (10,16).

Estas fresas (fresas Densah) giran en sentido antihorario a una velocidad de 1200 revoluciones por minuto (rpm) con abundante irrigación para compactar el hueso tanto apical como lateralmente contra las paredes del implante (3,10,16,26).

Este proceso se explica porque la densificación del hueso que está en directo contacto con el implante producirá mayores grados de estabilidad primaria por la conexión física entre el hueso y el implante, y además la compactación de los restos óseos residuales actúan como andamiaje para los osteoblastos, funcionando como autoinjerto y facilitando la osteointegración (7,10,16).

Las fresas Densah aumentan progresivamente de diámetro y cortan con precisión el hueso en sentido de las agujas del reloj y lo densifican en un sentido no cortante en el sentido contrario a las agujas del reloj. Tienen una geometría cónica con varios canales, varias tierras con ángulo de inclinación negativo que funcionan en una acción no cortante, además tienen un borde cortante y un vástago cónico para que, al penetrar en el hueso, expanden la preparación compactando ligeramente el hueso en la zona periférica (4,10).

Las principales ventajas de esta novedosa técnica son (10):

- Compactación del autoinjerto o condensación del hueso
- Mejora la densidad ósea
- Permite la expansión de la cresta residual
- Aumenta la tensión residual facilitando la plasticidad y expansión ósea
- Aumenta la estabilidad del implante

Las indicaciones de esta técnica son (7):

- En el maxilar posterior en caso de baja densidad ósea tipo IV
- Injertos óseos subantrales
- Expansión de crestas óseas estrechas
- Implantes post-extracción

Por otro lado, esta técnica es contraindicada con el hueso cortical que no es dinámico y es privo de plasticidad, además se debe evitar con los xenoinjertos porque tienen contenido inorgánico, van a proporcional volumen, pero no viscoelasticidad que es la responsable de la deformación de la matriz ósea bajo estrés (4,10).

El estudio de Gaspar y cols. (1) afirma entonces que la perforación en sentido inverso es ideal para densificación en hueso de baja densidad, mientras que el movimiento regular en el sentido horario es más útil para hueso de mayor densidad.

#### **4.7 Bloques de poliuretano**

Hoy en día, los bloques de espuma de poliuretano son utilizados como un óptimo material sustitutivo del hueso humano y, tal y como reconoció la American Society for Testing and Material, se considera como estándar para ensayos in vitro (23).

Varios estudios han empezado a realizar pruebas mecánicas en implantes dentales en estos modelos, sobre todo para evaluar la estabilidad primaria (17,34).

La ventaja de este material es que presenta una estructura celular similar, unas características biomecánicas coherentes y una homogeneidad de las

muestras, convirtiéndose así en un material alternativo para estudios experimentales, ya que puede superar las limitaciones de los estudios en hueso de cadáver humano o hueso animal, donde hay una gran variabilidad debida a las propiedades mecánicas del sustrato (28,34).

Además, las espumas de poliuretano, medidas en libras por pie cúbico (PCF), se pueden presentar en diferentes densidades óseas naturales, de baja a alta, y son representativas según la clasificación de tejido óseo D1, D2, D3, D4 propuesta por Misch y Lekholm-Zarb como se puede ver en la figura 4 (34).

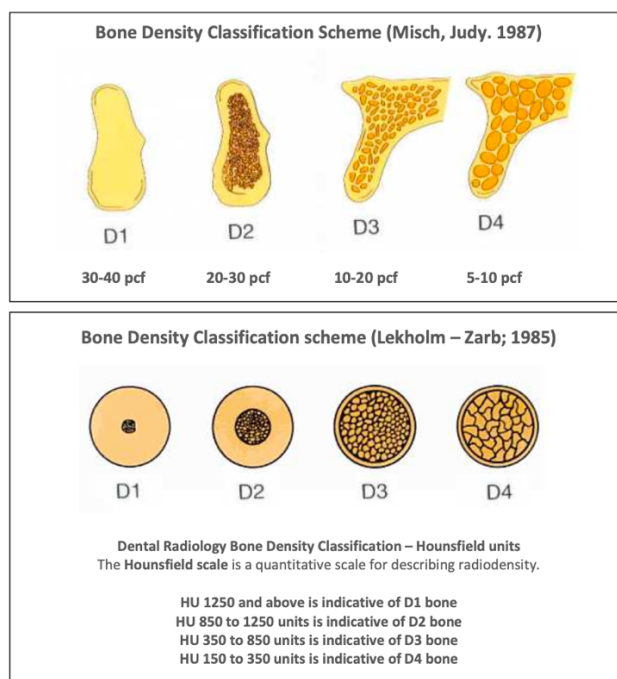


Figura 4: Clasificación del hueso dental de SAWBONES®.

Presentan una relación normalizada entre hueso cortical y esponjoso y adicionalmente una conductividad térmica equivalente a la del hueso humano (0,3-0,4 W/K), de tal manera que los cambios de temperatura pueden ser comparables, por esto son modelos excelentes para predecir y evaluar la estabilidad primaria de los implantes dentales respecto a los modelos ex vivo o in vivo (20,34).

## 5. Justificación e hipótesis

### 5.1 Justificación

Los implantes dentales son una opción terapéutica para la restauración de un diente perdido. Su predicción depende de varios factores, siendo la estabilidad primaria uno de los más importantes (1–3,6,10).

La técnica clásica del fresado convencional tiene ciertas limitaciones, especialmente en zonas de baja densidad ósea como la zona posterior del maxilar superior, lo que provoca dificultades para conseguir una buena estabilidad primaria (26).

Por esto surgieron las técnicas del infra-fresado y la técnica de los osteótomo, sin embargo, estas dos técnicas de perforación, aunque superan los límites de la técnica estándar en hueso tipo IV, no están exentas de desventajas (1,4,10,18,26).

Existe una nueva técnica de oseodensificación que podría compensar las limitaciones de las anteriores y superar así el problema de la estabilidad primaria en hueso de baja densidad (1,6,7,10,26).

En la literatura hay varios estudios que comparan la estabilidad primaria conseguida con la técnica convencional frente a la técnica del osteótomo, del infra-fresado o de la nueva técnica de la oseodensificación, algunos comparan dos de estas técnicas, pero ninguno relaciona las tres a la vez.

Al realizar una búsqueda bibliográfica sobre el tema (tabla 2), sólo se encontraron dos artículos y solo uno de ellos comparaba las tres técnicas juntas, sin embargo, se trataba de una revisión sistemática y no de un estudio experimental que utilizaba los tres protocolos a la vez.

Por este motivo, se plantea la realización de un estudio piloto en bloques de poliuretano simulando el hueso de baja densidad para valorar cuál de las tres técnicas puede conseguir una mayor estabilidad primaria en el hueso tipo IV.

¿En bloques de poliuretano que simulan el hueso tipo IV, la técnica de oseodensificación para la inserción de implante dental obtiene una mayor estabilidad primaria respecto a las técnicas del infra-fresado y del osteótomo?

P: En bloques de poliuretano que simulan el hueso tipo IV

I: la técnica de oseodensificación

C: técnicas del infra-fresado y del osteótomo

O: mayor estabilidad primaria

Tabla 2: Resultados de la búsqueda en PubMed de la pregunta PICO.

P	I	C	O
En bloques de poliuretano que simulan el hueso tipo IV	La técnica de oseodensificación por la colocación de implantes dentales	Las técnicas del infra-fresado y del osteótomo	Consiguen mayor estabilidad primaria
("low density bone"[Title/Abstract] OR "polyurethane block"[Title/Abstract] OR (("bone density"[MeSH Terms] OR ("bone"[All Fields] AND "density"[All Fields]) OR "bone density"[All Fields]) AND "tipe"[All Fields]) AND "4"[Title/Abstract] )	("osseodensificación"[Title/Abstract] OR "osseodensification technique"[Title/Abstract] OR ("osseodensificación"[All Fields] AND "implant"[Title/Abstract]))	("under drilling"[Title/Abstract] OR "subpreparation"[Title/Abstract] OR "osteotome"[Title/Abstract])	("implant stability"[Title/Abstract] OR "implant primary stability"[Title/Abstract] OR "resonance frequency analysis"[Title/Abstract] OR "Osstell"[Title/Abstract] OR "Penguin"[Title/Abstract] OR "implant stability quotient"[Title/Abstract] OR "Torque"[Title/Abstract] OR "ISQ"[Title/Abstract] OR "RFA"[Title/Abstract])
243	86	826	38,996
Búsqueda "P" AND "I" AND "C" AND "O" = 2 Artículos			

### **5.1.1 Justificación Objetivos de desarrollo sostenible**

Los objetivos de desarrollo sostenible guardan relación con el mundo en que vivimos y con nuestra profesión de odontólogos. Este trabajo experimental responde ad algunos de los objetivos de desarrollo sostenible promovidos por la Agenda 2030.

En concreto, contribuye al desarrollo de los objetivos:

- número 1: fin de pobreza, los implantes son una opción de tratamiento definitivo, es cierto que es un tratamiento caro, pero, si tiene éxito, permite solucionar los problemas derivados de las prótesis que requiere un largo mantenimiento, revisiones constantes y continua inversión económica a largo plazo.

- número 2: hambre cero, los implantes mejoran la salud bucodental desde un punto de vista funcional, restaurando la plena capacidad de masticar del paciente edéntulo.

- número 3: salud y bienestar, los implantes pueden devolver una mejor percepción de la salud, autonomía e independencia, la persona se sentirá capaz de volver a comer.

-número 4: educación de calidad, este trabajo puede contribuir a la formación de calidad de profesionales de la odontología en cuanto puede aportar las técnicas más adecuadas a utilizar a la hora de colocar implantes en el maxilar posterior, mejorando así la salud dental de la población.

- número 9: industria, innovación e infraestructura, estos tratamientos fomentan la innovación y las industrias. Hay siempre más casas comerciales que se involucran a producir implantes con mejores características y capaces de superar las limitaciones de las producciones anteriores.

- número 10: reducción de las desigualdades, el tratamiento con implantes contribuye a reducir las desigualdades en termino de salud bucodental, ya que restaura la función y la estética del elemento dental perdido.

## 5.2 Hipótesis

Se plantean las siguientes hipótesis:

- Hipótesis nula ( $H_0$ ): En bloques de poliuretano de baja densidad la técnica de oseodensificación para la inserción de implantes dentales conseguirá una estabilidad primaria similar en comparación con la técnica del osteótomos y con la técnica del infra-fresado.

Además, se considera que no habrá correlación entre el IT y el ISQ.

- Hipótesis alternativa ( $H_a$ ): En bloques de poliuretano de baja densidad la técnica de oseodensificación para la inserción de implantes dentales conseguirá una mayor estabilidad primaria en comparación con la técnica del osteótomos y con la técnica del infra-fresado.

Además, se considera que habrá correlación entre el IT y el ISQ.

## **6. Objetivos**

El objetivo principal del presente estudio es:

- Evaluar la estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación respecto a las técnicas de infra-fresado y osteótomos.

El objetivo secundario del presente estudio es:

- Evaluar si existe una correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).

## 7. Materiales y métodos

### 7.1 Material

#### 7.1.1 Diseño del estudio

El diseño del estudio fue de tipo experimental *in vitro*, transversal y analítico, para lo cual se siguieron las recomendaciones de la guía CONSORT modificadas para estudios “in vitro” (anexo I) (35).

El estudio fue llevado a cabo en la Clínica Universitaria Odontológica de la Universidad Europea de Valencia, en la ciudad de Valencia (Valencia, España), desde noviembre 2023 hasta mayo 2024.

#### Conflicto de intereses y comité de ética

El material implantológico para la realización del presente estudio ha sido proporcionado por la casa comercial Ziacom®.

El operador no recibió compensación económica.

Este estudio experimental cuenta con la aprobación del comité de ética de la Universidad Europea de Valencia aprobado el día 16 de enero de 2024 en Villaviciosa de Odón, Madrid, con el código interno CI 2024-450 (Anexo II).

#### 7.1.2 Selección de la muestra

##### 7.1.2.1 Participantes en el estudio

Los participantes fueron dos operadores: un profesor del Máster en Cirugía Avanzada de la Universidad Europea de Valencia y un alumno del 5º curso del Grado en Odontología de la misma universidad.

##### 7.1.2.2 Selección de modelos para la colocación de los implantes

Los modelos de bloques de poliuretano se obtuvieron por la empresa SawBones® que realizó dos bloques con las siguientes características:

- Capa cortical de 1mm (30-40 PCF) y la parte esponjosa 10PCF como simulación del hueso de densidad tipo 4

##### 7.1.2.3 Criterios de inclusión y exclusión

La muestra del estudio fue seleccionada en base al cumplimiento de los siguientes criterios:

- Criterios de inclusión:
  - Implantes de longitud 10 mm

- Implantes de serie 4
- Bloques de poliuretano de baja densidad (D4)

### 7.1.3 Tamaño muestral

El estudio se realizó mediante 150 osteotomías, repartidas en tres grupos de 50

- Grupo control: osteotomía con técnica del infra-fresado
- Grupo control: osteotomía con técnica de osteótomos
- Grupo prueba: osteotomía con técnica de oseodensificación

### 7.1.4 Materiales empleados

- Bloques de poliuretano de baja densidad (D4) (Sawbones®, Pacific Research Laboratories, Vashon, Wash) (figura 4).

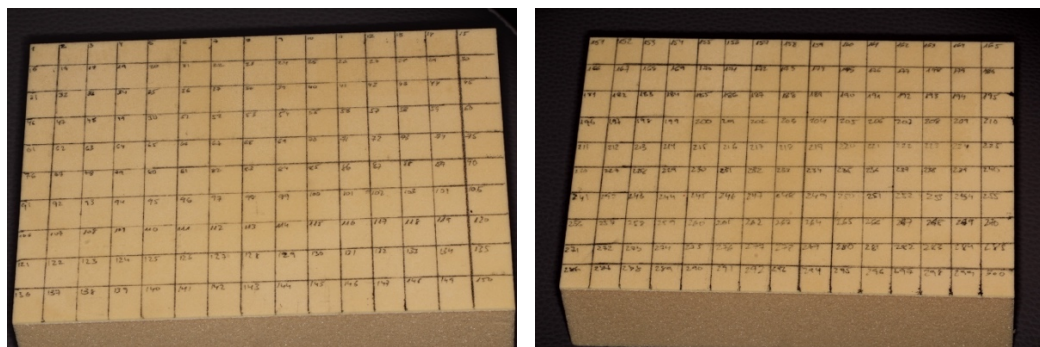


Figura 4: Bloques de poliuretano, utilizados para el estudio.

- Instrumental para la realización de la preparación por infra-fresado: caja quirúrgica GALAXY propia de cada casa comercial (Ziacom®) (figura 5).



Figura 5: Caja quirúrgica GALAXY Ziacom®, utilizada para el estudio.

- Instrumental para la realización de la preparación por oseodensificación: fresas de oseodensificación (Densah® Burs; Versah, MI, EE. UU.) (figura 6).

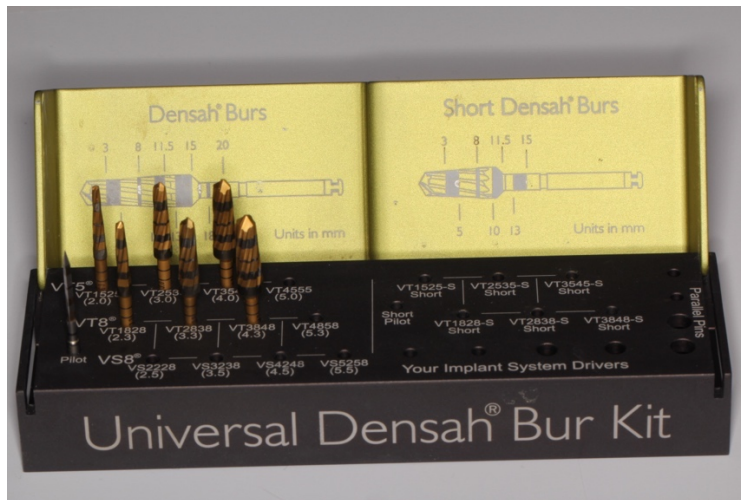


Figura 6: Fresas de oseodensificación, utilizada para el estudio.

- Instrumental para la realización de la preparación por osteótomos: osteótomos cóncavos angulados (BIOMET 3i®) (figura 7).

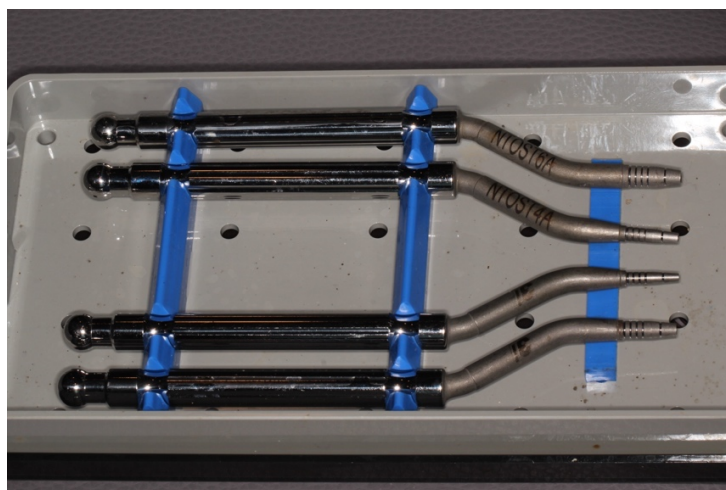


Figura 7: Juego de osteótomos BIOMET 3i®, utilizado para el estudio.

- Implantes Galaxy de 10 mm de longitud y serie 4, con tratamiento de superficie Titansure (arenado con corindón blanco y doble grabado de ácido fluorhídrico y combinación de ácido sulfúrico y fosfórico) (Ziacom®) (figura 8 y 9).

- CONEXIÓN**
- Conexión cónica de T1° con doble hexágono interno.
  - Plataforma única para todos los diámetros.
  - Platform Switch.

- ZONA CORTICAL**
- Microanillos.
  - Macrodisño cortical de cono invertido.

- CUERPO CÓNICO**
- Doble espira.
  - Geometría variable:
    - » Coronal - espira trapezoidal gruesa.
    - » Medio - espira trapezoidal más delgada.
    - » Apical - espira en V.

- ÁPICE**
- Ventanas apicales oblicuas.
  - Ápice activo autorroscante.
  - Ápice redondeado atraumático.

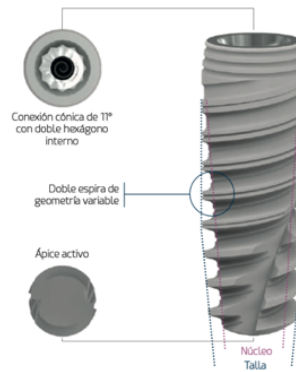


Figura 8: Características macroscópicas de los implantes utilizados para el estudio (36).



Figura 9: implante Galaxy, utilizado para el estudio.

- Instrumental para la colocación de implante: contraángulo y motor quirúrgico (Implantmed plus de W&H®) (figura 10).

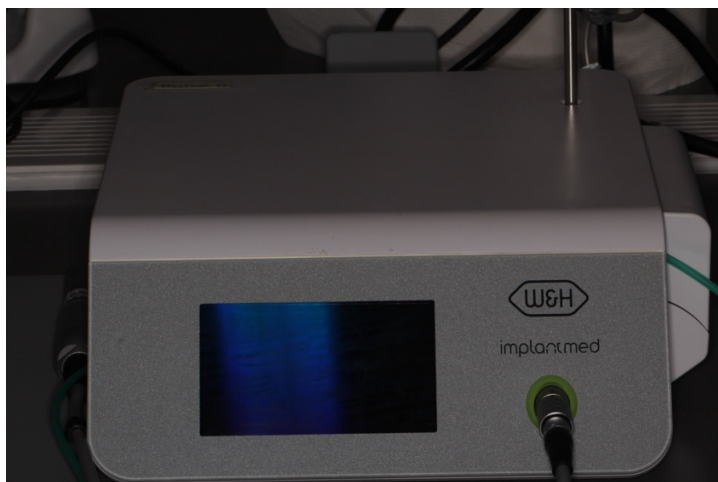


Figura 10: motor quirúrgico W&H®, utilizado para el estudio.

- Instrumental para medir el torque de inserción: motor (Implantned plus de W&H®).
- Instrumental para medir el ISQ: sistema Osstell Beacon® y su correspondiente SmartPeg o transductor.
- Suero fisiológico
- Material iconográfico: cámara Réflex

## 7.2 Método

### 7.2.1 Descripción del procedimiento

El estudio se realizó en bloques de poliuretano, con propiedades similares a las del hueso maxilar humano de baja densidad (tipo D4, según la clasificación de Lekholm y Zarb) con el fin de compararla a la zona posterior del maxilar superior.

En los bloques de espuma de poliuretano se realizaron 150 osteotomías para la futura colocación de implantes dentales mediante diferentes técnicas (figura 11, 12, 13, 14)

Las osteotomías se repartieron en 3 grupos de 50 osteotomías:

- Grupo control: 50 osteotomías con técnica del infra-fresado
- Grupo control: 50 osteotomías con técnica de osteótomos
- Grupo prueba: 50 osteotomías con técnica de oseodensificación

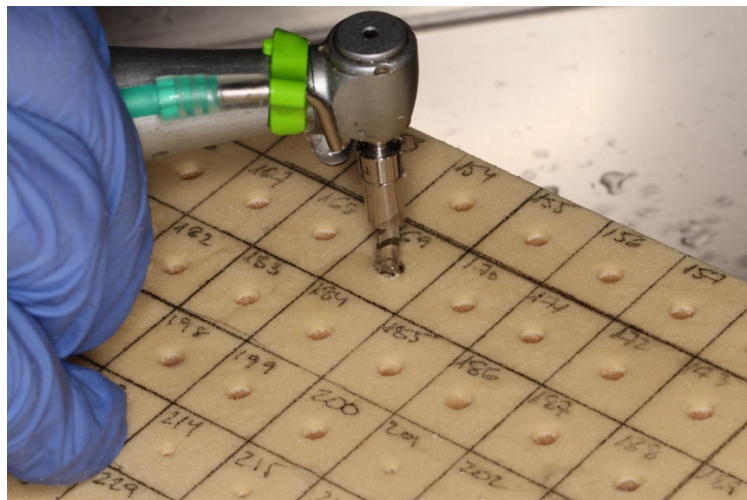


Figura 11: Osteotomía realizada con técnica de infra-fresado.

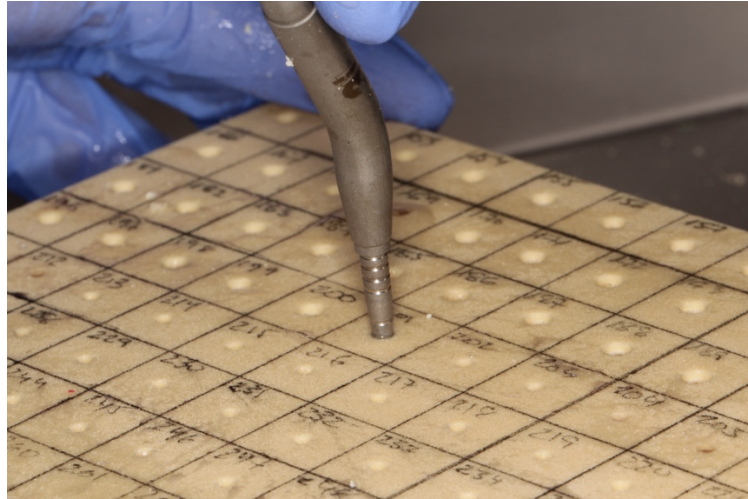


Figura 12: Osteotomía realizada con técnica de osteótomo.

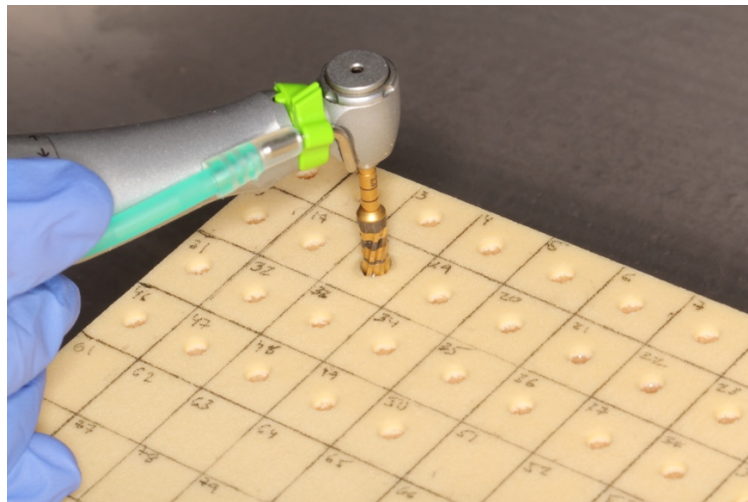


Figura 13: Osteotomía realizada con fresas de oseodensificación.

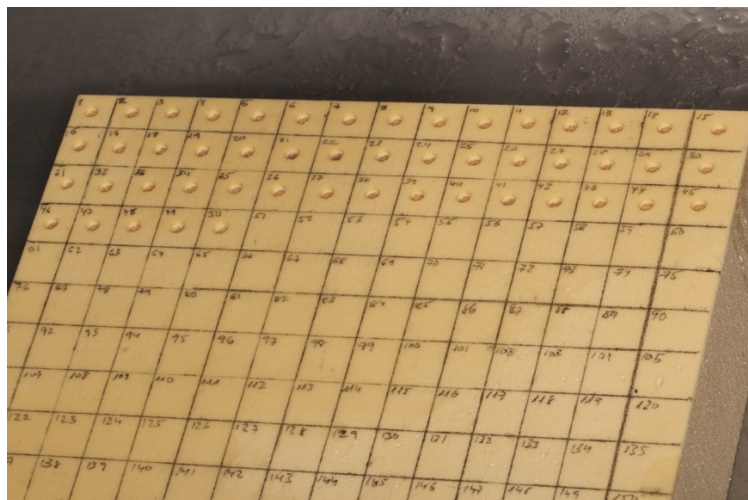


Figura 14: Osteotomías realizadas.

Los protocolos de fresado fueron en función de las tres diferentes técnicas:

- Fresas convencionales utilizando un protocolo de infra-fresado siguiendo las recomendaciones del fabricante para hueso de baja densidad (D3-D4) (figura 15).

Se pasaron por orden a 900 revoluciones con irrigación de suero fisiológico a 10 mm:

1. Fresa lanza: SID001M (tope de fresa: GTPD115)
2. Fresa inicial: 0TD100C (tope de fresa: GTPD115)
3. Fresa piloto 1: 0TD101C (tope de fresa: GTPD115)



Figura 15: Pasos protocolo de fresado en baja densidad (D3-D4) Ziacom® (36).

- Fresas de oseodensificación según las recomendaciones del fabricante para hueso de baja densidad (figura 16). Se pasaron por orden, a 1200 revoluciones, a contra torque, bajo irrigación con suero fisiológico a 10 mm:

1. Fresa lanza
2. Fresa VT 1828 (2.3)
3. Fresa VT 2838 (3.3)

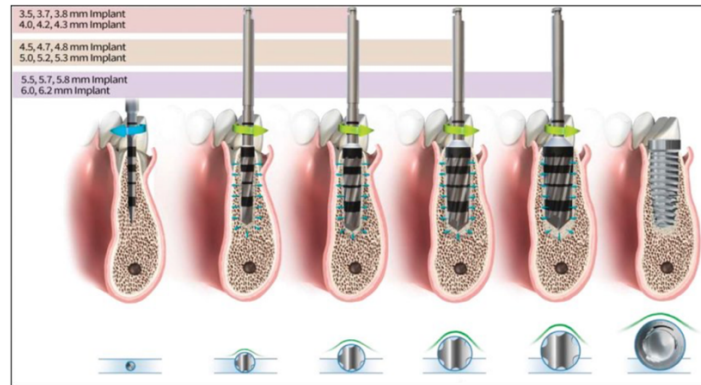


Figura 16: Pasos protocolo de fresado fresas Densah, Versah® (37).

- Juego de osteótomos cóncavos de la casa comercial BIOMET 3i® pasando por orden:
  1. Fresa lanza: SID001M (tope de fresa: GTPD115)
  2. Osteótomo NTOST3A de diámetro 3,25 mm
  3. Osteótomo NTOST4A de diámetro 4 mm

A continuación de las osteotomías, se colocaron los implantes, espaciados 3 mmx3mm, con motor de implantes y contrángulo sin irrigación (figura 17) y se midió el torque de inserción (IT) como el ISQ.

Las osteotomías y la colocación de los implantes fueron realizadas por el operador experto.

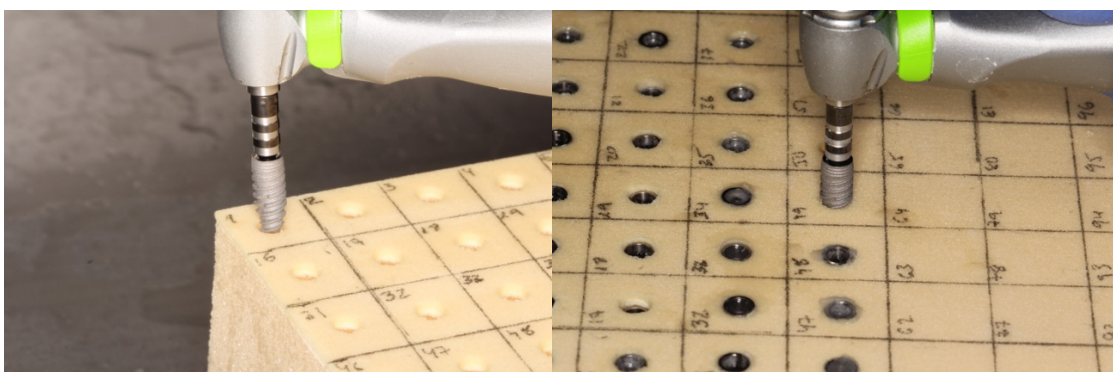


Figura 17: Colocación de implantes.

## 7.2.2 Recogida de datos

### Medición de la estabilidad primaria obtenida

La medida del torque de inserción se registró con el motor (Implanted plus de W&H®), mientras el valor de ISQ se registró mediante el sistema Osstell® y su correspondiente SmartPeg o transductor.

Esto se realiza colocando el transductor correspondiente atornillándolo directamente al implante como si fuera un pilar protésico. La parte activa de la sonda del instrumento se pondrá en un ángulo de aproximadamente 45° y a 2-4 mm hacia la parte superior del SmartPeg sin tocarla (figura 18).

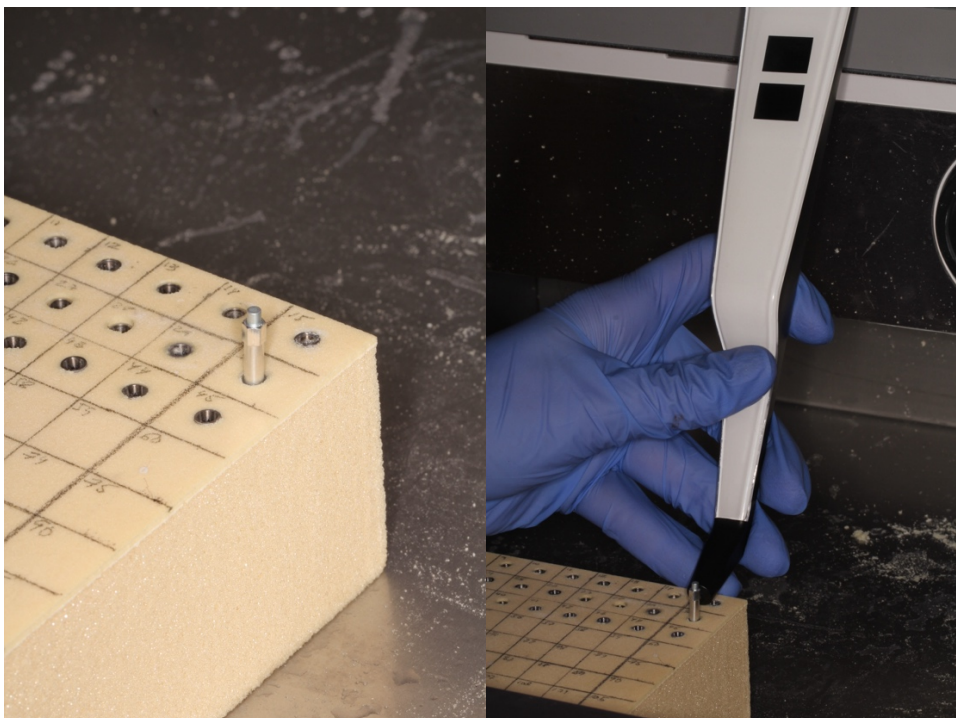


Figura 18: Transductor y medición del ISQ con el Ostell®.

Este proceso se repitió dos veces por cada implante, midiendo cada vez las cuatros caras, vestibular, palatino, mesial y distal, desconectando y conectando el transductor entre la primera y la segunda medición.

Los datos obtenidos con las diferentes mediciones se recolectaron en una tabla de Excel (tabla 3) para su posterior análisis.

Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo operador.

### **7.2.3 Análisis estadísticos de los datos**

#### **VARIABLES DE ESTUDIO**

Las variables principales o variables de estudio (variables dependientes) son:

- El torque de inserción (IT) (variable numérica cuantitativa)
- El cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ) (variable numérica cuantitativa)

Además, se evaluaron otras variables secundarias o factores (variable independiente) que son el tipo de técnica empleada (variable categórica nominal) y la cara del implante (variable categórica nominal).

Cada una de las variables ha sido definida mediante una etiqueta de variable y en función del tipo de variable, categórica o cuantitativa, se les ha asignado los valores y escalas de medida correspondientes utilizando el programa informático de tratamiento estadístico de datos SPSS 23.

Tabla 3: Tabla de resultados con las mediciones

INFRAFRESADO Nº	CARA	1 ISQ	2 ISQ	OSTEÓTOMO Nº	CARA	IT	1 ISQ	2 ISQ	OSEO DENSIFICACIÓN Nº	CARA	IT	1 ISQ	2 ISQ	INFRAFRESADO Nº	1 ISQ	2 ISQ	OSTEÓTOMO Nº	OSEO DENSIFICACIÓN Nº	1 ISQ	2 ISQ	
151	vb	60	60		vb	38	65	65		vb	29	59	60		33	67	66		31	57	57
	pt	59	59		pt	65	65		pt	61	61	61	61	ms	67	66		ms	57	57	57
	ms	59	59		ms	65	65		ms	61	61	55	55	dt	63	63		dt	57	57	57
	dt	59	59		dt	65	65		dt	61	61	60	60	vb	63	63		vb	57	57	57
152	vb	61	60	202	vb	34	63	61	2	vb	28	59	59	177	33	63	63	227	31	53	51
	pt	60	60		pt	63	61		pt	61	61	59	59	vb	63	63		vb	53	51	27
	ms	60	60		ms	63	61		ms	61	61	60	60	pt	62	61		pt	53	51	27
	dt	60	60		dt	63	61		dt	61	61	60	60	ms	62	61		ms	53	52	27
153	vb	60	60	203	vb	34	61	61	3	vb	28	59	59	178	33	63	63	228	31	52	52
	pt	60	60		pt	61	61		pt	61	61	59	59	vb	63	63		vb	52	52	28
	ms	60	60		ms	61	61		ms	61	61	60	60	pt	64	64		pt	52	52	28
	dt	60	60		dt	61	61		dt	61	61	60	60	ms	64	64		ms	52	52	28
154	vb	62	62	204	vb	34	61	61	4	vb	28	59	59	179	33	67	64	229	32	60	60
	pt	60	60		pt	61	61		pt	61	61	59	59	vb	68	65		vb	56	56	29
	ms	62	62		ms	62	62		ms	62	62	60	60	pt	64	64		pt	57	57	29
	dt	62	62		dt	62	62		dt	62	62	60	60	ms	64	64		ms	57	57	29
155	vb	60	60	205	vb	31	63	63	5	vb	28	57	57	180	31	63	63	230	33	62	62
	pt	60	60		pt	63	63		pt	63	63	57	57	vb	63	63		vb	62	62	30
	ms	60	60		ms	63	63		ms	63	63	61	61	pt	63	63		pt	62	62	30
	dt	60	60		dt	63	63		dt	63	63	61	61	ms	63	63		ms	62	62	30
156	vb	61	61	206	vb	31	63	63	6	vb	28	60	60	181	30	62	62	231	34	62	63
	pt	61	61		pt	63	63		pt	63	63	60	60	vb	63	63		vb	62	63	31
	ms	61	61		ms	63	63		ms	63	63	61	61	pt	63	63		pt	63	63	31
	dt	61	61		dt	63	63		dt	63	63	61	61	ms	63	63		ms	63	63	31
157	vb	60	60	207	vb	31	61	61	7	vb	28	62	62	182	31	64	64	232	34	63	63
	pt	60	60		pt	61	61		pt	61	61	62	62	vb	64	64		vb	63	63	32
	ms	60	60		ms	61	61		ms	61	61	62	62	pt	64	64		pt	63	63	32
	dt	60	60		dt	61	61		dt	61	61	62	62	ms	66	66		ms	63	63	32
158	vb	60	60	208	vb	31	64	63	8	vb	28	62	61	183	31	66	65	233	35	63	63
	pt	60	60		pt	64	63		pt	64	63	62	62	vb	65	65		vb	63	63	33
	ms	60	60		ms	64	63		ms	64	63	62	62	pt	66	66		pt	64	64	33
	dt	60	60		dt	64	64		dt	66	66	65	65	ms	66	66		ms	64	64	33
159	vb	60	60	209	vb	32	63	62	9	vb	28	59	59	184	32	64	63	234	35	59	59
	pt	60	60		pt	63	62		pt	63	63	59	59	vb	64	64		vb	59	59	34
	ms	60	60		ms	62	62		ms	63	63	61	61	pt	64	64		pt	61	61	34
	dt	60	60		dt	62	62		dt	63	63	61	61	ms	64	64		ms	61	61	34
160	vb	61	61	210	vb	32	61	61	10	vb	29	63	63	185	32	64	64	235	35	61	61
	pt	60	60		pt	61	61		pt	61	61	59	59	vb	64	64		vb	61	61	35
	ms	60	60		ms	58	58		ms	63	63	63	63	pt	64	63		pt	62	62	35
	dt	60	60		dt	58	57		dt	63	63	63	63	ms	64	63		ms	62	62	35
161	vb	61	61	211	vb	32	61	60	11	vb	28	63	63	186	32	64	64	236	35	62	63
	pt	61	60		pt	61	60		pt	63	63	63	63	vb	65	65		vb	63	63	36
	ms	62	62		ms	57	57		ms	63	63	63	63	pt	63	63		pt	63	63	36
	dt	62	62		dt	57	57		dt	63	63	63	63	ms	63	63		ms	63	63	36
162	vb	60	60	212	vb	32	62	60	12	vb	29	61	61	187	32	65	66	237	35	62	63
	pt	60	60		pt	62	60		pt	61	61	61	61	vb	66	65		vb	62	63	37
	ms	62	62		ms	62	60		ms	63	63	63	63	pt	66	65		pt	62	63	37
	dt	62	62		dt	62	60		dt	63	63	63	63	ms	66	65		ms	62	63	37
163	vb	60	60	213	vb	32	62	62	13	vb	29	61	61	188	32	64	64	238	35	63	63
	pt	60	60		pt	62	62		pt	62	62	64	64	vb	64	64		vb	63	63	38
	ms	62	62		ms	62	62		ms	62	62	64	64	pt	64	63		pt	63	63	38
	dt	62	62		dt	63	63		dt	63	63	64	64	ms	62	63		ms	63	63	38
164	vb	62	62	214	vb	34	59	59	14	vb	29	63	63	189	29	66	66	239	35	57	57
	pt	61	62		pt	59	59		pt	63	63	63	63	vb	66	66		vb	57	57	39
	ms	61	62		ms	56	55		ms	64	64	64	64	pt	66	66		pt	57	57	39
	dt	61	62		dt	56	55		dt	64	64	64	64	ms	66	66		ms	57	57	39
165	vb	61	62	215	vb	34	62	61	15	vb	27	59	59	190	33	64	65	240	35	61	61
	pt	59	58		pt	62	61		pt	59	59	59	59	vb	64	64		vb	61	61	40
	ms	58	58		ms	62	61		ms	57	57	63	63	pt	64	64		pt	60	60	40
	dt	62	62		dt	62	61		dt	57	57	63	63	ms	64	64		ms	60	60	40
166	vb	62	62	216	vb	34	58	57	16	vb	27	63	63	191	33	64	64	241	35	62	62
	pt	62	62		pt	58	57		pt	63	63	63	63	vb	64	64		vb	62	62	41
	ms	62	62		ms	57	57		ms	59	58	63	63	pt	64	64		pt	61	62	41
	dt	62	62		dt	57	56		dt	59	59	64	64	ms	64	64		ms	58	58	41
167	vb	63	63	217	vb	34	62	62	17	vb	28	58	59	192	34	65	64	242	35	60	60
	pt	63	63		pt	62	62		pt	58	58	58	58	vb	65	64		vb	60	60	42
	ms	63	63		ms	62	62		ms	57	56	64	64	pt	65	64		pt	58	58	42
	dt	63	63		dt	63	63		dt	57	56	64	64	ms	65	64		ms	58	58	42
168	vb	63	63	218	vb	34	63	62	18	vb	30	65	65	193	34	65	64	243	35	58	58
	pt	64	63		pt	63	62		pt	65	65	66	66	vb	65	64		vb	57	59	43
	ms	64	63		ms	64	63		ms	66	66	66	66	pt	65	65		pt	58	58	43

## 8. Resultados

### 8.1 Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos recogidos para el presente estudio se ha realizado mediante el programa informático 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 se rechazará la hipótesis nula.

Para estudiar las diferencias entre los valores del torque de inserción y del cociente de estabilidad primaria en función del tipo de técnica empleada se utilizaron las pruebas Anova, pruebas robustas de comparación y las pruebas post-hoc de Bonferroni y Games-Howell. Para estudiar la correlación entre el torque de inserción y el cociente de estabilidad primaria se utilizaron pruebas de correlación de Pearson.

#### Contrastes de hipótesis

Fue necesario estudiar si existen diferencias de los valores del torque de inserción en función de los tres grupos formados por cada una de las técnicas consideradas.

Contraste de hipótesis 1:

**Hipótesis Nula ( $H_0$ ):** No existe diferencias significativas en los valores del torque de inserción en función del grupo de técnica empleada.

**Hipótesis Alternativa ( $H_1$ ):** Existen diferencias significativas en los valores del torque de inserción en función del grupo de técnica empleada.

También fue estudiado si existen diferencias significativas en cuanto a los valores del cociente de estabilidad primaria en función del tipo de técnica empleada, esto para cada una de las caras y en general, por lo que tendremos el siguiente contraste de hipótesis.

Contraste de hipótesis 2:

**Hipótesis Nula ( $H_0$ ):** No existe diferencias significativas en los valores del ISQ en función del grupo de técnica empleada.

**Hipótesis Alternativa (H<sub>1</sub>):** Existen diferencias significativas en los valores del ISQ en función del grupo de técnica empleada.

Por último, fue analizado si existe correlación entre el torque de inserción y el valor del ISQ, en cada cara y en general.

Contraste de hipótesis 3:

**Hipótesis Nula (H<sub>0</sub>):** No existe correlación entre el torque de inserción y el ISQ.

**Hipótesis Alternativa (H<sub>1</sub>):** Existen correlación entre el torque de inserción y el ISQ.

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

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

#### Estudio del torque de inserción (IT) en función de la técnica de preparación

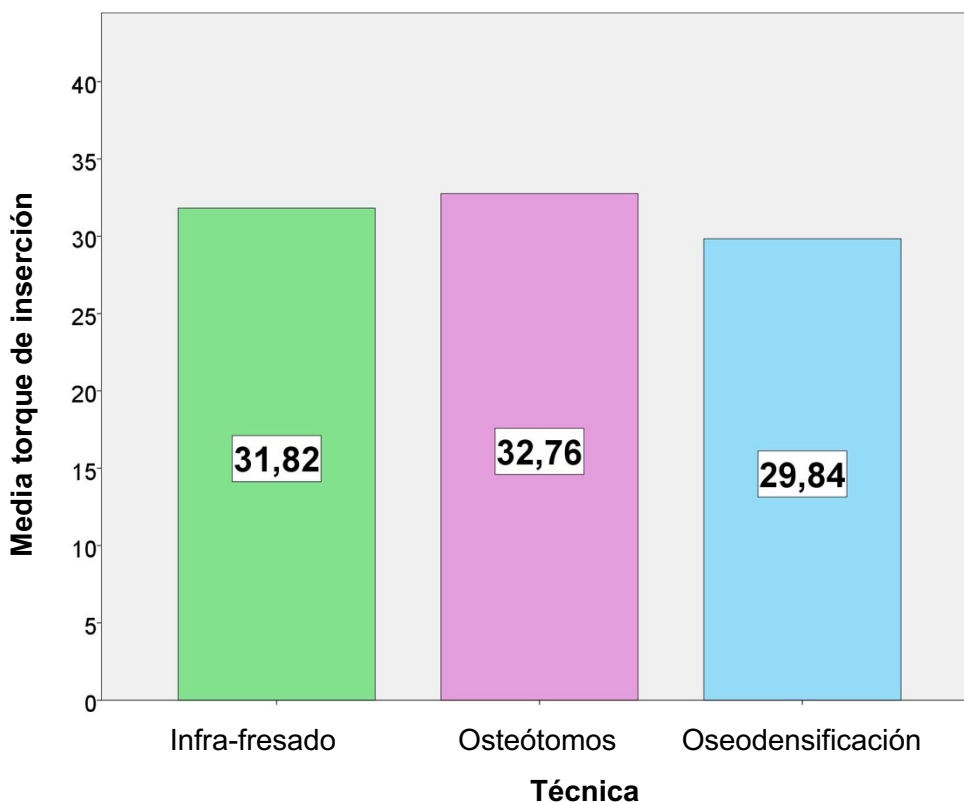
En la muestra de 150 implantes el torque de inserción medio fue de 31,47 ± 0,34 N/cm. En función de la técnica de instrumentación tenemos los siguientes resultados (tabla 4).

Tabla 4: Valores descriptivos de torque de inserción

Técnica empleada	Descriptivos							
	Torque de inserción							
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
Límite inferior					Límite superior			
Infra-fresado	50	31,82	1,289	0,182	31,45	32,19	27	34
Osteótomo	50	32,76	2,264	0,320	32,12	33,40	27	38
Oseodensificación	50	29,84	1,557	0,220	29,40	30,28	27	32
Total	150	31,47	2,126	0,174	31,13	31,82	27	38

El torque medio en el caso de la técnica de infra-fresado fue de  $31,82 \pm 0,37$  N/cm, en el caso de la técnica de osteótomo fue de  $32,76 \pm 0,64$  N/cm y en el caso de la técnica de oseodensificación fue de  $29,84 \pm 0,44$  N/cm (gráfica 1).

Gráfica 1: Valores medios de torque de inserción según cada técnica.



No se observaron grandes diferencias entre los valores medios del torque de inserción de los tres grupos, para ver si existen diferencias estadísticamente significativas se realizó una prueba de comparación. Como el tamaño de las muestras fue suficientemente grande como para poder suponer que las muestras provienen de una población con distribución normal, se utilizó una prueba paramétrica; para la selección de que tipo de prueba, se realizó una prueba de homogeneidad de varianzas de Levene (tabla 5).

Tabla 5: Prueba de homogeneidad de varianzas de Levene

<b>Prueba de homogeneidad de varianzas</b>				
	Estadístico de Levene	gl1	gl2	p-valor
Torque de inserción	10,924	2	147	<0,001

El p-valor del estadístico de contraste de la prueba de Levene fue menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que no se ha podido suponer que las tres muestras tengan varianzas iguales por lo que se realizó una prueba robusta de igualdad de medias de Welch (tabla 6).

Tabla 6: Prueba robusta de igualdad de las medias

Pruebas robustas de igualdad de las medias					
		Estadístico	gl1	gl2	p-valor
Torque de inserción	Welch	36,206	2	94,005	<0,001

El p-valor del estadístico de contraste del Welch fue menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que se encontraron evidencias estadísticas para decir que el torque de inserción de al menos uno de los tres grupos fue significativamente distinto de los otros.

Tabla 7: Comparaciones múltiples

Comparaciones múltiples							
Games-Howell							
Variable dependiente	(I) Técnica	(J) Técnica	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Torque de inserción	Infra-fresado	Osteótomo	-,940*	,368	,034	-1,82	-,06
		Oseodensificación	1,980*	,286	,000	1,30	2,66
	Osteótomo	Infra-fresado	,940*	,368	,034	,06	1,82
		Oseodensificación	2,920*	,389	,000	1,99	3,85
	Oseodensificación	Infra-fresado	-1,980*	,286	,000	-2,66	-1,30
		Osteótomo	-2,920*	,389	,000	-3,85	-1,99

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

En todas las comparaciones (tabla 7) los p-valores de los estadísticos de contraste fueron menores que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias estadísticas para decir que existen diferencias significativas entre los torques de inserción de los tres grupos, siendo significativamente mayor los del grupo de osteótomos que los de los otros dos grupos y significativamente mayor los del grupo de infra-fresado que los del grupo de oseodensificación.

Estudio del cociente de estabilidad primaria (ISQ) en función de la técnica de preparación

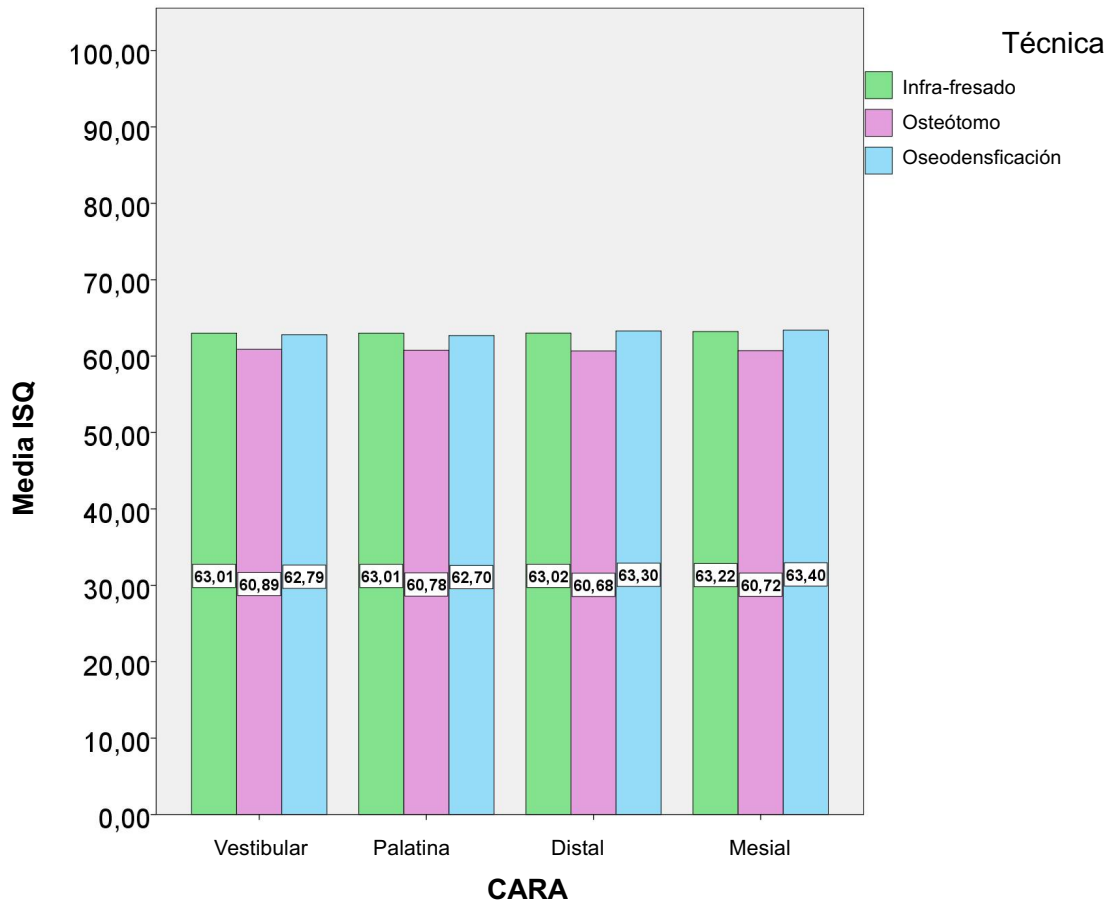
Se ha medido el cociente de estabilidad de los 50 implantes de los tres grupos dos veces, obteniendo el ISQ de cada implante como la media de las dos mediciones, con todo esto, se han tenido los valores medios de ISQ para cada una de las técnicas de instrumentación en cada una de las caras de los implantes (tabla 8).

Tabla 8: Descriptivos ISQ por cada cara del implante

Descriptivos ISQ en cada cara del implante									
Cara	Técnica empleada	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
Vestibular	Infra-fresado	50	63,01	1,87	,26	62,48	63,54	60,0	66,5
	Osteótomo	50	60,89	2,84	,40	60,08	61,70	52,0	65,5
	Oseodensificación	50	62,79	2,25	,32	62,15	63,43	57,0	66,0
Palatina	Infra-fresado	50	63,01	2,09	,30	62,42	63,60	58,5	66,5
	Osteótomo	50	60,78	3,03	,43	59,92	61,64	52,0	65,5
	Oseodensificación	50	62,70	2,28	,32	62,05	63,35	57,0	66,0
Distal	Infra-fresado	50	63,02	1,98	,28	62,46	63,58	58,0	67,0
	Osteótomo	50	60,68	3,29	,47	59,74	61,62	52,0	66,0
	Oseodensificación	50	63,30	2,56	,36	62,57	64,03	55,0	67,0
Mesial	Infra-fresado	50	63,22	1,79	,25	62,71	63,73	58,5	67,0
	Osteótomo	50	60,72	3,27	,46	59,79	61,65	52,0	66,0
	Oseodensificación	50	63,40	2,28	,32	62,75	64,05	57,0	67,0

En la cara vestibular el ISQ medio del grupo de la técnica de infra-fresado fue  $63,01 \pm 0,53$ , el de la técnica de osteótomo fue  $60,89 \pm 0,81$  y el de la técnica de oseodensificación fue  $62,79 \pm 0,64$ . En la cara palatina el ISQ medio del grupo de la técnica de infra-fresado fue  $63,01 \pm 0,59$ , el de la técnica de osteótomo fue  $60,78 \pm 0,86$  y el de la técnica de oseodensificación fue  $62,70 \pm 0,65$ . En la cara distal el ISQ medio del grupo de la técnica de infra-fresado fue  $63,01 \pm 0,56$ , el de la técnica de osteótomo fue  $60,68 \pm 0,94$  y el de la técnica de oseodensificación fue  $63,22 \pm 0,73$ . En la cara mesial el ISQ medio del grupo de la técnica de infra-fresado fue  $63,22 \pm 0,51$ , el de la técnica de osteótomo fue  $60,72 \pm 0,93$  y el de la técnica de oseodensificación fue  $63,40 \pm 0,65$ .

Gráfica 2: Valores medios de ISQ por cada cara del implante en función de la técnica.



Se han notado diferencias en cuanto a los valores medios del ISQ en función de la técnica empleada. Como se ha indicado anteriormente, se realizó pruebas de Levene para ver si existe homogeneidad de varianzas en cada una de las caras (tabla 9).

Tabla 9: Prueba de homogeneidad de varianzas de Levene

**Prueba de homogeneidad de varianzas**

**ISQ**

CARA	Estadístico de Levene	gl1	gl2	p-valor
Vestibular	2,021	2	147	,136
Palatina	2,143	2	147	,121
Distal	10,301	2	147	,000
Mesial	13,134	2	147	,000

Para las caras vestibular y palatina los p-valores fueron mayores que 0,05, por lo que se ha podido suponer que las tres muestras tenían varianzas similares, por lo que se utilizó pruebas de comparación Anova de Pearson. Para las caras distal y mesial los p-valores fueron menores que 0,001, menores que 0,05, por lo que en ambos casos no se ha podido asumir que las tres muestras presentaban varianzas similares, por lo que se utilizó una prueba robusta de Welch (tabla 10).

Tabla 10: Pruebas de igualdad de las medias

<b>Pruebas de igualdad de las medias</b>			
CARA		Estadístico	p-valor
Vestibular	Anova	36,190	<0,001
Palatina	Anova	11,679	<0,001
Distal	Welch	11,369	<0,001
Mesial	Welch	13,002	<0,001

En los cuatro casos los p-valores fueron menores que 0,001, menores que 0,05, por lo que se ha encontrado evidencias para decir que existen diferencias significativas en los valores ISQ de al menos uno de los tres tipos de técnica.

Para analizar cómo fueron estas diferencias, se realizó pruebas post-hoc de comparación, en concreto la prueba de Bonferroni para las caras vestibular y palatina, ya que podemos suponer igualdad de varianzas, y la prueba de Games-Howell para las caras distal y mesial, ya que no se ha podido suponer igualdad de varianzas (tabla 11).

Tabla 11: Comparaciones múltiples

Comparaciones múltiples								
Variable dependiente: ISQ			Diferencia de medias (I-J)	Error típico	p-valor	Intervalo de confianza al 95%		
CARA	(I) Técnica	(J) Técnica				Límite inferior	Límite superior	
Vestibular	Bonferroni	Infra-fresado	Osteótomo	2,1200*	,4706	<0,001	,980	3,260
			Oseodensificación	,2200	,4706	1,000	-,920	1,360
		Osteótomo	Infra fresado	-2,1200*	,4706	<0,001	-3,260	-,980
			Oseodensificación	-1,9000*	,4706	<0,001	-3,040	-,760
		Oseodensificación	Infra-fresado	-,2200	,4706	1,000	-1,360	,920
			Osteótomo	1,9000*	,4706	<0,001	,760	3,040
Palatina	Bonferroni	Infra-fresado	Osteótomo	2,2300*	,4999	<0,001	1,019	3,441
			Oseodensificación	,3100	,4999	1,000	-,901	1,521
		Osteótomo	Infra fresado	-2,2300*	,4999	<0,001	-3,441	-1,019
			Oseodensificación	-1,9200*	,4999	,001	-3,131	-,709
		Oseodensificación	Infra-fresado	-,3100	,4999	1,000	-1,521	,901
			Osteótomo	1,9200*	,4999	0,001	,709	3,131
Distal	Games-Howell	Infra-fresado	Osteótomo	2,3400*	,5428	<0,001	1,044	3,636
			Oseodensificación	-,2800	,4569	0,813	-1,368	,808
		Osteótomo	Infra fresado	-2,3400*	,5428	<0,001	-3,636	-1,044
			Oseodensificación	-2,6200*	,5891	<0,001	-4,023	-1,217
		Oseodensificación	Infra-fresado	,2800	,4569	0,813	-,808	1,368
			Osteótomo	2,6200*	,5891	<0,001	1,217	4,023
Mesial	Games-Howell	Infra-fresado	Osteótomo	2,5000*	,5275	<0,001	1,239	3,761
			Oseodensificación	-,1800	,4101	0,899	-1,157	,797
		Osteótomo	Infra fresado	-2,5000*	,5275	<0,001	-3,761	-1,239
			Oseodensificación	-2,6800*	,5641	<0,001	-4,025	-1,335
		Oseodensificación	Infra-fresado	,1800	,4101	,899	-,797	1,157
			Osteótomo	2,6800*	,5641	<0,001	1,335	4,025

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

En las cuatro caras, las comparaciones de los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos con los de los grupos de técnica de infra-fresado y técnica de oseodensificación nos dio como resultado p-valores menores que 0,05, por lo que se ha encontrado evidencias estadísticas para decir que existen diferencias significativas entre los valores ISQ del grupo de implantes en los que se ha

utilizado la técnica de osteótomo y los valores ISQ de los grupos de implantes en los que se han utilizado las técnicas de infra-fresado y técnica de oseodensificación respectivamente, siendo los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos significativamente menores que los ISQ de los otros dos grupos.

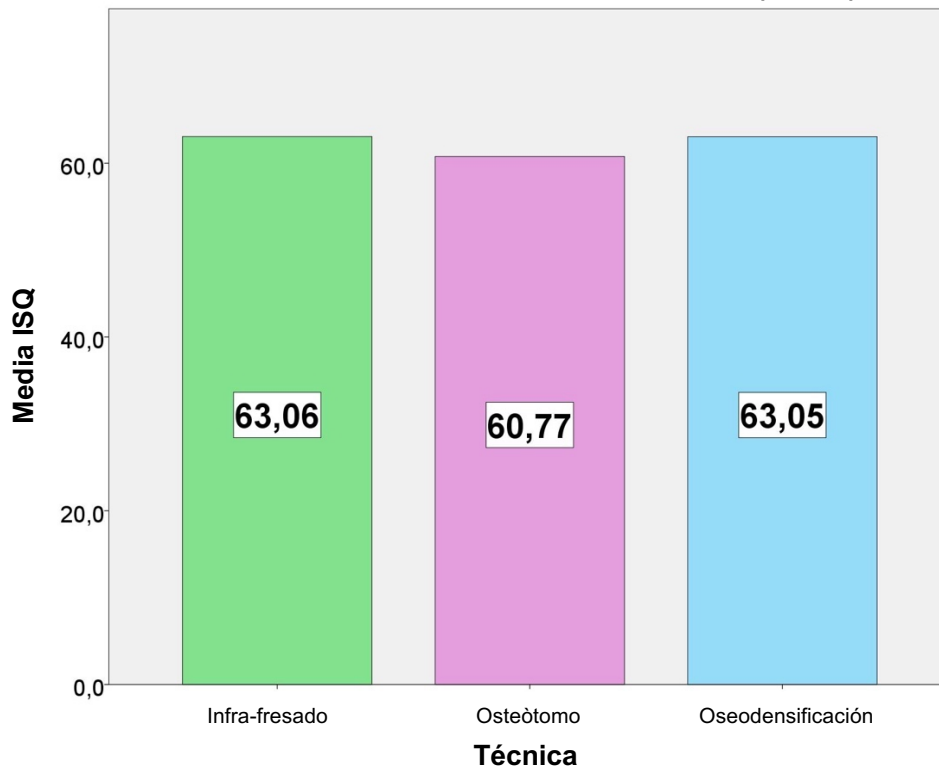
**Si consideramos la media de los valores ISQ de las cuatro caras como el valor ISQ del implante tenemos los siguientes resultados (tabla 12).**

Tabla 12: Descriptivos de la media de los valores ISQ de las cuatro caras como valor global

Descriptivos ISQ								
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Infra-fresado	50	63,07	1,66	0,24	62,59	63,54	59,50	66,00
Osteótomo	50	60,77	3,03	0,43	59,91	61,63	52,00	65,50
Oseodensificación	50	63,05	2,08	0,29	62,46	63,64	58,00	66,50
Total	150	62,29	2,55	0,21	61,88	62,71	52,00	66,50

En el caso de los implantes en los que se ha utilizado la técnica de infra-fresado el ISQ medio fue de  $63,07 \pm 0,47$ , en del grupo de técnica de osteótomo fue  $60,77 \pm 0,86$  en el grupo de técnica de oseodensificación fue de  $63,05 \pm 0,59$  (gráfica 3).

Gráfica 3: Valores medios de ISQ en función de cada técnica por implante global



La prueba de Levene nos dio los siguientes resultados (tabla 13).

Tabla 13: Prueba de homogeneidad de varianzas

**Prueba de homogeneidad de varianzas**

**ISQ**

Estadístico de Levene	gl1	gl2	p-valor
8,473	2	147	<0,001

El p-valor es menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que no se ha podido suponer que las varianzas de los tres grupos sean iguales, por lo que se utilizó una prueba de comparación robusta de Welch (tabla 14).

Tabla 14: Prueba robustas de igualdad de las medias

**Pruebas robustas de igualdad de las medias**

**ISQ**

	Estadístico	gl1	gl2	p-valor
Welch	11,969	2	93,443	<0,001

El p-valor del estadístico de contraste de Welch fue menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias estadísticas para decir

que existen diferencias significativas entre los valores ISQ de al menos uno de los grupos. Se realizó una prueba de Games-Howell para ver como son estas diferencias (tabla 15).

Tabla 15: Comparaciones múltiples

Comparaciones múltiples							
Variable dependiente: ISQ							
(I) Técnica	(J) Técnica	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%		
					Límite inferior	Límite superior	
Games-Howell	Infra-fresado	Osteótomos	2,2975*	0,489	<0,001	1,128	3,467
		Oseodensificación	,0175	0,376	0,999	-0,878	0,913
	Osteótomos	Infra-fresado	-2,2975*	0,489	<0,001	-3,467	-1,128
		Oseodensificación	-2,2800*	0,520	<0,001	-3,520	-1,040
	Oseodensificación	Infra-fresado	-,0175	0,376	0,999	-0,913	0,878
		Osteótomos	2,2800*	0,520	<0,001	1,040	3,520

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

Las comparaciones de los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos con los de los grupos de técnica de infra-fresado y técnica de oseodensificación dio como resultado p-valores menores que 0,05, por lo que se ha encontrado evidencias estadísticas para decir que existen diferencias significativas entre los valores ISQ del grupo de implantes en los que se ha utilizado la técnica de osteótomo y los valores ISQ de los grupos de implantes en los que se han utilizado las técnicas de infra-fresado y técnica de oseodensificación respectivamente, siendo los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos significativamente menores que los ISQ de los otros dos grupos.

### 8.1.2 Correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ)

Se estudió si existe correlación entre el torque de inserción y el cociente de estabilidad del implante, esto se analizó por cara (tabla 16) y en total para cada una de las técnicas empleadas (tabla 17).

Tabla 16: Correlaciones ISQ y torque de inserción por cada cara de los implantes

		Correlaciones			
		Vestibular	Palatina	Distal	Mesial
Infra-fresado	Correlación de Pearson	0,285*	0,254	0,234	0,212
	p-valor	0,045	0,075	0,102	0,139
Osteótomo	Correlación de Pearson	0,194	0,213	0,170	0,167
	p-valor	0,176	0,138	0,237	0,246
Oseodensificación	Correlación de Pearson	0,675**	0,696**	0,374**	0,375**
	p-valor	<0,001	<0,001	0,007	0,007

\*. La correlación es significativa al nivel 0,05.

\*\* . La correlación es significativa al nivel 0,01.

Para el grupo de la técnica de infra-fresado se obtuvo un p-valor de 0,045, para la cara vestibular, menor que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias estadísticas para decir que existe correlación entre el torque y el ISQ en la cara vestibular, el coeficiente de correlación fue 0,285, positivo, por lo que la correlación es directa, cuando aumenta el torque aumenta el ISQ en esta cara, pero el valor del coeficiente es cercano a cero por lo que la correlación es débil. En el resto de las caras los p-valores fueron mayores que 0,05, por lo que no se han encontrado evidencias para decir que exista correlación entre el torque de inserción y el cociente de estabilidad primaria del implante.

Para el grupo de la técnica de osteótomo se obtuvieron p-valores mayores que 0,05, para todas las caras, por lo que no se encontraron evidencias para decir que exista correlación entre el torque de inserción y el ISQ en ninguna de las caras.

Para el grupo de la técnica de oseodensificación se obtuvieron p-valores menores que 0,05, para todas las caras, por lo que se encontraron evidencias para decir que existe correlación entre el torque de inserción y el ISQ en todas las caras; en todas las caras el coeficiente de correlación fue positivo, por lo que la correlación fue directa.

En el caso de la cara vestibular el coeficiente fue 0,675, por lo que la correlación fue fuerte, lo mismo ocurre en la cara palatina con un coeficiente de 0,696, en la distal y mesial se han obtenido coeficientes de 0,374 y 0,375 respectivamente, por lo que la correlación entre las variables fue moderada.

**Si consideramos el valor medio de las cuatro caras como indicador de la estabilidad del implante** hemos tenido los siguientes resultados en cuanto a la correlación entre el ISQ y el torque de inserción (tabla 17).

Tabla 17: Correlaciones ISQ y torque de inserción por implante global

		ISQ- Torque
Infra-fresado	Correlación de Pearson	0,287*
	p-valor	0,044
Osteótomo	Correlación de Pearson	0,190
	p-valor	0,187
Oseodensificación	Correlación de Pearson	0,592**
	p-valor	<0,001

\*. La correlación es significativa al nivel 0,05.

\*\*.. La correlación es significativa al nivel 0,01.

En el caso de los implantes en los que se utilizó la técnica de infra-fresado se obtuvo que el p-valor del estadístico de contraste de Pearson fue 0,044, menor que 0,05, por lo que se encontraron evidencias para decir que existe correlación entre el torque y el ISQ, el coeficiente de Pearson fue 0,287, positivo, por lo que la correlación fue directa, el cociente de estabilidad aumenta cuando aumenta el torque, y la fuerza de la correlación fue débil.

En el caso de los implantes en los que se utilizó la técnica de osteótomo se obtuvo que el p-valor del estadístico de contraste de Pearson fue 0,187, mayor que 0,05, por lo que no se han encontrado evidencias para decir que exista correlación entre el torque y el ISQ en este conjunto de datos.

En el caso de los implantes en los que se utilizó la técnica de oseodensificación se obtuvo que el p-valor del estadístico de contraste de Pearson fue menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias para decir que existe correlación entre el torque y el cociente de estabilidad, el coeficiente de Pearson fue 0,592, positivo, por lo que la correlación fue directa, el cociente de estabilidad aumenta cuando aumenta el torque, y la fuerza de la correlación fue fuerte (tabla 18).

Tabla 18: Coeficiente de correlación de Pearson

Coeficiente de correlación de Pearson	Correlación
0 – 0,10	Inexistente
0,10 – 0,30	Débil
0,30 – 0,50	Moderada
0,50 – 1	Fuerte

## 8.2 Interpretación del análisis estadístico de los resultados

**8.2.1 En el estudio comparativo de los valores del torque en función del tipo de técnica empleada** se obtuvo que el p-valor del estadístico de contraste del Welch fue menor que 0,001, menor que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias estadísticas para decir que el torque de inserción de al menos uno de los tres grupos fue significativamente distinto de los otros, siendo significativamente mayores los valores del torque de inserción del grupo de osteótomos que los de los grupos de infra-fresado y oseodensificación. Además, fueron significativamente mayores los valores del grupo de infra-fresado que los del grupo de oseodensificación.

**8.2.2 En el estudio comparativo de los valores del ISQ de las cuatro caras del implante en función del tipo de técnica empleada** se obtuvo que las cuatro caras del implante los p-valores de las pruebas de comparación Anova y robusta de Welch fueron menores que 0,001, menores que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias para decir que existen diferencias significativas en los valores ISQ de al menos uno de los tres tipo de técnica, siendo los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos significativamente menores que los ISQ de los grupos de infra-fresado y oseodensificación.

**8.2.3 En el estudio comparativo de los valores del ISQ del implante en función del tipo de técnica empleada** se obtuvo que las cuatro caras del implante los p-valores de las pruebas de comparación Anova y robusta de Welch fueron menores que 0,001, menores que 0,05, por lo que se han encontrado evidencias para decir que existen diferencias significativas en los valores ISQ de al menos uno de los tres tipo de técnica, siendo los valores ISQ del grupo de la

técnica de osteótomos significativamente menores que los ISQ de los grupos de infra-fresado y oseodensificación.

**8.2.4 En el estudio de la correlación entre el torque y el cociente de estabilidad primaria en cada una de las caras** se obtuvo que:

Para la técnica de infra-fresado se ha encontrado correlación directa débil entre el torque y el cociente de estabilidad en la cara vestibular. En el resto de las caras no se ha encontrado correlación entre las variables.

Para la técnica de osteótomos no se ha encontrado correlación entre el torque y el cociente de estabilidad en ninguna de las caras.

Para la técnica de oseodensificación se ha encontrado correlación directa fuerte entre el torque y el cociente de estabilidad en las caras vestibular y palatina, y se ha encontrado correlación directa moderada entre el torque y el cociente de estabilidad en las caras distal y mesial.

**8.2.5 En el estudio de la correlación entre el torque y el cociente de estabilidad primaria general** se ha encontrado correlación directa débil entre las variables en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación. En el grupo de osteótomos no se ha encontrado evidencias de correlación entre el torque y el cociente de estabilidad.

## **9. Discusión**

El presente estudio in vitro proporciona información basada en la evidencia estadística sobre la evaluación de la estabilidad primaria de implantes dentales en bloques de poliuretano de baja densidad colocados mediante técnica de oseodensificación respecto a los resultados obtenidos mediante técnica de infra-fresado y osteótomos. El objetivo principal de este trabajo fue evaluar la estabilidad primaria conseguida en el momento de la colocación según las diferentes técnicas de preparación y, de manera secundaria, estudiar la correlación entre los valores de IT y ISQ.

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

En los últimos años, han sido muchos los avances en odontología descritos en la literatura dirigidos a superar las limitaciones anatómicas que los médicos están acostumbrados a encontrar, como la limitación de poca densidad ósea, típica de la zona posterior del maxilar, considerada en este trabajo (26).

Es por esto que, las distintas técnicas, han ido evolucionando y perfeccionándose cada vez más para superar lo que antes eran indicadores de mal pronóstico de un implante, consiguiendo compensar el límite y permitiendo así que un implante colocado en la zona límite consiga una mayor estabilidad primaria (1,4,7,10).

En este trabajo, la estabilidad primaria, a través de los índices de IT e ISQ, nos permite así evaluar cual puede ser la mejor técnica en hueso tipo 4.

El análisis de resultados revela que, estadísticamente, en base al torque de los 50 implantes colocados con cada técnica, existen diferencias significativas entre los torques con la técnica de osteótomos y las otras dos técnicas. El valor obtenido con la técnica de osteótomos es significativamente mayor que los de los otros dos grupos y, además, es significativamente mayor los del grupo de infra-fresado que los del grupo de oseodensificación.

Analizando los valores obtenidos de ISQ en el total de los 150 implantes colocados con las tres técnicas, se encontraron diferencias significativas entre los valores ISQ del grupo de implantes en los que se ha utilizado la técnica de

osteótomos y los valores ISQ de los grupos de implantes en los que se han utilizado las técnicas de infra-fresado y de oseodensificación respectivamente. Los valores ISQ del grupo de la técnica de osteótomos fueron significativamente menores que los ISQ de los otros dos grupos. Entre el grupo de infra-fresado y oseodensificación no se encontraron diferencias significativas, también si el grupo de infra-fresado consiguió valores un poco más superiores.

Los resultados pueden llevar a pensar que en términos de ISQ, en hueso de muy baja densidad, las dos técnicas del infra-fresado y oseodensificación son ambas buenas para el uso clínico. En cambio, la técnica del osteótomos, a pesar de presentar mejores valores en términos de IT respecto a las otras dos técnicas, es deficiente en términos de ISQ ( $60,77 \pm 0,86$ ).

Sin embargo, a nivel clínico, estos valores de ISQ obtenidos con los osteótomos están por encima del valor mínimo suficiente, de hecho, son valores de ISQ menores a 45 que se retienen insuficiente para una correcta estabilidad (5,6).

Los resultados diferentes de estabilidad primaria obtenidos, por la técnica del infra-fresado y de la oseodensificación, comparando el torque y el ISQ se pueden 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, mientras que el ISQ indica la resistencia a la carga de flexión, mide el ajuste y la congruencia entre el implante y el hueso en su longitud (38,39). Estas dos herramientas son útiles a la hora de medir la estabilidad primaria, pero podrían revelar valores diferentes sobre todo en hueso de muy baja densidad como en ese estudio, ya que la resistencia que mide el torque podría verse disminuida, mientras la unión implante/hueso del ISQ revelarse suficiente (39).

En otros estudios, se reveló también estas diferencias entre las mediciones de estabilidad entre el torque y el cociente de estabilidad primaria (29,40).

Los resultados de la presente investigación se acercan con lo reportado en otros estudios similares (11,41–43). Karl y cols. (41), en un estudio in vitro en bloques de poliuretano de varias densidades, compararon la técnica de fresado convencional, el infra-fresado y la técnica de osteotómos. En los bloques de baja

densidad, encontraron valores más alto de torque por la técnica de osteotómos, mientras valores más alto de ISQ por la técnica del infra-fresado. Sin embargo, en el bloque de baja densidad no existiera uno espesor de cortical, solo fuera medular de 10 PCF mientras se sabe que hay una fuerte correlación entre espesor de la cortical e ISQ. Así mismo, fue realizado otro estudio in-vitro en bloques de poliuretano de baja densidad tipo 4 por Formiga y cols. (42), los cuales pusieron 20 implantes, de 4 mm de anchura y 11 de longitud, por cada una de las cuatro técnicas (fresado convencional, instrumentos compactadores, infra-fresado y oseodensificación). Encontraron que, de los 80 implantes, las medidas de estabilidad (IT e ISQ) mayor la consiguió la técnica de infra-fresado respecto a la esperada oseodensificación.

Yu X y cols. (11) publicaron en 2022 una revisión sistemática y metaanálisis cuyo objetivo era analizar que técnica de preparación del lecho del implante podía proporcionar una mayor tasa de estabilidad primaria en hueso de baja densidad. Se compararon las técnicas y a través de los datos presentados en esta revisión, oseodensificación, osteotómos e infra-fresado mostraron un nivel significativamente mayor de estabilidad primaria del implante (ISQ) en comparación con el fresado convencional. Además, el grupo de infra-fresado presentó el mayor aumento de ISQ.

Otro trial clínico similar fue realizado por Elsheikh y cols. (43) que colocaron 36 implantes en la zona posterior del maxilar con tres técnicas diferentes, concluyeron que existiera una diferencia de tasas de ISQ y torque entre el grupo de infra-fresado, significativamente mayor, respecto a la técnica de oseodensificación y del expansor óseo.

Otro estudio a favor, en costilla de cerdo, de Delgado-Ruiz y cols. (18) concluyeron que la técnica que aporta más estabilidad primaria es la del infra-fresado respecto a la de oseodensificación tras haber comparado las tasas de estabilidad de 40 implantes, de 4,1 mm de diámetro y 10 mm de longitud. Todos los métodos de evaluación, IT, Periotest y RFA, han mostrados valores mayores por la técnica del infra-fresado y esto fue explicado por la geometría de sus fresas más similar a la del implante y por esto más eficaces para aumentar los valores de la estabilidad primaria.

Otros resultados diferentes se afirmaron en el estudio de Rastelli y cols. (44), que realizaron un estudio de comparación entre 5 técnicas de preparación:

piezocirugía, convencional, infra-fresado, osteotómos y osteodistracción con 50 implantes cónico de 10 mm de longitud y 3,9 de diámetro. Utilizaron la parte proximal de las costillas de cerdo, para simular un hueso de tipo 4 donde se redujo el componente cortical dejando expuesta solo la parte medular para la colocación del implante y establecieron que una técnica es sustituible por las demás, ya que ninguna de ellas mejora la estabilidad del implante en términos de ISQ. Concluyeron que, en su lugar, su elección debe dirigirse a la técnica que acelere el proceso de cicatrización y osteointegración. La única excepción, que coincide parcialmente con los resultados de este estudio, es de la técnica de osteotómos, que muestra un cociente de estabilidad primaria ligeramente inferior, aunque los valores son estadísticamente no significativos.

Sin embargo, estos resultados suelen ser controvertidos ya que otros estudios en hueso de cerdo obtuvieron resultados diferentes (26,45,46). Barberá-Millán y cols. (26) realizaron un estudio in vitro con 55 implantes cónicos, de 4 mm de anchura por 10 mm de longitud, donde compararon los valores de IT e ISQ obtenidos con la técnica de infra-fresado y la técnica de oseodensificación en tibia de cerdo de baja densidad. Destacaron que la técnica de oseodensificación mejora la estabilidad primaria por haber obtenido valores de torque e ISQ significativamente mayores con esta técnica de preparación. Así mismo, Seo y cols. (46) pusieron 87 implantes, de 4,5 mm de diámetro y 10 de longitud, en 13 esternones de porcinos frescos de baja densidad con fresado estándar, infra-fresado y fresado de oseodensificación. Resultó que las técnicas de infra-fresado y oseodensificación obtuvieron resultados de RFA y Periotest mayores respecto al fresado convencional, y que la tasa de mayor ISQ lo obtuvo la técnica de oseodensificación en sentido antihorario. También el estudio de Bhargava y cols. (45), en otro estudio in-vitro en costillas porcinas sacan los mismos resultados. Utilizaron 60 implantes para comparar técnicas de preparación y concluyeron que entre la técnica de osteotómos, oseodensificación, piezoeléctrico y fresa convencional, los resultados no mostraron una diferencia significativa en términos de estabilidad primaria. Sin embargo, el grupo de oseodensificación, seguido del piezoeléctrico, mostraron un torque de inserción significativamente mayor que los demás.

De la misma manera, Mello-Machado y cols. (47) realizaron un ensayo clínico randomizado con una muestra de 30 participantes, colocaron un total de 55 implantes en maxilar de baja densidad tipo 3 y 4, con dos técnicas: oseodensificación e infra-fresado. Concluyeron que la técnica de oseodensificación permitía conseguir un valor de torque estadísticamente superior respecto a la de infra-fresado, pero en términos de ISQ, aun si los valores de oseodensificación fueran mayores, no tenían diferencias significativas.

Estos datos de la literatura sugieren que, en contextos de hueso de baja densidad ósea tanto el infra-fresado como la oseodensificación son técnicas clínicamente adecuadas para mejorar la estabilidad, ya que no se observan disparidades notables entre los resultados promedio de ISQ tampoco en este estudio in vitro.

Además, es importante considerar que, a la hora de valorar las implicaciones clínicas de una técnica u otra, se tiene que tomar en cuenta también el valor de la estabilidad secundaria que es aquella que permite definitivamente la osteointegración de un implante dental.

En la literatura hay estudios ex vivo (48) y en vivo (16,49,50) que destacan como la técnica de la oseodensificación es una herramienta valiosa a la hora de ganar una buena osteointegración en hueso de baja densidad. El estudio piloto en tibia de cerdo ex vivo de Slete y cols. (48) compara la estructura histomorfométrica de la preparación de osteotomías mediante fresado estándar, osteótomos de Summers y oseodensificación. Concluyeron que la novedosa técnica de oseodensificación consiguió valores más alto de contacto hueso-implante (BIC) como de porcentaje de volumen óseo alrededor del implante respecto a las otras técnicas. Por esto, desde el punto de vista clínico, la técnica de oseodensificación podría influir significativamente en nuestra capacidad para lograr de forma más sistemática un aumento de la estabilidad primaria el día de la intervención.

Además, en estudios in-vivo sobre crestas iliacas de ovejas (16,49,50) el análisis histomorfométrica ha corroborado como la técnica de oseodensificación consigue valores significativamente mayores de contacto hueso-implante (BIC) y de ocupación de la fracción de superficie ósea (BAFO). El análisis histológico muestra la presencia de restos óseos, que actuaron como superficies nucleantes

para la deposición ósea osteoblástica facilitando la formación de puentes óseos entre el hueso nativo circundante y la superficie del implante, así como dentro de los espacios abiertos de la red trabecular en los implantes (16), llegando a indicar un mayor potencial osteogénico en las osteotomías preparadas mediante la técnica de oseodensificación respecto a las técnicas convencional y de infra-fresado. Sería interesante que en el futuro nuevas líneas de investigación se dirigieran a correlacionar la estabilidad primaria y secundaria entre diferentes técnicas de preparación, para ver qué técnica mejoraría integralmente el pronóstico de un implante en una zona de baja densidad.

### **9.2 Correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ)**

La correlación entre el IT y el ISQ se ha investigado en varios estudios, pero aún no está clara: según algunos autores, los dos parámetros están en relación directa (51,52), y otros estudios no han demostrado correlaciones estadísticamente significativas entre ellos (53,54). Además, hay que tener en cuenta que los implantes con características diferentes muestran comportamientos biomecánicos diferentes: los cambios en la macro geometría y micro geometría dan lugar a valores de IT e ISQ diferentes incluso cuando se insertan en la misma preparación osteotómica (55).

En este trabajo, la correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ) fue medida en implantes cónicos de 10 mm y serie 4, con tratamiento de superficie Titansure, y analizada en función de cada técnica para ver cómo influye en la posible correlación.

El análisis de resultados revela que, existe una correlación directa débil entre las variables en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación. En el grupo de osteótomos no encontramos evidencias de correlación entre el torque y el cociente de estabilidad.

Nuestros resultados sugieren que esta correlación no es absoluta, sino que depende de diversos factores, como la técnica de preparación en nuestro caso. No obstante, se encontró una correlación directa en dos de las tres técnicas.

Varios resultados de correlación positiva se encontraron también en la literatura (56–61). Como el estudio de Bilhan y cols. (62) que, tras haber colocado noventa implantes con cuatros formas y dos diámetros diferentes mediante dos técnicas quirúrgicas distintas (convencional e infra-fresado), observaron que existía una correlación positiva entre los valores de IT e ISQ. De igual manera los resultados del estudio de Cassetta y cols. (56) confirmaron que existe una fuerte correlación entre los valores del IT y el ISQ en el momento de la inserción del implante, pero no se encontró ninguna correlación significativa entre el IT y el ISQ en el momento de la osteointegración y la carga del implante. Además, un diseño macroscópico diferente del implante y un arco de inserción diferente no influyeron en la correlación entre los valores de IT e ISQ, que sólo se correlacionan en el momento de la inserción del implante.

Siguen diciendo lo mismo otros estudios como el de Souza y cols. (58), Sarfaraz y cols. (60), Ferrerira y cols. (61) y el de Filho y cols. (59) que demuestran como existía una correlación positiva entre el par de inserción y el ISQ inicial, de modo que cuanto mayor era el par de inserción, mayor era el ISQ inicial. Filho y cols. (59) confirmaron esta correlación también por implantes colocados en mandíbulas y maxilares de diferentes densidades óseas.

Este resultado es importante, porque, aunque estas variables (N/cm e ISQ) son independientes, indican dos características diferentes de la estabilidad primaria. La correlación positiva podría, efectivamente, proporcionar información adicional sobre la posibilidad de realizar una mejor predicción para los implantes de carga inmediata.

Otros estudios coinciden en que la correlación está relacionada con los valores del torque. Baldi y cols. (55) concluyeron que la correlación dependía del valor del par de inserción. Insertaron 75 implantes iguales para evaluar la posible correlación entre IT y el cociente de estabilidad del implante. Dividieron los implantes en tres grupos según el IT (bajo: <30 N/cm, medio entre 30 y 50, alto > 50 N/cm), se demostró una diferencia significativa de los valores de ISQ sólo entre los grupos de torque bajo y alto, así que concluyeron que el ISQ y el IT mostraron una correlación positiva hasta valores entorno a 50 N/cm.

Mientras en el estudio retrospectivo de Gallardo y cols. (63) se explica como la relación ISQ-IT responde a una función no lineal con una pendiente

pronunciada en el rango de par inferior (hasta 35 N/cm) y a partir de este valor se dibuja una línea más horizontal. Esto significa que la correlación entre los valores ISQ e IT fue más pronunciada en el rango inferior, donde los valores ISQ se correlacionaron de forma muy significativa con los valores de par. En cuanto al tramo superior ( $> 35$  N/cm), la correlación fue menos pronunciada y los incrementos de par no influyeron en los valores de ISQ de la misma manera que en el tramo inferior.

Por el contrario, hay investigadores que concluyen que no existe una correlación (42,64,65). Formiga y cols. (42) informaron de que el IT y la RFA eran métodos independientes e incomparables para medir la estabilidad primaria y alertaron a los clínicos de la importancia de definir un único método para evaluar la estabilidad de los implantes. Lo mismo fue recomendado por Lages y cols. (65) que afirmaron que los métodos de estabilidad de implantes revisados son métodos no relacionados e infrontables de medición de la estabilidad primaria.

Además, en el estudio in vitro en bloque de poliuretano de Gehrke y cols. (64), los resultados mostraron que el torque de inserción aumentaba en función del aumento de la densidad ósea, mientras que la estabilidad del implante (ISQ) no mostraba variación en los varios modelos de hueso. Por esto, concluyeron que no existe correlación entre los dos parámetros probados.

Esta gran diferencia en los resultados de la literatura puede estar relacionada con las diferentes metodologías utilizadas en los trabajos, por esto se necesitan más estudios para comprender la asociación entre el par de inserción y los valores de cociente de estabilidad primaria.

### **9.3 Limitaciones**

Es importante tener en cuenta que este estudio presenta ciertas limitaciones. En primer lugar, el utilizzo de bloques de espuma de poliuretano puede discutirse, ya que, también si otros investigadores (3,23,41,42) lo consideraron válido para evaluar la estabilidad inicial y el par de inserción de los implantes debido a su similitud con el tejido óseo humano, ningún material puede imitar completamente las propiedades del hueso alveolar en cuanto a densidad ósea y anatomía real de los pacientes.

Otro límite del material puede ser la total homogeneidad de los bloques utilizados, lo que raramente ocurre en condiciones clínicas y la ausencia de una porción orgánica, presente en el hueso, pero no en los bloques sintético, es otro factor importante que debe tenerse en cuenta en relación con los resultados obtenidos. Sin embargo, eso es también un punto fuerte de este estudio al permitir de comparar las tres diferentes técnicas en condiciones perfectamente idénticas, cosa imposible de encontrar si se hubiera realizado un ensayo clínico en pacientes.

Se han comparado los resultados obtenidos únicamente en bloques que simulan hueso blando de tipo 4, pero sería interesante evaluar los resultados obtenidos en bloques que simulan hueso blando de tipo 3 con los obtenidos en los de tipo 4.

Otra limitación es el utilizzo de implantes experimentales creados específicamente para el estudio, esto no debería haber afectado a los resultados, pero sin embargo sería interesante hacer un estudio sobre las diferencias entre los implantes utilizados sólo con fines experimentales y los implantes reales utilizados con fines clínicos.

Para investigaciones futuras sería interesante analizar cómo influye la forma macroscópica en la estabilidad primaria y además ver cual técnica permite ganar mayor estabilidad secundaria en cuanto a contacto hueso-implante (BIC) y a osteointegración a través del instrumento Periotest.

Se espera que, tras este estudio piloto, puedan realizarse estudios in vitro para comparar las tres técnicas en tejidos biológicos con todas sus variaciones anatómicas.

## **10. Conclusiones**

### **Conclusiones principales**

- Las tres técnicas evidenciaron valores de estabilidad primaria comparables por el uso clínico, siendo esta superior en el grupo de osteótomos en términos de inserción de torque, mientras en términos de cociente de estabilidad fue superior la técnica del infra-fresado, seguida por la técnica de oseodensificación.

### **Conclusiones secundarias**

- Existe una correlación fuerte entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ) por la técnica de oseodensificación y débil por la técnica de infra-fresado.

## 11. Bibliografía

1. Gaspar J, Proença L, Botelho J, Machado V, Chambrone L, Neiva R. Implant Stability of Osseodensification Drilling Versus Conventional Surgical Technique: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(6):1104-1110.
2. Tsolaki IN, Tonsekar PP, Najafi B, Drew HJ, Sullivan AJ, Petrov SD. Comparison of osteotome and conventional drilling techniques for primary implant stability: An in vitro study. *Journal of Oral Implantology.* 2016;42(4):321-325.
3. Bettach R, Boukhris G, De Aza PN, da Costa EM, Scarano A, Fernandes GVO. New strategy for osseodensification during osteotomy in low-density bone: an in vitro experimental study. *Sci Rep.* 2023;13(1):1-9.
4. Mercier F, Bartala M, Ella B. Evaluation of the Osseodensification Technique in Implant Primary Stability: Study on Cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(3):593-600.
5. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2021;23(3):317-328.
6. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, Xhajanka E, Romeo DM, Romeo M. The effectiveness of osseodensification drilling protocol for implant site osteotomy: A systematic review of the literature and meta-analysis. *Materials.* 2021;14:1-19.
7. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia J de A, de Uzeda MJPG, Mourão CF de AB. Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep.* 2021;11:1-12.
8. Fontes Pereira J, Costa R, Nunes Vasques M, Salazar F, Mendes JM, Infante da Câmara M. Osseodensification: An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site Preparation: A Systematic Review. *J Clin Med.* 2023;12:1-22.
9. Albrektsson T, Brånemark P, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthop scand.* 1981;52:155-170.

10. Kanathila H, Pangi A. An insight into the concept of osseodensification-enhancing the implant stability and success. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2018;12:1-3.
11. Yu X, Chang C, Guo W, Wu Y, Zhou W, Yu D. Primary implant stability based on alternative site preparation techniques: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2022;24:580-590.
12. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact* . 2009;9(2):61-71.
13. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Research International*. 2016; 2:1-17.
14. Walter N, Stich T, Docheva D, Alt V, Rupp M. Evolution of implants and advancements for osseointegration: A narrative review. *Injury*. 2022;53:69-73.
15. Ramos Xavier Coutinho Nascimento L, Monteiro Torelly G, Nelson Elias C. Analysis of bone stress and primary stability of a dental implant using strain and torque measurements. *Saudi Dental Journal*. 2023;35(3):263-269.
16. Alifarag AM, Lopez CD, Neiva RF, Tovar N, Witek L, Coelho PG. Atemporal osseointegration: Early biomechanical stability through osseodensification. *Journal of Orthopaedic Research*. 2018;36(9):2516-2523.
17. Varvara G, Aleo E, Varvara G, Scarano A, Sinjari B, Murmura G. Comparison of the primary stabilities of conical and cylindrical endosseous dental implants: an in-vitro study. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2012;26(1):89-96.
18. 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):1-14.
19. Romero ME, Veloso CMA, Krupp S. Evaluación de la calidad del hueso en sitios de implantes dentales con tomografía computarizada assessment of the quality of bone in dental implants sites computed tomography. *Acta Odont Venez*. 2016;54:1-9.
20. Möhlhenrich SC, Heussen N, Elvers D, Steiner T, Hölzle F, Modabber A. Compensating for poor primary implant stability in different bone densities

- by varying implant geometry: A laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(12):1514-1520.
21. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative Evaluation of Bone Density Using the Hounsfield Index. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):290-297.
  22. Comuzzi L, Tumedei M, Di Pietro N, Romasco T, Montesani L, Piattelli A. Are Implant Threads Important for Implant Stability? An In Vitro Study Using Low-Density Polyurethane Sheets. *Eng.* 2023;4(2):1167-1178.
  23. Mello BF, De Carvalho Formiga M, Bianchini MA, Borges I, Coura G, Tumedei M. Insertion Torque (IT) and Implant Stability Quotient (ISQ) Assessment in Dental Implants with and without Healing Chambers: A Polyurethane In Vitro Study. *Applied Sciences.* 2023;13(18):1-14.
  24. Möhlhenrich SC, Kniha K, Heussen N, Hölzle F, Modabber A. Effects on primary stability of three different techniques for implant site preparation in synthetic bone models of different densities. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2016;54(9):980-986.
  25. 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.
  26. 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):361-367.
  27. Antonacci D, Fabbro M Del, Bollero P, Stocchero M, Jinno Y, Canullo L. Clinical effects of conventional and underprepared drilling preparation of the implant site based on bone density: A systematic review and meta-regression. *Journal of Prosthodontic Research.* 2023; 67:23-34.
  28. Chávarri-Prado D, Brizuela-Velasco A, Diéguez-Pereira M, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Viteri-Agustín I. Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *J Clin Exp Dent.* 2020;12(3):242-248.

29. 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):1-10.
30. Comuzzi L, Tumedei M, Covani U, Romasco T, Petrini M, Montesani L. Primary Stability Assessment of Conical Implants in Under-Prepared Sites: An In Vitro Study in Low-Density Polyurethane Foams. *Applied Sciences*. 2023;13(10):1-15.
31. Raz P, Meir H, Levartovsky S, Peleg M, Sebaoun A, Beitlitum I. Reliability and correlation of different devices for the evaluation of primary implant stability: An in vitro study. *Materials*. 2021;14(19):2-9.
32. Di Stefano DA, Arosio P, Gastaldi G, Gherlone E. The insertion torque-depth curve integral as a measure of implant primary stability: An in vitro study on polyurethane foam blocks. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(5):706-714.
33. Fanali S, Tumedei M, Pignatelli P, Inchingolo F, Pennacchietti P, Pace G. Implant primary stability with an osteocondensation drilling protocol in different density polyurethane blocks. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021;24(1):14-20.
34. Comuzzi L, Tumedei M, Di Pietro N, Romasco T, Heydari Sheikh Hossein H, Montesani L. A Comparison of Conical and Cylindrical Implants Inserted in an In Vitro Post-Extraction Model Using Low-Density Polyurethane Foam Blocks. *Materials*. 2023;16(14):1-16.
35. Faggion CM. Guidelines for reporting pre-clinical in vitro studies on dental materials. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*. 2012;12(4):182-189.
36. Ziacom®. PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO: GALAXY implantes de conexión cónica. 2024.-Rev 00.
37. Versah®. Osseodensification Facilitated Ridge Expansion Protocol. 2023.
38. 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):849-857.

39. 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;7:261-267.
40. Bavetta G, Bavetta G, Randazzo V, Cavataio A, Paderni C, Grassia V. A Retrospective Study on Insertion Torque and Implant Stability Quotient (ISQ) as Stability Parameters for Immediate Loading of Implants in Fresh Extraction Sockets. *BioMed Research International.* 2019; 1-10.
41. Karl M, Grobecker-Karl T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence international.* 2018;49(3):189-198.
42. De Carvalho Formiga M, Gehrke AF, De Bortoli JP, Gehrke SA. Can the design of the instruments used for undersized osteotomies influence the initial stability of implants installed in low-density bone? An in vitro pilot study. *PLoS One.* 2021;16(10):1-12.
43. Elsheikh HAE, Gadallah AMT, Mowafey B, Kandil I, Salem AS. Impact of Three Different Surgical Drilling Protocols on Early Loaded Single Implant in Posterior Maxilla: A 3-year Follow-up. *Journal of Contemporary Dental Practice.* 2022;23(8):819-827.
44. Rastelli C., Falisi G., Gatto R., Galli M., Saccone E., Severino M. Implant stability in different techniques of surgical sites preparation- an in vitro study. *Oral Implantol.* 2014;7(2):33-39.
45. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology.* 2023;111(1):142-153.
46. Seo DJ, Moon SY, You JS, Lee WP, Oh JS. The Effect of Under-Drilling and Osseodensification Drilling on Low-Density Bone: A Comparative Ex Vivo Study. *Applied Sciences.* 2022;12(3):1-11.
47. Mello-Machado RC, Mourão CF de AB, Javid K, Ferreira HT, Montemezzi P, Calasans-Maia MD. Clinical assessment of dental implants placed in low-quality bone sites prepared for the healing chamber with osseodensification concept: A double-blind, randomized clinical trial. *Applied Sciences.* 2021;11(2):1-11.

48. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric comparison of 3 osteotomy techniques. *Implant Dent.* 2018;27(4):424-428.
49. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. New osseodensification implant site preparation method to increase bone density in low-density bone: In vivo evaluation in sheep. *Implant Dent.* 2016;25(1):24-31.
50. Mullings O, Tovar N, Abreu de Bortoli JP, Parra M, Torroni A, Coelho PG. 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):903-909.
51. Kahraman S, Bal BT, Asar N V., Turkyilmaz I, Tözüm TF. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil.* 2009;36(10):755-561.
52. Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Gil-Mur FJ, Herrero-Climent M, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y. Relationship between insertion torque and resonance frequency measurements, performed by resonance frequency analysis, in micromobility of dental implants: An in vitro study. *Implant Dent.* 2015;24(5):607-611.
53. Gorka Santamaría-Arrieta, Brizuela-Velasco A, Fernández-González FJ, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y, Solaberrieta E. Biomechanical evaluation of oversized drilling technique on primary implant stability measured by insertion torque and resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(3):307-311.
54. Açil Y, Sievers J, Gülses A, Ayna M, Wiltfang J, Terheyden H. Correlation between resonance frequency, insertion torque and bone-implant contact in self-cutting threaded implants. *Odontology.* 2017;105(3):347-353.
55. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. *Biomed Res Int.* 2018;2018(2):1-7.
56. Cassetta M, Brandetti G, Altieri F. Are the Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient Correlated, and If So, Can Insertion Torque

- Values Predict Secondary Implant Stability? A Prospective Parallel Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(1):135-142.
57. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbuloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-907.
  58. Do Vale Souza JP, De Moraes Melo Neto CL, Piacenza LT, Freitas Da Silva EV, De Melo Moreno AL, Penitente PA. Relation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient: A Clinical Study. *Eur J Dent*. 2021;15(4):618-623.
  59. Filho LCM, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(3):259-262.
  60. Sarfaraz H, Johri S, Sucheta P, Rao S. Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of functional implant loading. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2018;18(2):139-146.
  61. Ferreira J, Machado L. Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient: Separate Evaluation and Correlation for Different Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(4):812-822.
  62. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbuloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-907.
  63. Gallardo S, Constanza Ibanez M, Carlos Ibanez J. Correlation between ISQ and Insertion Torque values using double acid-etched implants. *J Osseointegr*. 2016;8(3):29-36.
  64. Gehrke SA, Pérez-Díaz L, Mazón P, de Aza PN. Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: An in vitro experimental analysis. *J Funct Biomater*. 2019;10(4):1-14.
  65. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(1):26-33.

## 12. Anexos

### Anexo I – Tabla guía Arrive & Consort modificada para estudios in vitro

Item	Description	Page
1	Title	0
2	Abstract: either a structured summary of background, research objectives, key experiment methods, principal fundings	1-4
3	Introduction: background, experimental approach, and explanation of rationale/hypothesis	7-23
4	Introduction; preprimary and secondary objectives for the experiments (specific primary/secondary objectives)	24
5	Methods: study design explained number of experimental and control groups, steps to reduce bias (demonstrating the consistency of the experiment (done more than one), sufficient detail for replication, blinding evaluation, etc).	25-29
6	Methods: precise details of experimental procedure (i.e., how, when where and why)	25
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)	35
9	Results: explanation for any excluded data, results of each analysis with a measure of precision as standard deviation or standard error of confidence interval	37
10	Discussion: interpretation/scientific implications, limitations, and generalizability/translation	52
11	Statement of potential conflicts and funding disclosure	61
12	Publication in a peer-review journal	-

## Anexo II



Comisión de Investigación

Villaviciosa de Odón, 16 de enero de 2024

Estimado/a investigador/a,

La Comisión de Investigación de la Escuela de Doctorado e Investigación, una vez revisada la documentación e información, remitida por el investigador responsable con fecha 26/12/2023 10:43:01, relativa al proyecto abajo indicado, autoriza su desarrollo en la Universidad Europea.

<b>Título del proyecto:</b>	Evaluación de la estabilidad primaria en implantes dentales de distinta macrogeometría, colocados en huesos de baja densidad mediante diferentes técnicas de preparación. Estudio in vitro.
<b>Tipo de proyecto:</b>	Proyecto-SIN financiación
<b>Investigador/a responsable:</b>	MOLINA PALOMERO- ALBERTO RAFAEL
<b>Código CI:</b>	2024-450
<b>Código OTRI:</b>	Sin especificar
<b>Código Departamento:</b>	Sin especificar
<b>Dictamen:</b>	APROBADO

Atentamente,

**Fdo. Óscar García López**

*Director de la Escuela de Doctorado e Investigación*

[ci@universidadeuropea.es](mailto:ci@universidadeuropea.es)

**EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA EN IMPLANTES DENTALES  
COLOCADOS MEDIANTE DIFERENTES TÉCNICAS DE PREPARACIÓN EN  
HUESOS DE BAJA DENSIDAD: ESTUDIO EXPERIMENTAL *IN VITRO***

**Titulo corto: Estabilidad primaria en implantes dentales mediante  
diferentes técnicas en hueso de baja densidad**

**Autores:**

**Camilla De Vito Francesco<sup>1</sup>, Alberto Molina Palomero <sup>2</sup>, Celia Carillo  
Garcia<sup>3</sup>**

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

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

<sup>3</sup> *Professor Faculty of Dentistry, European University of Valencia, Valencia,  
Spain.*

**Correspondencia**

Camilla De Vito Francesco  
Paseo Alameda 7, Valencia  
46010, Valencia, Spain  
[camidevito99@gmail.com](mailto:camidevito99@gmail.com)

## **Resumen**

**Introducción:** La técnica de colocación de implantes en la zona posterior del maxilar, hueso de baja densidad, tiene sus limitaciones a la hora de poder alcanzar valores elevados de estabilidad primaria con una técnica estándar. El objetivo principal de este estudio fue evaluar si la técnica de oseodensificación permite obtener una tasa de estabilidad primaria mayor respecto a la técnica de osteotómos y infra-fresado. Además, se analizó si existe una correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).

**Material y método:** El estudio fue experimental in vitro, descriptivo y analítico. Se utilizaron bloques de poliuretano con una capa cortical (30-40 PCF) y una parte esponjosa (10 PCF). El estudio se realizó mediante 150 osteotomías divididas en tres grupos de 50: 2 grupos de control (infra-fresado y osteotómos) y 1 grupo de prueba (oseodensificación). Los valores de IT se registraron con el motor, mientras que los valores de ISQ se registraron con el sistema Ostell.

**Resultados:** Se realizó un análisis estadístico utilizando el programa SPSS 23. Se han encontrado evidencias estadísticas para decir que los valores de IT del grupo de osteotómos fueron significativamente mayores (32,7) respecto a los otros grupos y que los valores de ISQ del grupo de osteotómos (60,77) fueron significativamente menores de los grupos de infra-fresado (63,07) y oseodensificación (63,05). En el estudio de la correlación entre el IT y el ISQ se ha encontrado correlación directa débil en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación.

**Conclusiones:** La técnica de oseodensificación no fue la que proporcionó mayor estabilidad, sino que en términos de IT fueron los osteotómos y para el ISQ el grupo infra-fresado. Existe una correlación entre el IT y el ISQ para la técnica de oseodensificación y el infra-fresado.

**Palabras claves:** *colocación de implantes, hueso de baja densidad, infra-fresado, osteotómos, oseodensificación, bloque de poliuretano, torque de inserción, cociente de estabilidad primaria del implante*

## **Introducción**

El uso de implantes endóseos de titanio para rehabilitar dientes ausentes se ha generalizado en la odontología moderna, principalmente porque es un tratamiento seguro y predecible que se asocia con altas tasas de éxito (1). En estos tiempos, uno de los objetivos más significativos en la cirugía de implantes es mejorar las técnicas para lograr una máxima estabilidad, definida como la ausencia de movilidad clínica bajo una carga determinada (2). Los factores que más influyen en la mejora de la estabilidad del implante son: la densidad ósea, el protocolo quirúrgico, el tipo de rosca del implante y la geometría (3).

La técnica clásica del fresado convencional tiene ciertas limitaciones, especialmente en zonas de baja densidad ósea como la zona posterior del maxilar superior, lo que provoca dificultades para conseguir una buena estabilidad primaria (4). Por esto surgieron las técnicas del infra-fresado y la técnica de los osteótomos, sin embargo, estas dos técnicas de perforación, aunque superan los límites de la técnica estándar en hueso tipo IV, no están exentas de desventajas (3,4). Existe una nueva técnica de oseodensificación que podría compensar las limitaciones de las anteriores y superar así el problema de la estabilidad primaria en hueso de baja densidad (5). En la literatura hay varios estudios que comparan la estabilidad primaria conseguida con la técnica convencional frente a la técnica del osteótomos, del infra-fresado o de la nueva técnica de la oseodensificación, algunos comparan dos de estas técnicas (6,7), pero muy pocos relacionan las tres a la vez (8).

El objetivo principal del presente estudio es evaluar la estabilidad primaria de implantes dentales colocados en hueso de baja densidad mediante la técnica de oseodensificación respecto a las técnicas de infra-fresado y osteótomos.

El objetivo secundario del estudio es: evaluar si existe una correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ).

## **Material y métodos**

El estudio fue diseñado como un experimento in vitro, transversal y analítico. Se siguieron las recomendaciones de la guía CONSORT modificadas para estudios "in vitro" (9). El estudio fue llevado a cabo en la Clínica Universitaria Odontológica de la Universidad Europea de Valencia, en la ciudad de Valencia (Valencia, España), desde noviembre 2023 hasta mayo 2024.

Este estudio experimental cuenta con la aprobación del comité de ética de la Universidad Europea de Valencia aprobado el día 16 de enero de 2024 en Villaviciosa de Odón, Madrid, con el código interno CI 2024-450.

En cuanto a la selección de la muestra, los participantes fueron dos operadores: un profesor del Máster en Cirugía Avanzada de la Universidad Europea de Valencia y un alumno del 5º curso del Grado en Odontología, ambos de la Universidad Europea de Valencia. Como modelos para la colocación de los implantes se eligieron modelos de bloques de poliuretano con una capa cortical de 1mm (30-40 PCF) y la parte esponjosa 10PCF como simulación del hueso de densidad tipo 4. La muestra del estudio fue seleccionada en base al cumplimiento de los criterios de inclusión que fueron: implantes de 10 mm de longitud, implantes de serie 4 y bloques de poliuretano de baja densidad (D4).

El estudio se realizó mediante 150 osteotomías, repartidas en tres grupos de 50: 2 grupos control (infra-fresado y osteótomos) y 1 grupo prueba (oseodensificación).

Se utilizaron 2 bloques de poliuretano de baja densidad (D4) (Sawbones®, Pacific Research Laboratories, Vashon, Wash) para la colocación de los implantes y como instrumental para la realización de la preparación por infra-fresado la caja quirúrgica propia de cada casa comercial (Ziacom®). Se utilizó como instrumental para la realización de la preparación por oseodensificación las fresas de oseodensificación (Densah® Burs; Versah, MI, EE. UU.) y para la realización de la preparación por osteótomos, osteótomos cóncavos angulados (BIOMET 3i®). Otros materiales incluyeron, el instrumental para medir el torque de inserción: motor (Implantned plus de W&H®), el instrumental para medir el ISQ: sistema Osstell Beacon® y su correspondiente SmartPeg o transductor y suero fisiológico. Se colocaron implantes Galaxy de 10 mm de longitud y serie 4, con tratamiento de superficie Titansure (Ziacom®).

El método del estudio constó de dos fases: en la primera fase se llevó a cabo la colocación de los 150 implantes (espaciados 3 mmx3mm) en los 2 bloques de poliuretano con las 3 diferentes técnicas por el operador experto (profesor del máster) por no crear posible sesgo, teniendo el otro operador ninguna experiencia en la inserción de implantes. En la segunda fase, se procedió a la recogida de los datos de IT y ISQ para su posterior análisis estadístico por el otro operador.

Para la colocación de los implantes, el operador con experiencia procedió a colocar los implantes según los protocolos de fresado en función de las tres diferentes técnicas: infra-fresado, oseodensificación y juego de osteótomos (figura 1, 2, 3). Utilizó el motor de implantología, la caja de cirugía con las fresas necesarias, el juego de osteótomos y los implantes. A continuación, se midió el torque de inserción (IT) con el motor como el ISQ mediante el sistema Osstell y su correspondiente SmartPeg respectivamente en las cuatro caras de cada implante. Las medidas de ISQ se realizaron colocando el transductor correspondiente, atornillándolo directamente al implante, como si fuera un pilar protésico. La parte activa de la sonda del instrumento se pone en un ángulo de aproximadamente 45° y a 2-4 mm hacia la parte superior del SmartPeg sin tocarla (figura 4). Este proceso se repitió dos veces por cada implante, desconectando y conectando el transductor entre la primera y la segunda medición. Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo operador. Las medidas se recopilaron (tabla 1) para su posterior análisis estadístico.

## **Resultados**

En el presente estudio, se llevó a cabo un análisis estadístico de los datos recogidos utilizando el programa informático SPSS 23. Se registró un nivel de confianza del 95% y se consideraron estadísticamente significativos aquellos resultados de comparación con un p-valor menor a 0,05.

Para estudiar las diferencias entre los valores del torque de inserción y del cociente de estabilidad primaria en función del tipo de técnica empleada, se utilizaron diferentes pruebas. Se emplearon las pruebas Anova, pruebas robustas de comparación y las pruebas post-hoc de Bonferroni y Games-Howell. Además, para estudiar la correlación entre el torque de inserción y el cociente de estabilidad primaria se empleó la prueba de correlación de Pearson.

El estudio incluyó tres contrastes de hipótesis. El primer contraste de hipótesis se planteó para determinar si existen diferencias de los valores del torque de inserción en función de los tres grupos formados por cada una de las técnicas consideradas. La hipótesis nula estableció que no había diferencias significativas en función del grupo de técnica empleada, mientras la hipótesis alternativa sugirió la existencia de diferencias significativas en los valores del torque de inserción en función del grupo de técnica empleada.

El segundo contraste de hipótesis se realizó para investigar si existían diferencias significativas en cuanto a los valores del cociente de estabilidad primaria en función del tipo de técnica empleada, esto para cada una de las caras y en general. La hipótesis nula estableció que no había diferencias significativas en los valores de ISQ, mientras que la hipótesis alternativa planteó la existencia de diferencias significativas en los valores del ISQ en función del grupo de técnica empleada.

Por último, el tercer contraste de hipótesis se realizó para investigar si existe correlación entre el torque de inserción y el valor del ISQ. La hipótesis nula estableció que no había correlación significativa entre el IT y el ISQ, mientras que la hipótesis alternativa sugirió la existencia de correlación significativa entre el torque y el ISQ.

En el análisis de los resultados, se observó que existían evidencias estadísticas para decir que los valores de IT del grupo de osteótomos fueron significativamente mayores ( $32,7 \pm 0,64$  N/cm) respecto a los otros grupos (gráfica 1) y que los valores globales de ISQ del grupo de osteótomos ( $60,77 \pm 0,86$ ) fueron significativamente menores de los grupos de infra-fresado y oseodensificación (gráfica 2). En el estudio de la correlación entre el IT y el ISQ se ha encontrado correlación directa débil en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación (Tabla 2).

En resumen, los resultados del análisis estadístico indicaron que existen diferencias significativas entre los valores de IT y ISQ obtenidos en función de cada técnica. La técnica de osteótomos en términos de inserción de torque ganó la mayor tasa de estabilidad, sin embargo, en términos de cociente de estabilidad primaria fue la más escasa y se obtuvieron valores mayores estadísticamente significativos con las técnicas de infra-fresado y oseodensificación que se acercaron mucho, ligeramente a favor de la técnica de infra-fresado. Esto sugiere que estas dos técnicas, en hueso de muy baja densidad, eran prácticamente iguales. Además, en la valoración de la posible correlación entre IT y ISQ solo las técnicas de infra-fresado y oseodensificación demostraron una correlación directa y, en el detalle, la técnica de oseodensificación es la que tiene la correlación más fuerte (0,592).

## **Discusión**

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

Se llevó a cabo un estudio para evaluar la estabilidad primaria en implantes dentales conseguida por diferentes técnicas: oseodensificación, infra-fresado y osteótomos en hueso de basa densidad tipo 4.

Se determinó que en términos de inserción de torque el valor obtenido con la técnica de osteótomos es significativamente mayor que los de los otros dos grupos y, además, es significativamente mayor los del grupo de infra-fresado que los del grupo de oseodensificación. Analizando los valores obtenidos de ISQ, los obtenidos por el grupo de la técnica de osteótomos fueron significativamente menores que los ISQ de los otros dos grupos. Entre el grupo de infra-fresado y oseodensificación no se encontraron diferencias significativas, también si el grupo de infra-fresado consiguió valores un poco más superiores.

Los resultados pueden llevar a pensar que en términos de ISQ, en hueso de muy baja densidad, las dos técnicas del infra-fresado y oseodensificación son ambas buenas para el uso clínico. En cambio, la técnica del osteótomos, a pesar de presentar mejores valores en términos de IT respecto a las otras dos técnicas, es deficiente en términos de ISQ. Sin embargo, a nivel clínico, estos valores de ISQ obtenidos con los osteótomos están por encima del valor mínimo suficiente, de hecho, son valores de ISQ menores a 45 que se retienen insuficiente para una correcta estabilidad (5,10).

Los resultados de la presente investigación se acercan con lo reportado en otros estudios similares (6,7,11,12). Karl y cols. (6), en un estudio in vitro en bloques de poliuretano de varias densidades, compararon la técnica de fresado convencional, el infra-fresado y la técnica de osteotómos. En los bloques de baja densidad, encontraron valores más alto de torque por la técnica de osteotómos, mientras valores más alto de ISQ por la técnica del infra-fresado. Así mismo, fue realizado otro estudio in-vitro en bloques de poliuretano de baja densidad tipo 4 por Formiga y cols. (7), los cuales pusieron 20 implantes por cada una de las cuatro técnicas (fresado convencional, instrumentos compactadores, infra-fresado y oseodensificación). Encontraron que, de los 80 implantes, las medidas de estabilidad (IT e ISQ) mayor la consiguió la técnica de infra-fresado respecto a la esperada oseodensificación. Esto fue explicado por la geometría de sus fresas

más similar a la del implante y por esto más eficaces para aumentar los valores de la estabilidad primaria (12). Yu X y cols. (11) publicaron en 2022 una revisión sistemática y metaanálisis cuyo objetivo era analizar que técnica de preparación podía proporcionar una mayor tasa de estabilidad primaria en hueso de baja densidad. Se compararon las técnicas y a través de los datos presentados en esta revisión, oseodensificación, osteotómos e infra-fresado mostraron un nivel significativamente mayor de estabilidad primaria del implante (ISQ) en comparación con el fresado convencional. Además, el grupo de infra-fresado presentó el mayor aumento de ISQ.

Sin embargo, estos resultados suelen ser controvertidos ya que otros estudios en hueso de cerdo obtuvieron resultados diferentes (4,13,14). Barberá-Millán y cols. (4) realizaron un estudio in vitro con 55 implantes cónicos y destacaron que la técnica de oseodensificación mejora la estabilidad primaria por haber obtenido valores de torque e ISQ significativamente mayores con esta técnica de preparación respecto a la de infra-fresado. Así mismo, Seo y cols. (13) pusieron 87 implantes, en esternones de porcinos frescos de baja densidad con fresado estándar, infra-fresado y fresado de oseodensificación. Resultó que la tasa de mayor ISQ lo obtuvo la técnica de oseodensificación en sentido antihorario. El estudio de Bhargava y cols. (14), en otro estudio in-vitro en costillas porcinas concluyeron que entre la técnica de osteotómos, oseodensificación, piezoeléctrico y fresa convencional, los resultados no mostraron una diferencia significativa en términos de estabilidad primaria. Sin embargo, el grupo de oseodensificación mostraron un torque de inserción significativamente mayor que los demás.

Estos datos de la literatura sugieren que, en contextos de hueso de baja densidad ósea tanto el infra-fresado como la oseodensificación como los osteotómos son técnicas clínicamente adecuadas para mejorar la estabilidad, ya que no se observan disparidades importantes entre los resultados promedio de ISQ e IT tampoco en este estudio in vitro.

#### ***Correlación entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ)***

Los resultados demuestran que existe una correlación directa débil entre las variables en el grupo de la técnica de infra-fresado y correlación directa fuerte en el grupo de la técnica de oseodensificación. Estos sugieren que esta correlación

no es absoluta, sino que depende de diversos factores, como la técnica de preparación en nuestro caso.

Varios resultados de correlación positiva se encontraron también en la literatura (15–18). Filho y cols. (18) confirmaron esta correlación también por implantes colocados en mandíbulas y maxilares de diferentes densidades óseas.

Este resultado es importante, porque, aunque estas variables (N/cm e ISQ) son independientes, indican dos características diferentes de la estabilidad primaria. La correlación positiva podría, efectivamente, proporcionar información adicional sobre la posibilidad de realizar una mejor predicción para los implantes de carga inmediata. Otros estudios coinciden en que la correlación está relacionada con los valores del torque (19,20), Gallardo y cols. (19) explican como la relación ISQ-IT responde a una función no lineal con una pendiente pronunciada en el rango de par inferior (hasta 35 N/cm) y a partir de este valor se dibuja una línea más horizontal.

Por el contrario, hay investigadores que concluyen que no existe una correlación (7,21,22). Formiga y cols. (7) informaron de que el IT y la RFA eran métodos independientes e incomparables para medir la estabilidad primaria y alertaron a los clínicos de la importancia de definir un único método para evaluar la estabilidad de los implantes.

Esta gran diferencia en los resultados de la literatura puede estar relacionada con las diferentes metodologías utilizadas en los trabajos, por esto se necesitan más estudios para comprender la asociación entre el par de inserción y los valores de cociente de estabilidad primaria.

### ***Limitaciones del estudio***

En este estudio, el uso de bloques de poliuretano podría discutirse ya que ningún material puede imitar completamente las propiedades del hueso alveolar en cuanto a densidad ósea y anatomía real de los pacientes.

Otro límite del material puede ser la total homogeneidad de los bloques utilizados, lo que raramente ocurre en condiciones clínicas. Sin embargo, eso es también un punto fuerte de este estudio al permitir de comparar las tres diferentes técnicas en condiciones perfectamente idénticas.

Se han comparado los resultados obtenidos únicamente en bloques que simulan hueso blando de tipo 4, pero sería útil evaluar los resultados obtenidos en bloques que simulan hueso blando de tipo 3.

Para investigaciones futuras sería interesante analizar cómo influye la forma macroscópica en la estabilidad primaria y también comparar las tres técnicas en tejidos biológicos con todas sus variaciones anatómicas.

### **Conclusiones**

- Las tres técnicas evidenciaron valores de estabilidad primaria comparables por el uso clínico, siendo esta superior en el grupo de osteótomos en términos de inserción de torque, mientras en términos de cociente de estabilidad fue superior la técnica del infra-fresado, seguida por la técnica de oseodensificación.
- Existe una correlación fuerte entre el torque de inserción (IT) y el cociente de estabilidad primaria del implante (ISQ) por la técnica de oseodensificación y débil por la técnica de infra-fresado.

### **Bibliografía**

1. Bettach R, Boukhris G, De Aza PN, da Costa EM, Scarano A, Fernandes GVO. New strategy for osseodensification during osteotomy in low-density bone: an in vitro experimental study. *Sci Rep.* 2023;13(1):1–9.
2. Chávarri-Prado D, Brizuela-Velasco A, Diéguez-Pereira M, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Viteri-Agustín I. Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *J Clin Exp Dent.* 2020;12(3):242–248.
3. Kanathila H, Pangi A. An insight into the concept of osseodensification-enhancing the implant stability and success. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2018; 12: 1–3.
4. 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):361–367.
5. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, Xhajanka E, Romeo DM, Romeo M. The effectiveness of osseodensification drilling protocol for implant site osteotomy: A systematic review of the literature and meta-analysis. *Materials.* 2021; 14:1–19.

6. Karl M, Grobecker-Karl T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence international*. 2018;49(3):189–198.
7. De Carvalho Formiga M, Gehrke AF, De Bortoli JP, Gehrke SA. Can the design of the instruments used for undersized osteotomies influence the initial stability of implants installed in low-density bone? An in vitro pilot study. *PLoS One*. 2021;16(10):1–12.
8. Elsheikh HAE, Gadallah AMT, Mowafey B, Kandil I, Salem AS. Impact of Three Different Surgical Drilling Protocols on Early Loaded Single Implant in Posterior Maxilla: A 3-year Follow-up. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(8):819–827.
9. Faggion CM. Guidelines for reporting pre-clinical in vitro studies on dental materials. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*. 2012;12(4):182–189.
10. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021;23(3):317–328.
11. Yu X, Chang C, Guo W, Wu Y, Zhou W, Yu D. Primary implant stability based on alternative site preparation techniques: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2022;24:580–590.
12. 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):1–14.
13. Seo DJ, Moon SY, You JS, Lee WP, Oh JS. The Effect of Under-Drilling and Osseodensification Drilling on Low-Density Bone: A Comparative Ex Vivo Study. *Applied Sciences*. 2022;12(3): 1-11.
14. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*. 2023;111(1):142–153.
15. Do Vale Souza JP, De Moraes Melo Neto CL, Piacenza LT, Freitas Da Silva EV, De Melo Moreno AL, Penitente PA, et al. Relation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient: A Clinical Study. *Eur J Dent*. 2021;15(4):618–623.
16. Sarfaraz H, Johri S, Sucheta P, Rao S. Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of

- functional implant loading. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2018;18(2):139–146.
17. Ferreira J, Machado L. Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient: Separate Evaluation and Correlation for Different Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(4):812–822.
  18. Filho LCM, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(3):259–262.
  19. Gallardo S, Constanza Ibanez M, Carlos Ibanez J. Correlation between ISQ and Insertion Torque values using double acid-etched implants. *J Osseointegr*. 2016;8(3):29–36.
  20. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. *Biomed Res Int*. 2018;2(2):1–7.
  21. Gehrke SA, Pérez-Díaz L, Mazón P, de Aza PN. Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: An in vitro experimental analysis. *J Funct Biomater*. 2019;10(4): 1-14.
  22. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(1):26–33.

**Conflicto de interés:** El material implantológico por Ziacom®.

**Comité de ética:** Universidad Europea de Valencia el 16 de enero de 2024, con el código interno CI 2024-450.

**Financiamiento:** ninguno declarado



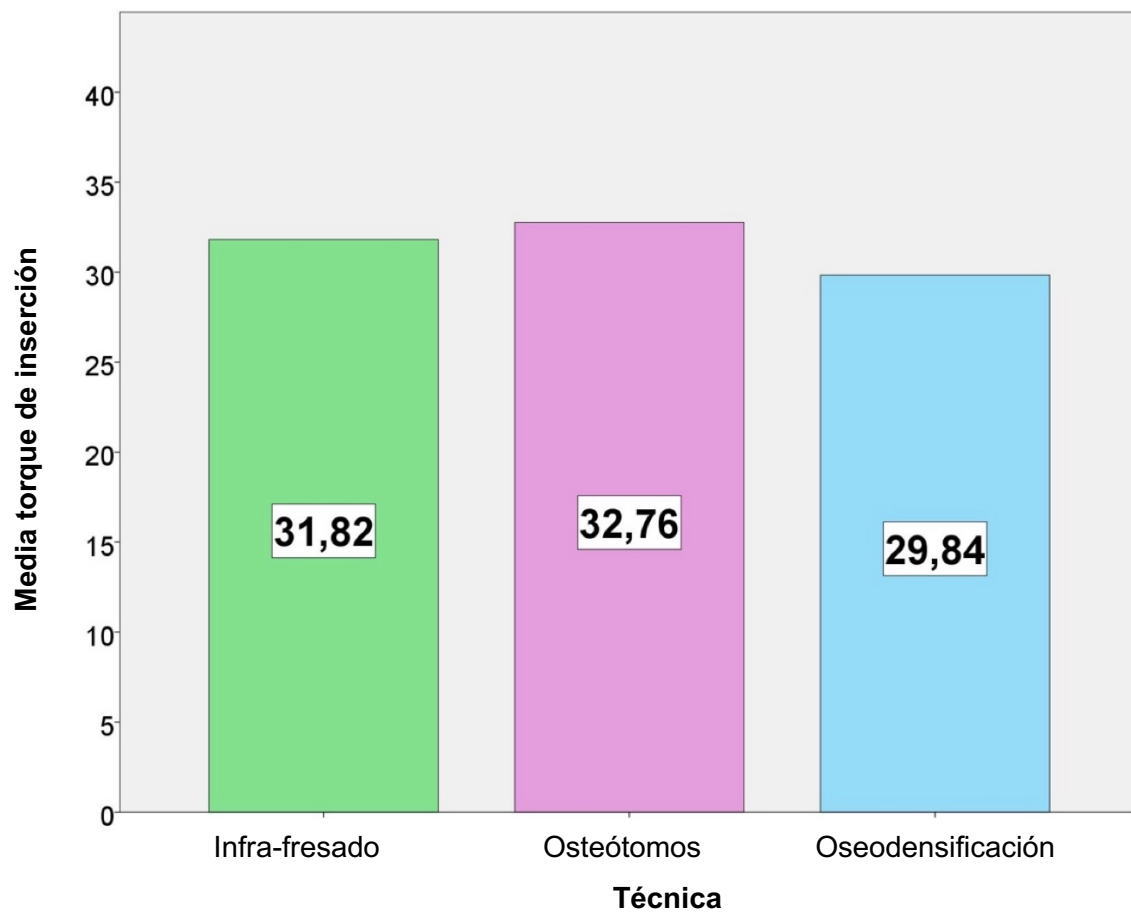
**Tabla 2:** Correlaciones ISQ y torque de inserción por implante global

<b>Correlaciones</b>		
		ISQ- Torque
Infra-fresado	Correlación de Pearson	0,287*
	p-valor	0,044
Osteótomo	Correlación de Pearson	0,190
	p-valor	0,187
Oseodensificación	Correlación de Pearson	0,592**
	p-valor	<0,001

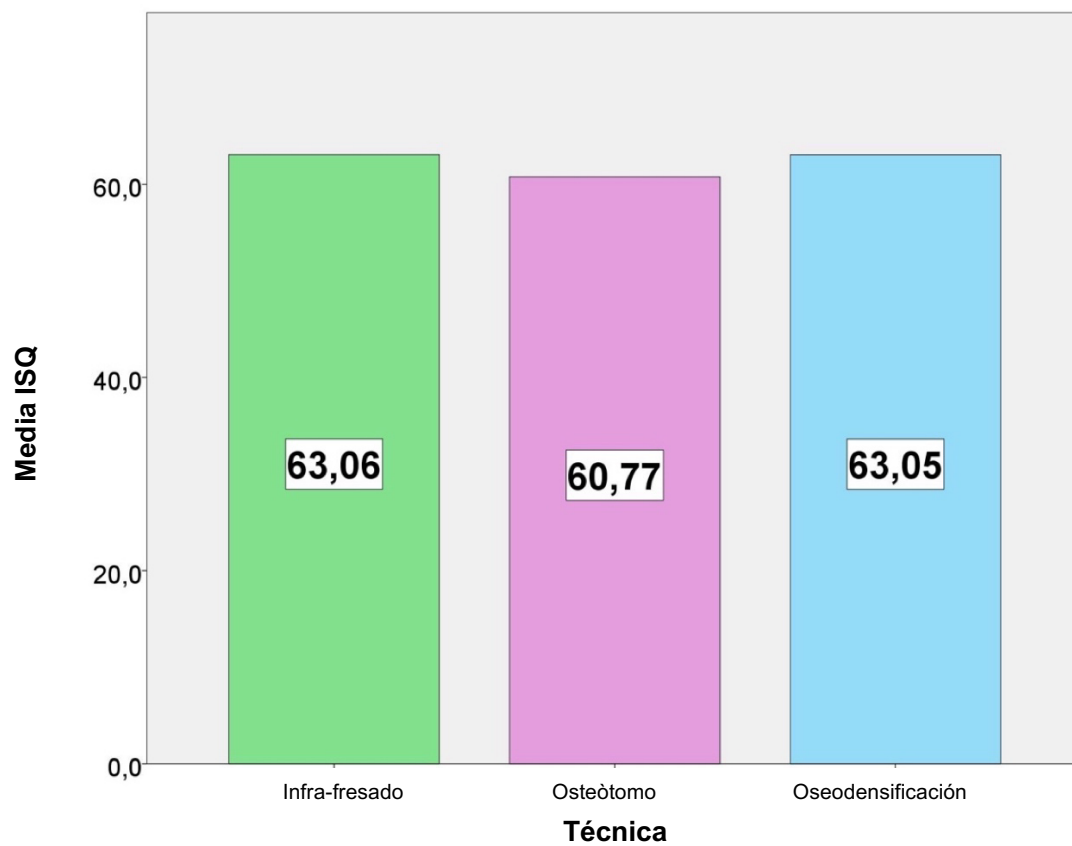
\*. La correlación es significativa al nivel 0,05.

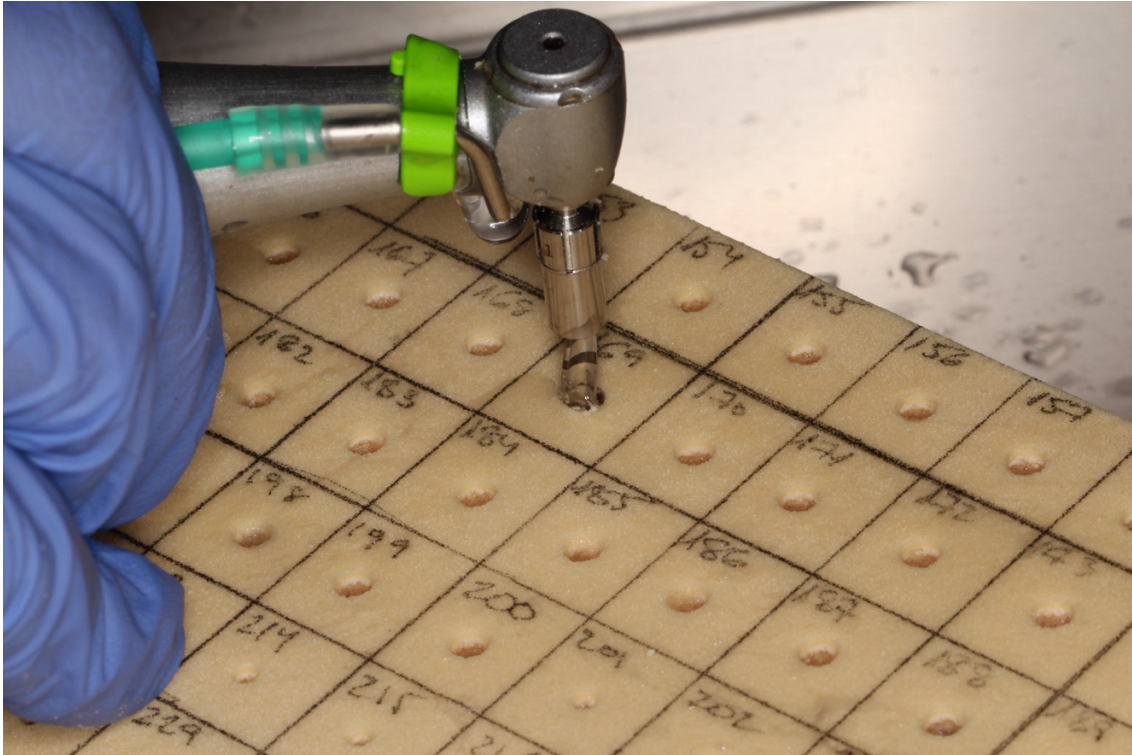
\*\* . La correlación es significativa al nivel 0,01.

**Gráfico 1:** Valores medios de torque de inserción según cada técnica.

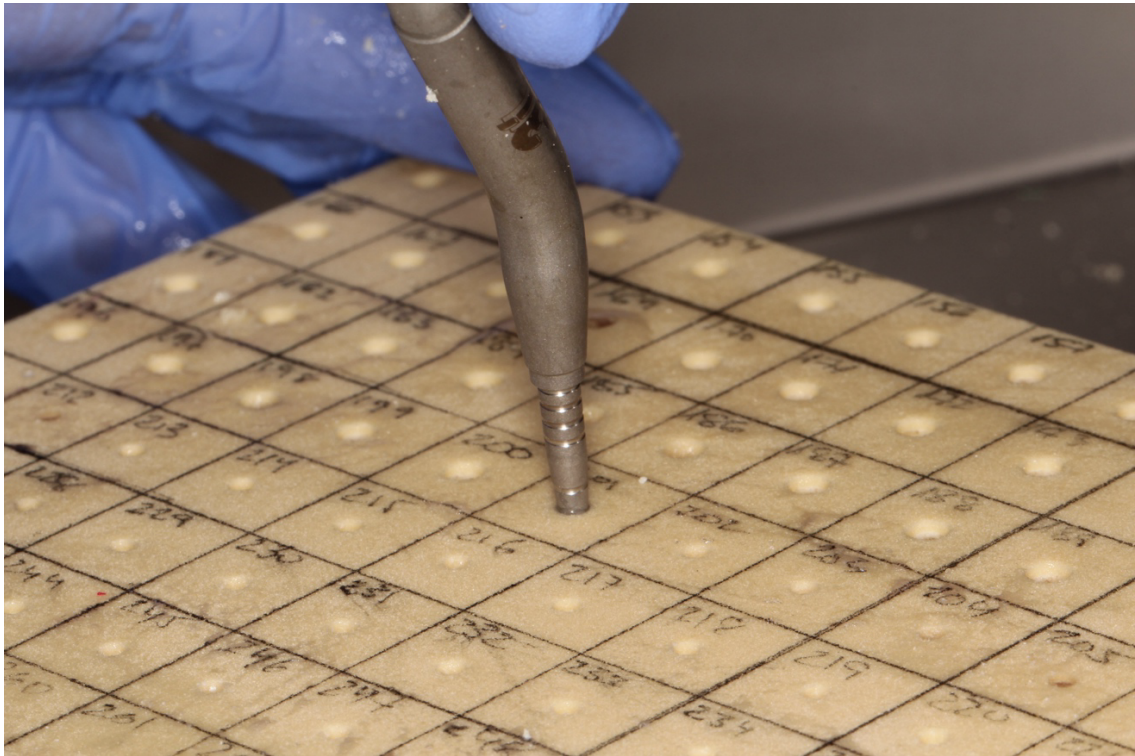


**Gráfico 2:** Valores medios de ISQ en función de cada técnica por implante global.

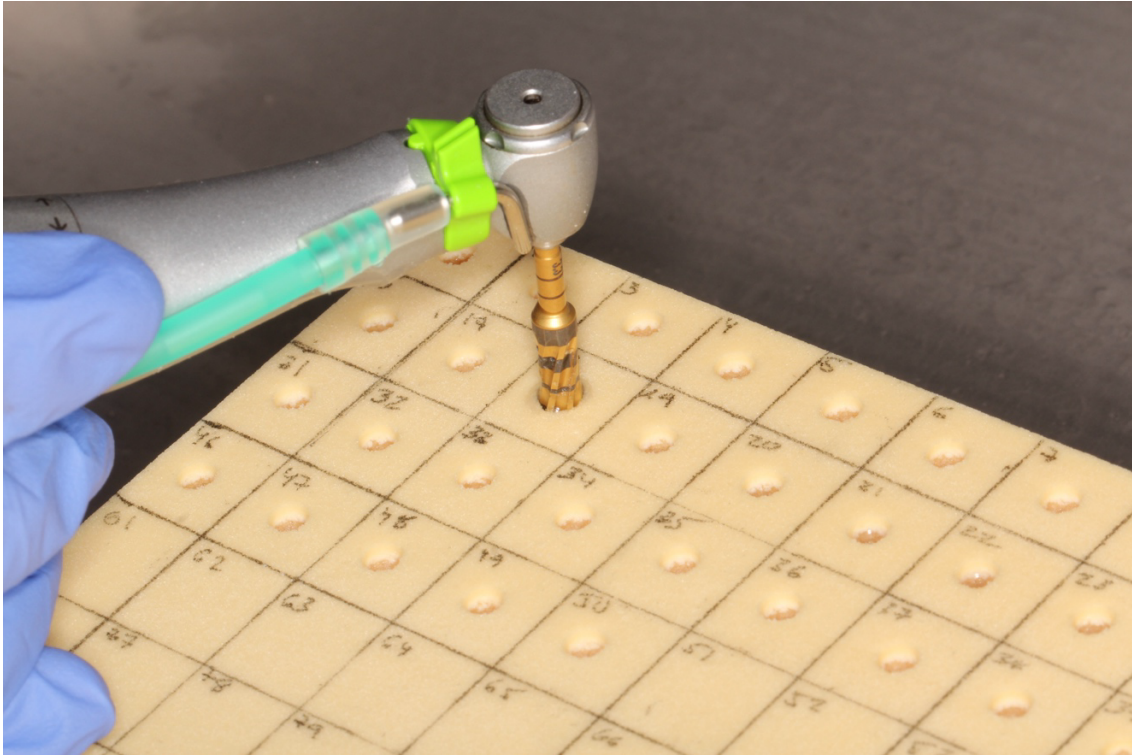




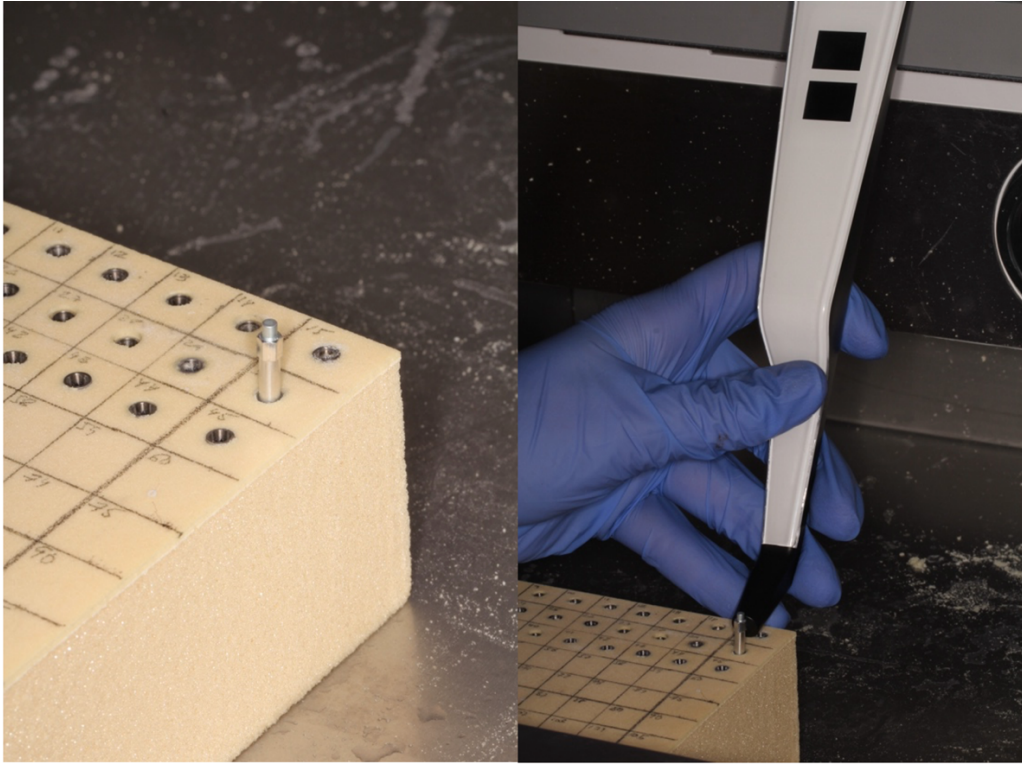
**Figura 1:** Osteotomía realizada con técnica de infra-fresado.



**Figura 2:** Osteotomía realizada con técnica de osteótomo.



**Figura 3:** Osteotomía realizada con fresas de oseodensificación.



**Figura 4:** Transductor y medición del ISQ con el Ostell®

**EVALUATION OF PRIMARY STABILITY IN DENTAL IMPLANTS PLACED  
BY DIFFERENT PREPARATION TECHNIQUES IN LOW-DENSITY BONE: AN  
IN VITRO EXPERIMENTAL STUDY**

**Running title: Primary stability in dental implants using different  
techniques in low-density bone**

**Authors:**

**Camilla De Vito Francesco<sup>1</sup>, Alberto Molina Palomero<sup>2</sup>, Celia Carillo  
Garcia<sup>3</sup>**

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

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

*<sup>3</sup> Professor Faculty of Dentistry, European University of Valencia, Valencia,  
Spain.*

**Corresponding and reprints author**

Camilla De Vito Francesco  
Paseo Alameda 7, Valencia  
46010, Valencia, Spain  
[camidevito99@gmail.com](mailto:camidevito99@gmail.com)

## **Abstract**

**Background:** The technique of implant placement in the posterior maxilla, a low-density bone, has its limitations when it comes to achieving high primary stability values with a standard technique. The main objective of this study was to evaluate whether the osseodensification technique allows a higher primary stability rate to be obtained compared to the osteotome and under-drilling technique. Furthermore, it was analyzed whether there is a correlation between the insertion torque (IT) and the implant primary stability quotient (ISQ).

**Material and Methods:** The study was an in vitro, descriptive and analytical experimental study. Polyurethane blocks with a cortical layer (30-40 PCF) and a cancellous part (10 PCF) were used. The study was conducted using 150 osteotomies divided into three groups of 50: 2 control groups (under-drilling and osteotome) and 1 test group (osseodensification). IT values were recorded with the motor, while ISQ values were recorded with the Ostell system.

**Results:** Statistical analysis was performed using SPSS 23 software. Statistical evidence was found that the IT values of the osteotome group were significantly higher (32,7) than those of the other groups and that the ISQ values of the osteotome group were significantly lower (60,77) than those of the under-drilling (63,07) and osseodensification groups (63,05). In the study of the correlation between IT and ISQ, a weak direct correlation was found in the under-drilling group and a strong direct correlation in the osseodensification group.

**Conclusions:** It was not the osseodensification technique that provided the greatest stability, but in terms of IT it was the osteotomes and for the ISQ the under-drilling group. There is a correlation between IT and ISQ for the osseodensification technique and under-drilling.

**Key words:** *implant placement, low-density bone, under drilling, osteotome, osseodensification, polyurethane block, insertion torque, implant primary stability quotient*

## **Introduction**

The use of titanium endosseous implants to rehabilitate missing teeth has become widespread in modern dentistry, mainly because it is a safe and predictable treatment associated with high success rates (1). Nowadays, one of the most significant goals in implant surgery is to improve techniques to achieve maximum stability, defined as the absence of clinical mobility under a given load (2). The factors that most influence the improvement of implant stability are: bone density, surgical protocol, implant thread type and geometry (3).

The classic technique of conventional drilling has certain limitations, especially in areas of low bone density such as the posterior maxilla, which causes difficulties in achieving good primary stability (4). This is why the undersize-drilling technique and the osteotome technique were developed. However, these two drilling techniques, although they go beyond the limits of the standard technique in type IV bone, are not without their disadvantages (3,4). There is a new osseodensification technique that could compensate for the limitations of the previous ones and thus overcome the problem of primary stability in low density bone (5). There are several studies in the literature that compare the primary stability achieved with the conventional technique versus the osteotome technique, undersize-drilling, or the new technique of osseodensification, some compare two of these techniques (6-8), but very few relate the three at the same time (9).

The primary objective of the present study is to evaluate the primary stability of dental implants placed in low density bone using the osseodensification technique compared to the undersize-drilling and osteotome techniques.

The secondary objective of the study is: to evaluate if there is a correlation between the insertion torque (IT) and the implant primary stability quotient (ISQ).

## **Material and Methods**

The study was designed as an in vitro, cross-sectional, analytical experiment. The recommendations of the CONSORT guidelines modified for in vitro studies were followed (10). The study was conducted at the Dental University Clinic of the European University of Valencia, in Valencia (Valencia, Spain), from November 2023 to May 2024.

This experimental study has the approval of the ethics committee of the European University of Valencia approved on January 16, 2024, in Villaviciosa de Odón, Madrid, with the internal code CI 2024-450.

Regarding the selection of the sample, the participants were two operators: a professor of the master's degree in advanced surgery of the European University of Valencia and a student of the 5th year of the Degree in Dentistry, both from the European University of Valencia. Polyurethane block models with a 1mm cortical layer (30-40 PCF) and the cancellous part 10PCF were chosen as models for implant placement as a simulation of type 4 density bone. The study sample was selected based on the fulfilment of the inclusion criteria which were: 10 mm long implants, series 4 implants and low-density polyurethane blocks (D4).

The study was conducted using 150 osteotomies, divided into three groups of 50: 2 control groups (under-drilling and osteotomes) and 1 test group (osseodensification).

Two low-density (D4) polyurethane blocks (Sawbones®, Pacific Research Laboratories, Vashon, Wash.) were used for implant placement and the surgical box (Ziacom®) was used as instruments for under-drilling preparation. Osseodensification drills (Densah® Burs; Versah, MI, USA) were used for osseodensification preparation and concave angled osteotomes (BIOMET 3i®) for osteotome preparation. Other materials included instruments for measuring insertion torque: motor (Implantned plus de W&H®), instruments for measuring ISQ: Osstell Beacon® system and corresponding SmartPeg or transducer and physiological siero. Galaxy implants of 10 mm length and 4 series were placed, with Titansure surface treatment (Ziacom®).

The study method consisted of two phases: in the first phase, the placement of the 150 implants (spaced 3 mmx3mm) in the 2 polyurethane blocks with the 3 different techniques was carried out by the expert operator (master's degree lecturer) so as not to create possible bias, the other operator having no experience in implant insertion.

In the second phase, the IT and ISQ data were collected for subsequent statistical analysis by the other operator.

For implant placement, the experienced operator proceeded to place the implants according to the drilling protocols for the three different techniques: under-drilling, osseodensification and osteotome set (Figure 1, 2,3). He used the

implantology motor, the surgical box with the necessary drills, the osteotome set and the implants. The insertion torque (IT) was then measured with the motor as well as the ISQ using the Osstell system and its corresponding SmartPeg respectively on all four sides of each implant. The ISQ measurements were performed by placing the corresponding transducer, screwing it directly to the implant, as if it were a prosthetic abutment. The active part of the instrument probe is placed at an angle of approximately 45° and 2-4 mm towards the top of the SmartPeg without touching it (Figure 4).

This process was repeated twice for each implant, disconnecting and connecting the transducer between the first and second measurements. All measurements were performed by the same operator. The measurements were collected (table 1) for further statistical analysis.

## **Results**

In the present study, a statistical analysis of the data collected was carried out using SPSS 23 software. A confidence level of 95% was recorded and comparison results with a p-value of less than 0.05 were considered statistically significant.

To study the differences between the values of insertion torque and primary stability quotient according to the type of technique used, different tests were used. Anova tests, robust comparison tests and Bonferroni and Games-Howell post-hoc tests were used. In addition, Pearson's correlation test was used to study the correlation between insertion torque and primary stability quotient.

The study included three hypothesis tests. The first hypothesis test was designed to determine whether there are differences in the insertion torque values according to the three groups formed by each of the techniques considered. The null hypothesis established that there were no significant differences depending on the technique group used, while the alternative hypothesis suggested the existence of significant differences in insertion torque values depending on the technique group used.

The second hypothesis test was conducted to investigate whether there were significant differences in primary stability quotient values depending on the type of technique used, for each of the faces and in general. The null hypothesis stated that there were no significant differences in the ISQ values, while the alternative

hypothesis stated that there were significant differences in the ISQ values depending on the group of technique employed.

Finally, the third hypothesis test was performed to investigate whether there is a correlation between insertion torque and ISQ value. The null hypothesis stated that there was no significant correlation between IT and ISQ, while the alternative hypothesis suggested the existence of significant correlation between torque and ISQ.

In the analysis of the results, it was observed that there was statistical evidence to say that the IT values of the osteotome group were significantly higher ( $32.7 \pm 0.64$  N/cm) than the other groups (graph 1) and that the overall ISQ values of the osteotome group ( $60.77 \pm 0.86$ ) were significantly lower than those of the under-drilling and osseodensification groups (graph 2). In the study of the correlation between IT and ISQ, a weak direct correlation was found in the under-drilling technique group and a strong direct correlation in the osseodensification technique group (Table 2).

In summary, the results of the statistical analysis indicated that there are significant differences between the IT and ISQ values obtained according to each technique. The osteotome technique in terms of torque insertion gained the highest stability rate, however, in terms of primary stability quotient it was the poorest and statistically significant higher values were obtained with the under-drilling and osseodensification techniques coming very close, slightly in favour of the under-drilling technique. This suggests that these two techniques, in very low-density bone, were practically equal. Furthermore, in assessing the possible correlation between IT and ISQ only the under-drilling and osseodensification techniques demonstrated a direct correlation and, in the detail, the osseodensification technique has the strongest correlation (0.592).

## **Discussion**

### ***Primary stability of implants as a function of preparation technique***

A study was carried out to evaluate the primary stability of dental implants achieved by different techniques: osseodensification, under-drilling and osteotomes in type 4 density-based bone.

It was determined that in terms of torque insertion, the value obtained with the osteotome technique is significantly higher than those of the other two groups

and, in addition, those of the under-drilling group are significantly higher than those of the osseodensification group. Analyzing the ISQ values obtained, those obtained by the osteotome technique group were significantly lower than the ISQ values of the other two groups. No significant differences were found between the under-drilling and osseodensification groups, although the under-drilling group obtained slightly higher values.

The results may lead one to think that in terms of ISQ, in very low-density bone, the two techniques of under-drilling and osseodensification are both good for clinical use. On the other hand, the osteotome technique, despite presenting better values in terms of IT than the other two techniques, is deficient in terms of ISQ. However, at the clinical level, these ISQ values obtained with osteotomes are above the minimum sufficient value, in fact, they are ISQ values lower than 45 which are insufficient for correct stability (5,10).

The results of the present investigation are close to those reported in other similar studies (6,7,11,12). Karl et al. (6), in an in vitro study on polyurethane blocks of various densities, compared the conventional drilling technique, under-drilling and the osteotome technique. In the low-density blocks, they found higher torque values for the osteotome technique, while higher ISQ values for the under-drilling technique. Another in-vitro study was performed on low-density polyurethane blocks type 4 by Formiga et al. (7), who placed 20 implants for each of the four techniques (conventional drilling, compacting instruments, under-drilling and osseodensification). They found that, of the 80 implants, the highest stability measures (IT and ISQ) were achieved by the under-drilling technique compared to the expected osseodensification technique. This was explained by the geometry of their drills being more similar to that of the implant and therefore more effective in increasing primary stability values (12). Yu X et al. (11) published in 2022 a systematic review and meta-analysis aimed at analyzing which preparation technique could provide a higher rate of primary stability in low density bone. The techniques were compared and through the data presented in this review, osseodensification, osteotomy and infra-drilling showed a significantly higher level of implant primary stability (ISQ) compared to conventional drilling. In addition, the under-drilling group showed the greatest increase in ISQ.

However, these results are often controversial as other studies in pig bone obtained different results (4,13,14). Barberá-Millán et al. (4) performed an in vitro study with 55 conical implants and highlighted that the osseodensification technique improves primary stability by obtaining significantly higher torque and ISQ values with this preparation technique compared to under-drilling. Similarly, Seo et al. (13) placed 87 implants in fresh, low-density porcine sternum with standard, under-drilling and osseodensification drilling. It turned out that the highest ISQ rate was obtained with the counterclockwise osseodensification technique. Bhargava et al. (14), in another in-vitro study on porcine ribs, concluded that between the osteotome, osseodensification, piezoelectric and conventional drilling techniques, the results did not show a significant difference in terms of primary stability. However, the osseodensification group showed a significantly higher insertion torque than the others.

These literature data suggest that, in low bone density bone contexts both under-drilling and osseodensification as well as osteotomes are clinically suitable techniques to improve stability, as no significant disparities were observed between the average ISQ and IT results in this in vitro study either.

#### ***Correlation between insertion torque (IT) and implant primary stability quotient (ISQ)***

The results show that there is a weak direct correlation between the variables in the under-drilling technique group and a strong direct correlation in the osseodensification technique group. These suggest that this correlation is not absolute, but depends on various factors, such as the preparation technique in our case.

Several positive correlation results were also found in the literature (15-18). Filho et al. (18) confirmed this correlation also for implants placed in mandibles and maxillae of different bone densities.

This result is important because, although these variables (N/cm and ISQ) are independent, they indicate two different characteristics of primary stability. The positive correlation could indeed provide additional information on the possibility of better prediction for immediately loaded implants. Other studies agree that the correlation is related to torque values (19,20), Gallardo et al. (19) explain how the ISQ-IT relationship responds to a non-linear function with a steep slope in the

lower torque range (up to 35 N/cm) and from this value onwards a more horizontal line is drawn.

Conversely, there are researchers who conclude that there is no correlation (7,21,22). Formiga et al. (7) reported that IT and RFA were independent and incomparable methods for measuring primary stability and alerted clinicians to the importance of defining a single method for assessing implant stability.

This large difference in the results in the literature may be related to the different methodologies used in the papers, so further studies are needed to understand the association between insertion torque and primary stability quotient values.

### ***Limitations of the study***

In this study, the use of polyurethane blocks could be discussed as no material can fully mimic the properties of alveolar bone in terms of bone density and real patient anatomy.

Another limit of the material may be the total homogeneity of the blocks used, which is rarely the case in clinical conditions. However, this is also a strong point of this study as it allows the three different techniques to be compared under perfectly identical conditions.

The results obtained only on blocks simulating type 4 soft bone have been compared, but it would be useful to evaluate the results obtained on blocks simulating type 3 soft bone.

For future research it would be interesting to analyze how macroscopic shape influences primary stability and also to compare the three techniques in biological tissues with all their anatomical variations.

### **Conclusions**

- The three techniques showed comparable primary stability values for clinical use, being superior in the osteotome group in terms of insertion torque, while in terms of stability quotient the under-drilling technique was superior, followed by the osseodensification technique.
- There is a strong correlation between insertion torque (IT) and primary implant stability quotient (ISQ) for the osseodensification technique and a weak correlation for the under-drilling technique.

## References

1. Bettach R, Boukhris G, De Aza PN, da Costa EM, Scarano A, Fernandes GVO. New strategy for osseodensification during osteotomy in low-density bone: an in vitro experimental study. *Sci Rep*. 2023;13(1):1–9.
2. Chávarri-Prado D, Brizuela-Velasco A, Diéguez-Pereira M, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Viteri-Agustín I. Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(3):242–248.
3. Kanathila H, Pangi A. An insight into the concept of osseodensification-enhancing the implant stability and success. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2018; 12: 1–3.
4. 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):361–367.
5. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, Xhajanka E, Romeo DM, Romeo M. The effectiveness of osseodensification drilling protocol for implant site osteotomy: A systematic review of the literature and meta-analysis. *Materials*. 2021;14:1–19.
6. Karl M, Grobecker-Karl T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence international*. 2018;49(3):189–198.
7. De Carvalho Formiga M, Gehrke AF, De Bortoli JP, Gehrke SA. Can the design of the instruments used for undersized osteotomies influence the initial stability of implants installed in low-density bone? An in vitro pilot study. *PLoS One*. 2021;16(10):1–12.
8. Elsheikh HAE, Gadallah AMT, Mowafey B, Kandil I, Salem AS. Impact of Three Different Surgical Drilling Protocols on Early Loaded Single Implant in Posterior Maxilla: A 3-year Follow-up. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(8):819–827.

9. Faggion CM. Guidelines for reporting pre-clinical in vitro studies on dental materials. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*. 2012;12(4):182–189.
10. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021;23(3):317–328.
11. Yu X, Chang C, Guo W, Wu Y, Zhou W, Yu D. Primary implant stability based on alternative site preparation techniques: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2022;24:580–590.
12. 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):1–14.
13. Seo DJ, Moon SY, You JS, Lee WP, Oh JS. The Effect of Under-Drilling and Osseodensification Drilling on Low-Density Bone: A Comparative Ex Vivo Study. *Applied Sciences*. 2022;12(3): 1-11.
14. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*. 2023;111(1):142–153.
15. Do Vale Souza JP, De Moraes Melo Neto CL, Piacenza LT, Freitas Da Silva EV, De Melo Moreno AL, Penitente PA, et al. Relation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient: A Clinical Study. *Eur J Dent*. 2021;15(4):618–623.
16. Sarfaraz H, Johri S, Sucheta P, Rao S. Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of functional implant loading. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2018;18(2):139–146.
17. Ferreira J, Machado L. Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient: Separate Evaluation and Correlation for Different Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(4):812–822.

18. Filho LCM, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(3):259–262.
19. Gallardo S, Constanza Ibanez M, Carlos Ibanez J. Correlation between ISQ and Insertion Torque values using double acid-etched implants. *J Osseointegr*. 2016;8(3):29–36.
20. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. *Biomed Res Int*. 2018;2(2):1–7.
21. Gehrke SA, Pérez-Díaz L, Mazón P, de Aza PN. Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: An in vitro experimental analysis. *J Funct Biomater*. 2019;10(4): 1-14.
22. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(1):26–33.

**Conflict of interest:** The implant material was provided by Ziacom®.

**Ethics Committee:** European University of Valencia on January 16, 2024, with internal code CI 2024-450.

**Funding:** none declared



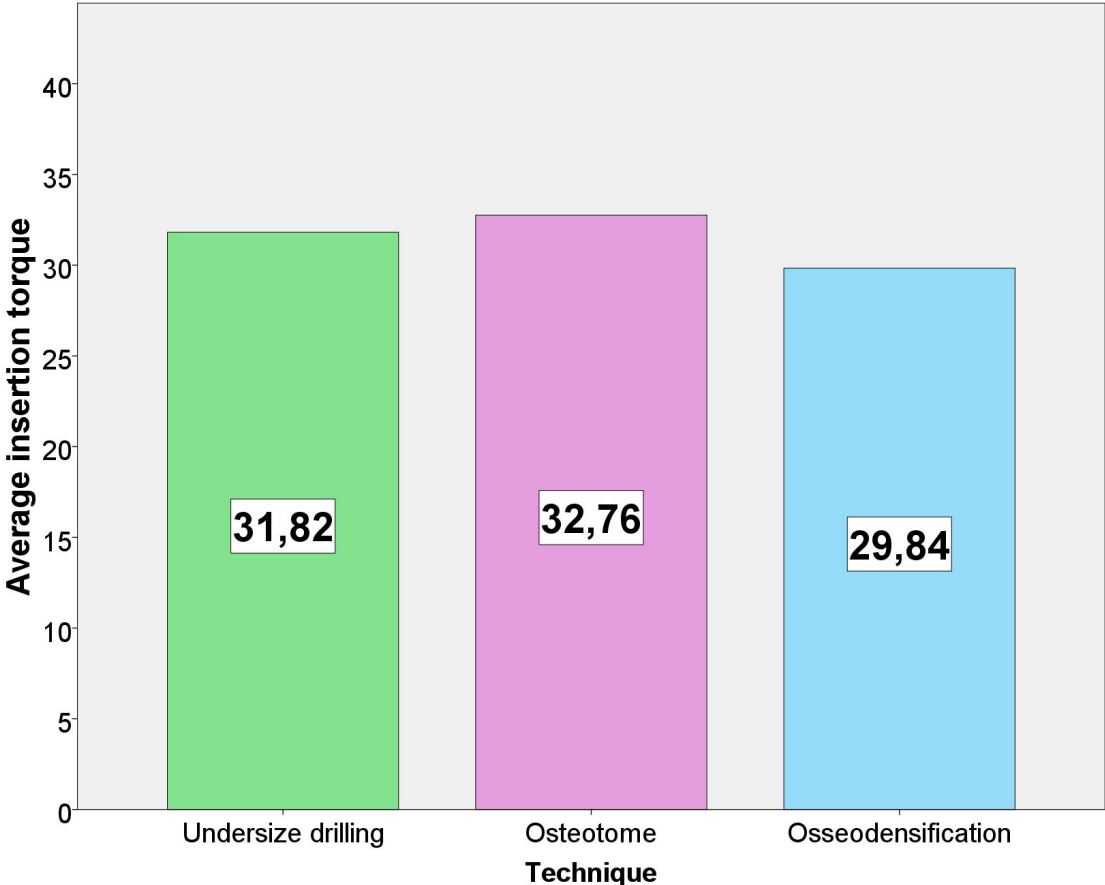
**Table 2:** ISQ correlations and insertion torque per global implant

		ISQ-Torque
Undersize drilling	Pearson correlation	0,287*
	p-value	0,044
Osteotome	Pearson correlation	0,190
	p-value	0,187
Osseodensification	Pearson correlation	0,592**
	p-value	<0,001

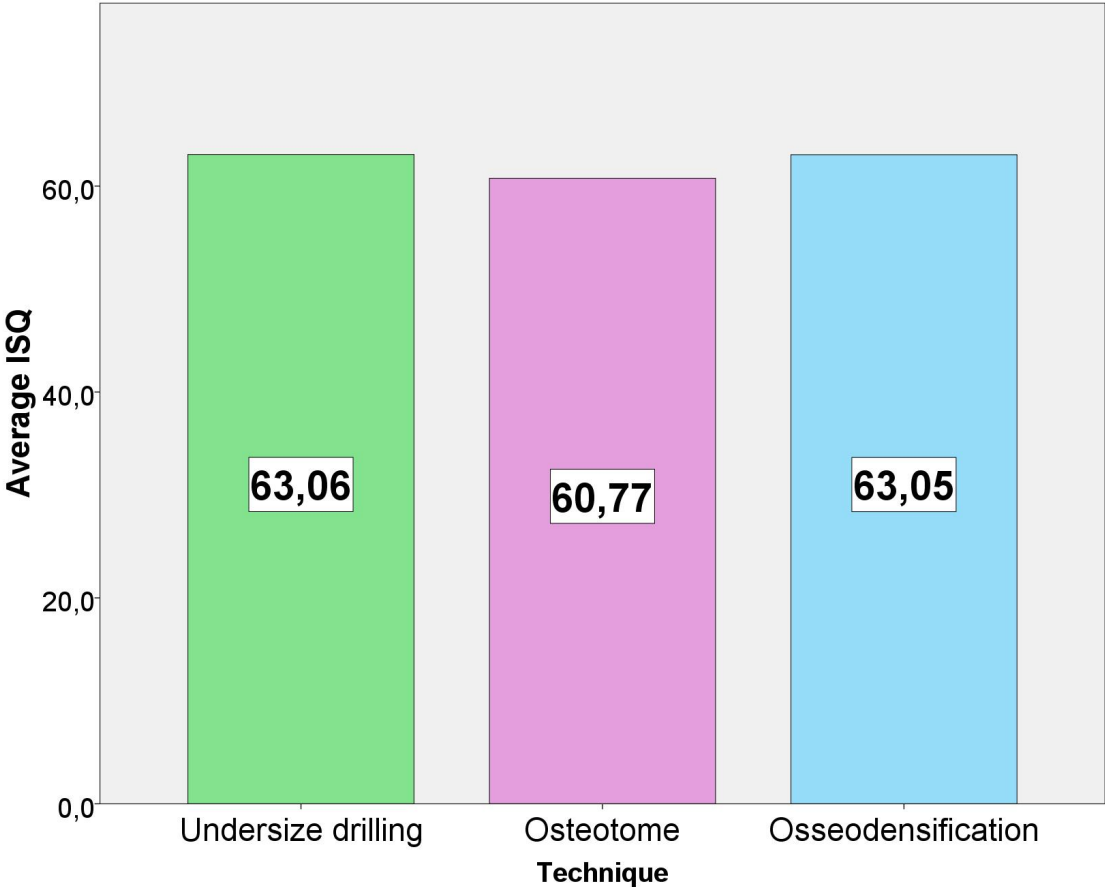
\*. The correlation is significant at the 0.05 level.

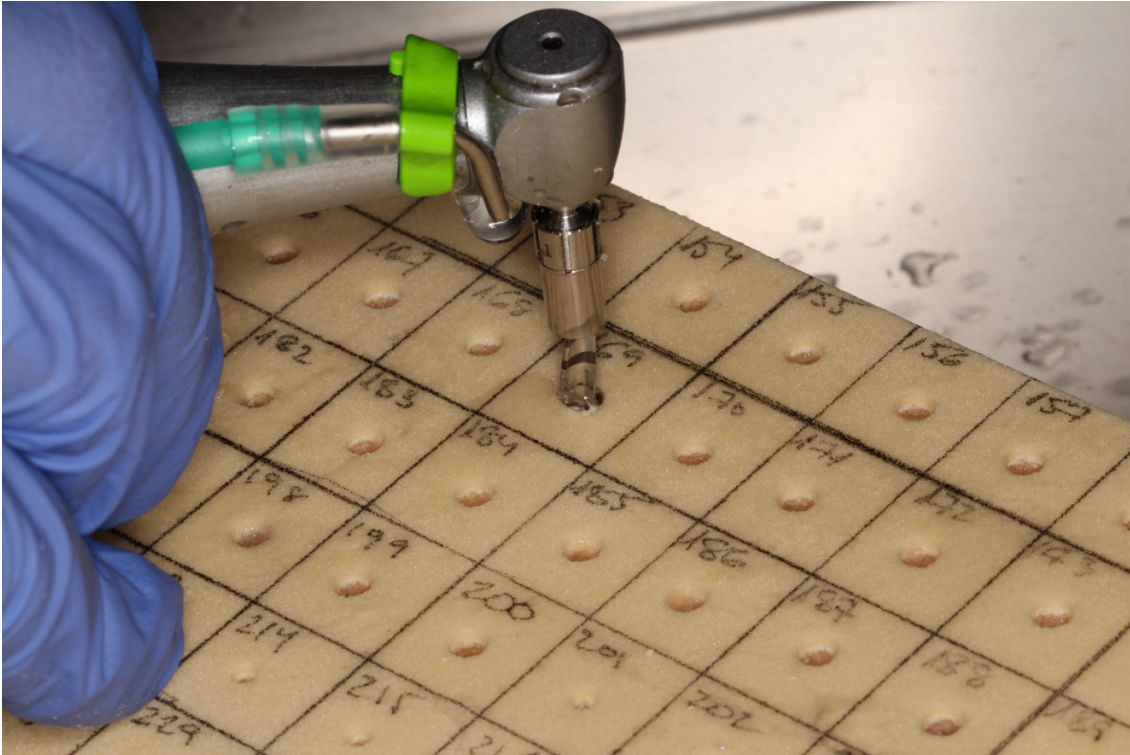
\*\*. The correlation is significant at the 0.01 level.

**Graph 1:** Average insertion torque values according to each technique.

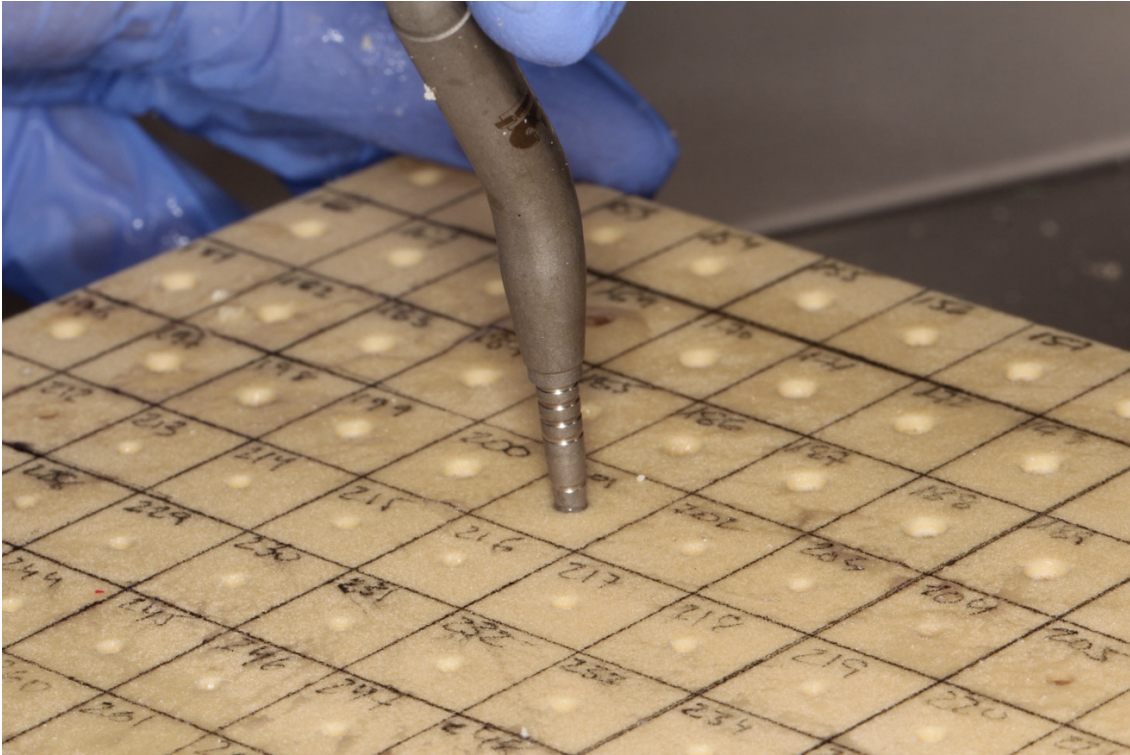


**Graph 2:** Average ISQ values according to each technique per implant globally

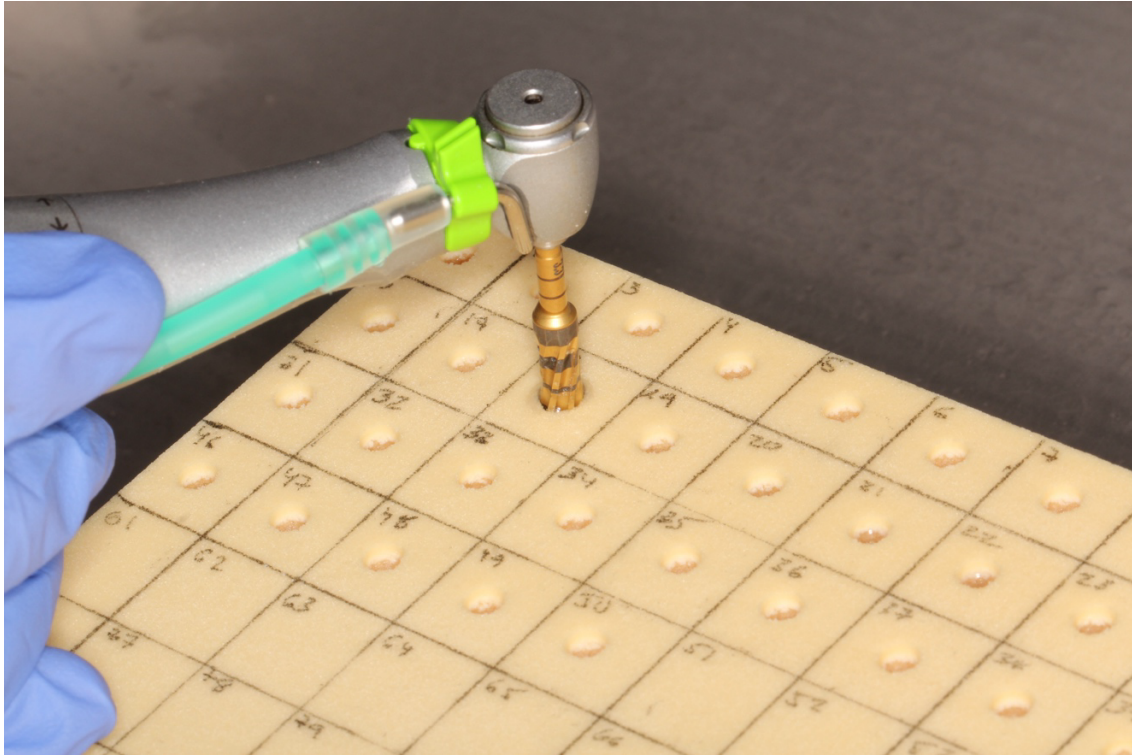




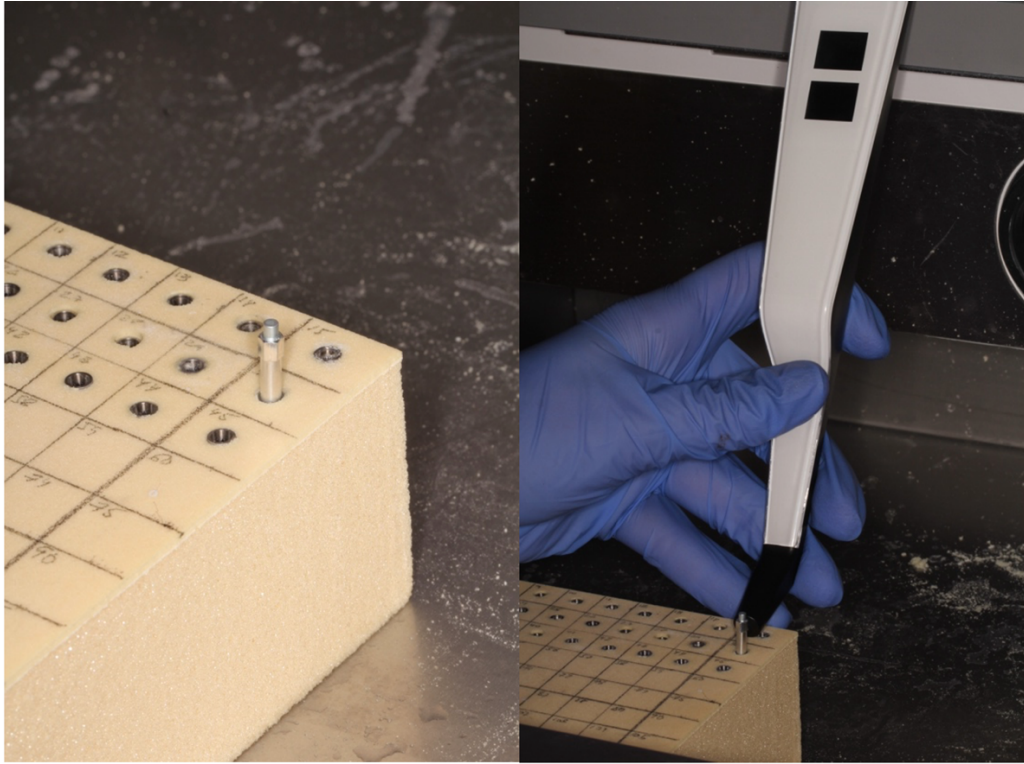
**Figure 1:** Osteotomy performed with infra-drilling technique.



**Figure 2:** Osteotomy performed with osteotome technique.



**Figure 3:** Osteotomy performed with osseodensification drills.



**Figure 4:** Transducer and ISQ measurement with the Ostell®.