



UNIVERSIDAD DE MURCIA
ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
TESIS DOCTORAL

Influencia de la Técnica Empleada para Triturar un Injerto Óseo en
Bloque sobre las Propiedades Físico-Químicas del Hueso
Particulado: Estudio in Vitro utilizando un Modelo de Costilla
Bovina

D.^a Natalia Martínez Jiménez

2024



UNIVERSIDAD DE MURCIA
ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
TESIS DOCTORAL

Influencia de la Técnica Empleada para Triturar un Injerto Óseo en
Bloque sobre las Propiedades Físico-Químicas del Hueso Particulado:
Estudio in Vitro utilizando un Modelo de Costilla Bovina

Autor: D.^a Natalia Martínez Jiménez

Director/es: D. Fabio Camacho Alonso



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR
Aprobado por la Comisión General de Doctorado el 19-10-2022

D./Dña. Natalia Martínez Jiménez

doctorando del Programa de Doctorado en

Ciencias de la Salud

de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad Murcia, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina.

y dirigida por,

D./Dña. Fabio Camacho Alonso

D./Dña.

D./Dña.

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Si la tesis hubiera sido autorizada como tesis por compendio de publicaciones o incluyese 1 o 2 publicaciones (como prevé el artículo 29.8 del reglamento), declarar que cuenta con:

- *La aceptación por escrito de los coautores de las publicaciones de que el doctorando las presente como parte de la tesis.*
- *En su caso, la renuncia por escrito de los coautores no doctores de dichos trabajos a presentarlos como parte de otras tesis doctorales en la Universidad de Murcia o en cualquier otra universidad.*

Del mismo modo, asumo ante la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada, en caso de plagio, de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Murcia, a 30 de enero de 2024

Fdo.:

Esta DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD debe ser insertada en la primera página de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor.

Información básica sobre protección de sus datos personales aportados	
Responsable:	Universidad de Murcia. Avenida teniente Flomesta, 5. Edificio de la Convalecencia. 30003; Murcia. Delegado de Protección de Datos: dpd@um.es
Legitimación:	La Universidad de Murcia se encuentra legitimada para el tratamiento de sus datos por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento. art. 6.1.c) del Reglamento General de Protección de Datos
Finalidad:	Gestionar su declaración de autoría y originalidad
Destinatarios:	No se prevén comunicaciones de datos
Derechos:	Los interesados pueden ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación, oposición, limitación del tratamiento, olvido y portabilidad a través del procedimiento establecido a tal efecto en el Registro Electrónico o mediante la presentación de la correspondiente solicitud en las Oficinas de Asistencia en Materia de Registro de la Universidad de Murcia

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo es la culminación de varios años de esfuerzo, dedicación y entrega. Es el final de una etapa maravillosa, apasionante y aunque no exenta de dificultades, enriquecedora.

En primer lugar, a mi director de tesis, D. Fabio Camacho Alonso por saber en todo momento darme el apoyo y estímulo necesarios para no perder el resuello ni las ganas en un camino largo. Sin duda, su amplia experiencia investigadora, su determinación en todos los vericuetos del proyecto, sus amplios conocimientos de la materia y su calidad humana lo han hecho posible. Siempre con una palabra de ánimo y restando preocupaciones a cualquier vicisitud ha sabido orientarme en el camino adecuado. Desde el día que me impartió la asignatura de Cirugía Oral en el Grado de Odontología ha sido una fuente de inspiración para alcanzar mi vocación tanto de cirujana oral como de investigadora.

Seguidamente, al Dr. Carlos Vilaplana Vivo, el cual me tendió su mano para ayudarme en todo el proceso de investigación y elaboración de la tesis, sin importar cuán laborioso podía llegar a ser y alentándome para ser productiva.

A mi familia, porque son mi pilar fundamental, que me sostiene frente a todos los grandes retos que me empeño en cumplir. A Antonio y María Dolores, mis padres, por creer en mí dándome todo lo que han tenido para que alcance mis logros tanto profesionales como personales. Ellos me han enseñado que un fracaso no es una derrota, sino una vivencia que aportar a una “mochila” imaginaria que sostengo en mis hombros y que supone un enriquecimiento personal tal y como me lo han argumentado siempre.

A mi hermana, Marta, por ser mi referente y mi confidente, siempre le agradeceré todo lo que ha hecho por mí.

A mis amigos, que me han apoyado no permitiéndome un momento de flaqueza y han contribuido a que cumpla mi objetivo final otorgándome mucho ánimo y cariño.

Finalmente, agradecer a todas las personas que se han implicado de una manera directa en la tesis doctoral o indirectamente para llevar a término este proyecto.

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

Ca: calcio.

CMO: composición mineral ósea.

DF: dimensión fractal.

DFDBA: aloinjerto óseo liofilizado desmineralizado.

DMO: densidad mineral ósea.

DPBM: mineral óseo porcino desproteinizado.

FESEM: microscopio electrónico de barrido por emisión de campo.

FDBA: aloinjerto óseo liofilizado.

FOV: campo de visión.

HA: hidroxiapatita.

HD: hueso disponible.

MIP: proyección de máxima intensidad.

MPR: reconstrucción multiplanar.

P: fósforo.

ROI: área de interés. Del inglés, Region Of Interest.

RPM: revoluciones por minuto.

V: volumen.

μCT: microtomografía computerizada.

RESUMEN

Introducción: Actualmente se debe resolver el inconveniente de la ausencia de volumen óseo en maxilares atróficos de pacientes que demandan tratamiento implantológico para resolver la ausencia de dientes que suponen un problema tanto funcional, como estético y social, lo que ha supuesto un auge de las técnicas regenerativas empleando hueso autólogo, ya sea de manera particulada o en bloque. **Objetivo:** evaluar la influencia de la técnica utilizada para triturar un bloque óseo sobre sus propiedades físicas y químicas. **Materiales y métodos:** se obtuvieron 120 bloques óseos de 30 costillas de origen bovino. El bloque 1 se utilizó exclusivamente para analizar la composición mineral ósea (CMO) (% Ca y P); mientras que los bloques 2, 3 y 4 se utilizaron para determinar el volumen (V), densidad mineral ósea (DMO), dimensión fractal (FD), tamaño de partícula y CMO, tras aplicar la técnica con molinillo (bloque 2), trituración (bloque 3) y raspado (bloque 4) del hueso. El cambio en las propiedades físicas después de la trituración de los bloques se estudió mediante análisis radiológico por tomografía microcomputerizada, mientras que los cambios en las propiedades químicas se analizaron con un microscopio electrónico de barrido por emisión de campo (FESEM) y un sistema microanalítico basado en espectrometría de energía dispersiva y de rayos X. El tamaño de las partículas óseas se calculó a partir de las imágenes FESEM utilizando un software de análisis de imágenes. **Resultados:** el orden de mayor a menor incremento en V fue: raspador>molinillo>triturador; el orden de menor a mayor disminución en DMO, FD, Ca y P fue: raspador<molinillo<triturador; y el orden de mayor a menor tamaño de partícula fue: raspador>molinillo>triturador. **Conclusiones:** la trituración de un bloque óseo con molinillo, triturador o raspador produce un aumento de V y una disminución de DMO, FD y de los niveles de Ca y P que es mayor significativamente con la técnica de triturador frente a las dos otras técnicas propuestas. **Relevancia clínica:** el uso de un raspador o molinillo para triturar hueso afecta menos a las propiedades físicas y

químicas del hueso que cuando se usa un triturador, aunque se necesitan más estudios clínicos.

Palabras clave: injerto óseo en bloque, hueso triturado, molino, triturador, raspador

SUMMARY

Introduction: currently, the problem of the absence of bone volume in atrophic jaws of patients who demand implant treatment must be resolved to resolve the absence of teeth that represent a functional, aesthetic and social problem, which has led to a rise in regenerative techniques using autologous bone, either in particulate or block form.

Objective: to evaluate the influence of the technique used to crush a bone block on their physical and chemical properties. **Materials and methods:** 120 bone blocks were obtained from 30 bovine ribs. Block 1 was used exclusively to analyze bone mineral composition (BMC) (% Ca and P); while blocks 2, 3 and 4 were used to determine the volume (V), bone mineral density (BMD), fractal dimension (FD), particle size and BMC, after grinding (block 2), crushing (block 3) and scraping (block 4) of the bone. The change in physical properties after crushing of the blocks was studied by radiological analysis using micro-computed tomography, while the changes in chemical properties were analyzed by field emission scanning electron microscope (FESEM) and a microanalytical system based in energy dispersive and X-ray spectrometry. Bone particle size was calculated from the FESEM images using image analysis software. **Results:** the order from greatest to least increase in V was: scraper>grinder>crusher; The order from least to greatest decrease in BMD, FD, Ca and P was: scraper < grinder < grinder; and the order from largest to smallest particle size was: scraper>grinder>crusher. **Conclusions:** grinding a bone block with a grinder, crusher or scraper produces an increase in V and a decrease in BMD, FD and Ca and P levels, which is significantly greater with the grinder technique compared to the two other proposed techniques. **Clinical relevance:** using a scraper or grinder to crush bone affects the physical and chemical properties of bone less than when using a crusher, although more clinical studies are needed.

Key words: bone block graft, crushed bone, mill, crusher, scraper.

ÍNDICE

RESUMEN	1
1. INTRODUCCIÓN	8
1.1. PROCESO DE REABSORCIÓN ÓSEA	9
1.2. TÉCNICAS DE AUMENTO ÓSEO	13
1.3. INJERTOS ÓSEOS	16
1.3.1. Aloinjertos	18
1.3.2. Xenoinjertos	20
1.3.3. Aloplásticos	21
1.3.4. Injertos autólogos o autógenos	22
1.4. TÉCNICAS CON INJERTO AUTÓLOGO O AUTOINJERTO	25
1.5. SISTEMAS PARA LA OBTENCION DE INJERTO AUTÓLOGO	27
1.5.1. Dispositivos para obtención de bloques óseos	27
1.5.2. Dispositivos para obtención de injertos particulados	31
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	37
2.1. JUSTIFICACIÓN	37
2.2. OBJETIVOS	41
3. METODOLOGÍA	46
3.1. MUESTRAS	48
3.2. PROTOCOLO DE OSTEOTOMÍAS	49
3.3. MÉTODOS MECÁNICOS UTILIZADOS PARA EL TRITURADO DE BLOQUES ÓSEOS	49
3.4. ESTUDIO DE PROPIEDADES FÍSICAS MEDIANTE ANÁLISIS RADIOLÓGICOS (VOLUMEN, DENSIDAD MINERAL ÓSEA Y DIMENSIÓN FRACTAL)	51
3.5. ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES QUÍMICAS MEDIANTE ANALISIS DE LA COMPOSICIÓN MINERAL ÓSEA Y TAMAÑO DE PARTÍCULA	54

3.6.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	57
4.	RESULTADOS	61
4.1.	CAMBIOS EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS POR ANÁLISIS RADIOLÓGICO	61
4.2.	CAMBIOS EN LAS PROPIEDADES QUÍMICAS MEDIANTE ANALISIS DE LA COMPOSICION MINERAL ÓSEA Y EL TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS	65
5.	DISCUSIÓN	71
6.	CONCLUSIONES	83
7.	BIBLIOGRAFÍA	88
8.	ANEXOS	104

I. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

El aumento de la esperanza de vida ha incrementado el riesgo de pérdida dentaria en la población. En este sentido, la restauración funcional y estética de maxilares total o parcialmente edéntulos mediante implantes dentales osteointegrados, es una opción terapéutica predecible a largo plazo en la actualidad; hasta tal punto, que se estima que el 19% de la población mundial ha recibido algún tipo de tratamiento implantológico (Al-Nasser y cols., 2020). Con este tratamiento quirúrgico-protésico, el paciente puede conseguir reponer los dientes perdidos, cumpliendo no solo con la principal función de los mismos, que es triturar los alimentos (favoreciendo una correcta digestión); sino que, además, este tipo de rehabilitaciones desempeñan un papel social importante, ya que los dientes son cruciales para la fonación y para mantener una expresión facial armoniosa, además del componente psicológico que implica (Frisch y cols., 2020).

Actualmente, la implantología además de resolver el problema de la ausencia de dientes, debe solucionar también la falta de disponibilidad ósea que se observa en algunos pacientes. Esta falta de calidad o volumen óseo pone al facultativo ante un reto para la colocación del implante, ya que necesitará de alguna técnica quirúrgica avanzada adicional para lograr el objetivo final de reponer el diente. Dicha ausencia puede ser provocada por una reabsorción tras una exodoncia que puede ser traumática o no, una periodontitis previa, un traumatismo o diversas patologías mandibulares o maxilares (Goyal y cols., 2021).

La colocación de implantes en una posición protésica ideal para la función y la estética es fundamental, por lo que el desarrollo de las técnicas

regenerativas óseas, se han visto incrementadas por ser indispensables para poder otorgarle al paciente el mejor tratamiento (Jepsen y cols., 2019).

1.1. PROCESO DE REABSORCIÓN ÓSEA

La reabsorción del hueso alveolar es un acontecimiento complejo de cicatrización que implica componentes estructurales, funcionales y fisiológicos que puede verse alterada e incrementada por la técnica quirúrgica inadecuada empleada en la exodoncia (excesiva o agresiva). Tras la exodoncia o pérdida de un diente, por cualquiera que sea la causa, como caries, fractura o movilidad, se produce dicha reabsorción (Castaño-Granada y cols., 2016).

Los procesos fisiológicos de cicatrización de heridas después de la extracción dental se pueden describir en 5 fases (Rothamel y cols., 2008):

- 1) Día 1: formación y maduración de un coágulo de sangre.
- 2) Días 4-5: organización del coágulo por capilares.
- 3) Días 14-16: formación de una matriz temporal.
- 4) Hasta 6 semanas: reorganización osteoblástica de la matriz temporal y cierre epitelial completo del alvéolo.
- 5) 5-10 semanas: modelado/remodelado óseo.

Es sabido que la cantidad de reabsorción de tejido duro y blando es mayor sobre la superficie vestibular o bucal que sobre la lingual o palatina. Durante los tres primeros meses posteriores a la pérdida del diente, la dimensión vestibulo-lingual o palatina del alveolo se reduce cerca del 30% (Nazarkir y cols., 2014), y tras 12 meses se pierde al menos el 50% de su extensión original. Adicional a este proceso, la altura de la cortical ósea bucal se reduce y se localiza aproximadamente 1 mm más apical que su cortical lingual o palatina (Fee, 2016; Castaño-Granada y cols., 2016; Schropp y cols., 2003; Di Stefano y cols., 2022).

La reabsorción en el maxilar superior en la zona anterior provoca una progresiva y marcada reducción de la dimensión ósea vestibulopalatina, sin embargo, en la zona posterior, la reabsorción está condicionada por la escasa calidad ósea y más concretamente, por la presencia de los senos maxilares. Con el paso del tiempo y la pérdida de los dientes, el volumen de estas cavidades neumáticas tiende a expandirse, mientras que la cresta alveolar se reabsorbe progresivamente en dirección opuesta, caudocraneal (Di Stefano y Cazzaniga, 2013).

En cuanto a la reabsorción mandibular, se da una diferencia notable en cuanto a si se ubica en el espacio intraforaminal o posterior a los agujeros mentonianos. En el espacio intraforaminal se suele reabsorber menos que posterior a los forámenes mentonianos. Es en la zona posterior donde la reabsorción es principalmente en altura. En los pacientes con una atrofia severa caracterizada por edentulismo total de años de progresión, el hueso basal asume un aspecto cóncavo sobre la vertiente de la cresta (Di Stefano y Cazzaniga, 2013).

Dependiendo del diagnóstico previo, teniendo como base las amplias clasificaciones propuestas en la literatura, se selecciona la técnica reconstructiva pertinente siendo crucial el correcto diagnóstico, por lo que la literatura recoge amplias clasificaciones para otorgarle al clínico la posibilidad de discernir las distintas posibilidades que se le puede presentar (Di Stefano y Cazzaniga, 2013).

Existen diferentes clasificaciones que describen esta reabsorción anteriormente enunciada, como por ejemplo, Cawood y Howell (1988), Misch (1989), Seibert (1983) o Chiapasco (2008).

A continuación, se expone la clasificación de Cawood y Howell:

CLASE I	Dentado
CLASE II	Inmediato postextracción
CLASE III	Forma de cresta bien redondeada, adecuada en altura y anchura.
CLASE IV	Forma de cresta en filo de cuchillo, adecuada en altura e inadecuada en anchura.
CLASE V	Forma de cresta plana, inadecuada en altura y anchura.
CLASE VI	Forma de cresta deprimida, con alguna pérdida basal evidente.

TABLA 1. Clasificación de Cawood y Howell,1988.

Es en la clasificación de Misch, 1989, donde clasifica la atrofia del maxilar superior, reflejando los pasos del progreso de la reabsorción, introduciendo el concepto de hueso disponible (HD), es decir, la cantidad de hueso a disposición en el área edéntula para el posicionamiento del implante en base a cuatro divisiones: A, B, C y D y las indicaciones para el tratamiento. El HD es medido en base a la altura, la amplitud, la longitud, la angulación y la relación corona/implante.

División	Amplitud	Altura	Longitud	Angulación
A	>5 mm	>10-12 mm	>5 mm	>30°
B	2,5-5 mm	>10-12 mm	15 mm	>20°
C	Cw	Ch		Ca
D		Grave atrofia		
Indicaciones para el tratamiento				
SA 1	>12 mm	No se necesita tratamiento		
SA 2	8-12 mm	Minielevación		

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

SA 3	5-8 mm	Lateral en una sola etapa
SA 4	< 5 mm	Lateral en dos etapas

TABLA 2. Clasificación de Misch de atrofas maxilares superiores.

Seibert, en 1983, clasifica los defectos del reborde alveolar en 3 clases atendiendo al componente horizontal y vertical del defecto:

- Clase I: pérdida de la dimensión vestíbulo-lingual, conservando una altura (dimensión apico-coronal) normal de la cresta.
- Clase II: pérdida de la dimensión apico-coronaria, conservando una anchura (dimensión vestíbulo-lingual) normal de la cresta.
- Clase III: pérdida tanto de la dimensión vestíbulo-lingual como apico-coronaria. Pérdida de la altura y anchura normal de la cresta.

Es Chiapasco, en el año 2008, quien propuso una clasificación de la atrofia del maxilar superior teniendo en cuenta tres factores: altura de la cresta residual, espesor de la cresta residual y distancia entre el margen crestal y la arcada dental o cresta residual mandibular (distancia interarcada).

Clase	Altura	Espesor	Distancia interarcada
A	4-8 mm	≥ 5 mm	Normal
B	4-8 mm	< 5 mm	Normal
C	< 4 mm	≥ 5 mm	Normal
D	< 4 mm	< 5 mm	Normal
E	4-8 mm	≥ 5 mm	Aumentada
F	4-8 mm	< 5 mm	Aumentada

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

G	< 4 mm	≥ 5 mm	Aumentada
H	< 4 mm	< 5 mm	Aumentada
I	Cresta alveolar totalmente reabsorbida con distancia interarcada aumentada y relaciones esqueléticas de Clase III.		

TABLA 3. Clasificación de Chiapasco de atrofas maxilares superiores (2008).

Así mismo, los cambios en el perfil de los tejidos blandos se corresponden con los cambios que afectan al perfil de tejidos duros subyacente (García-Gargallo y cols., 2016).

También se han evaluado la densidad y la estructura ósea sobre la influencia en el plan de tratamiento. En 1985, Lekholm y Zarb dividieron la calidad del hueso del maxilar anterior en cuatro clases:

Clase I o D1	Hueso compacto casi exclusivamente de hueso cortical
Clase II o D2	Hueso con cortical grueso compacto y trabeculación interior denso.
Clase III o D3	Hueso con cortica de huesos más delgados y menos denso esponjoso
Clase IV o D4	Hueso con cortical fina y trabeculación delgada.

TABLA 4. Clasificación de Lekholm y Zarb de calidad de hueso en maxilar.

1.2. TÉCNICAS DE AUMENTO ÓSEO

Para dar solución al inconveniente de la ausencia ósea, se han desarrollado diferentes técnicas de aumento dependiendo de la localización, extensión y configuración del defecto óseo (Tolstunov y cols., 2019). Estas técnicas, se pueden dividir, según si se requiere conservar la cresta alveolar (preservación alveolar) o si se requiere aumentarla (Tolstunov y cols., 2019).

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

La preservación alveolar se logra mediante injertos particulados “inlay” en el alveolo para conservar el volumen de cresta existente en el momento de la exodoncia, intentando conseguir la mínima pérdida volumétrica (Clark y cols., 2018). Esta se debe considerar cuando no es posible la colocación del implante de manera inmediata y retrasarse al menos 6 meses (Fee, 2016). Para ello, se suelen utilizar injertos autólogos, aloinjertos, xenoinjertos e injertos aloplásticos (Fee, 2016). Además, es importante en este tipo de técnica, el sellado del injerto mediante cierre primario. Para ello se puede emplear el colgajo mucoperióstico de espesor total, un injerto gingival libre del propio paciente, aloinjertos dérmicos o xenoinjertos de matriz de colágeno (Fee, 2016).

Para el manejo del aumento de la cresta, las regeneraciones óseas se dividen en regeneraciones horizontales (cuando se quiere ganar anchura) y verticales (cuando, además, se quiere ganar altura). Existen diferentes técnicas para el aumento óseo en pacientes que lo necesiten, como la realización de injertos óseos onlay/inlay, procedimientos de distracción osteogénica, injertos de interposición (osteoplastias en sándwich), elevaciones de senos maxilares, regeneración ósea guiada, rellenos de *gaps* (discrepancias entre el diámetro del implante y el alveolo durante la colocación inmediata del implante) y relleno de defectos óseos críticos (pérdida ósea tridimensional provocada por deformidades congénitas, traumatismos, osteonecrosis o cirugía ablativa de quistes o tumores, que, si no se trata con técnicas regenerativas, daría lugar a la formación de tejido conectivo fibroso, pero nunca de hueso nuevo) (French y cols., 2019; Buurman y cols., 2020). También existen otras técnicas en las que no se aumenta la cresta ósea como la transposición del nervio dentario o el empleo de implantes cortos (Martínez-Álvarez y cols., 2018; Chiapasco y cols., 2006).

La evaluación del defecto para aportar el mejor tratamiento es fundamental, en el artículo de Herford y Nguyen, 2015, nos exponen un diagrama de decisiones según las diferentes técnicas que se pueden emplear. Cabe destacar, que es un ejemplo de toma de decisiones, puesto que a día de hoy no existe un criterio ecuanime que valide una técnica como superior a otra.

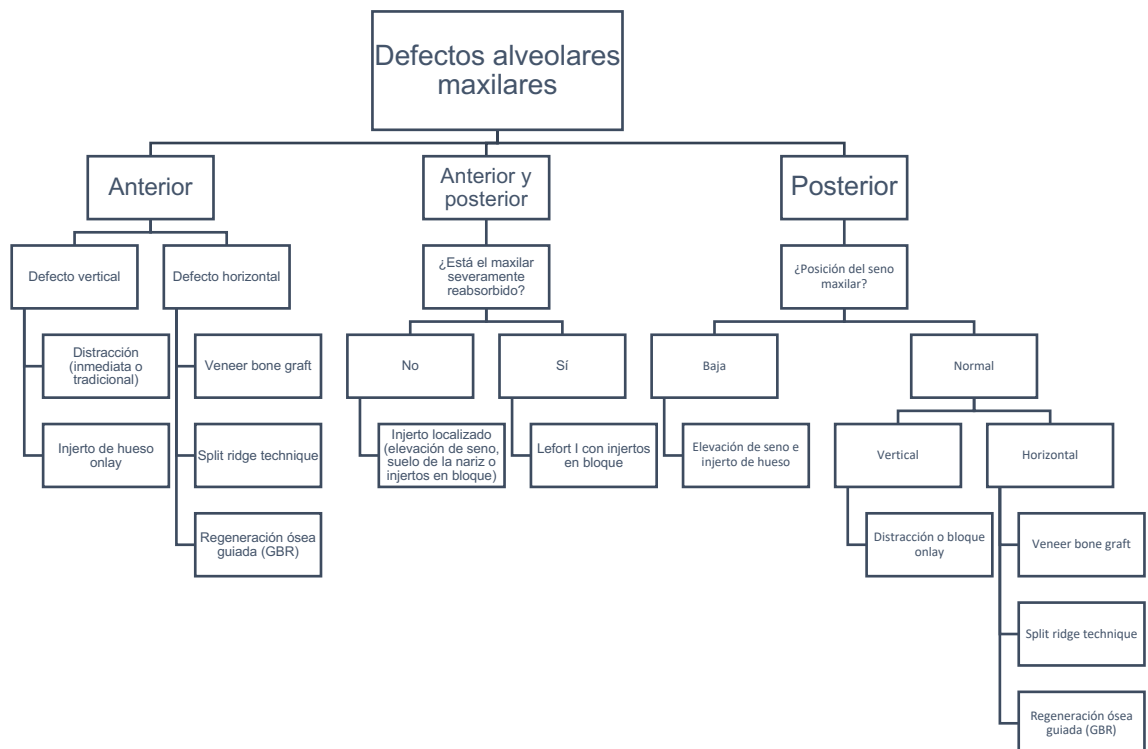


Figura 1. Diagrama de decisiones sobre los defectos alveolares maxilares propuesto por Herford y Nguyen, 2015.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

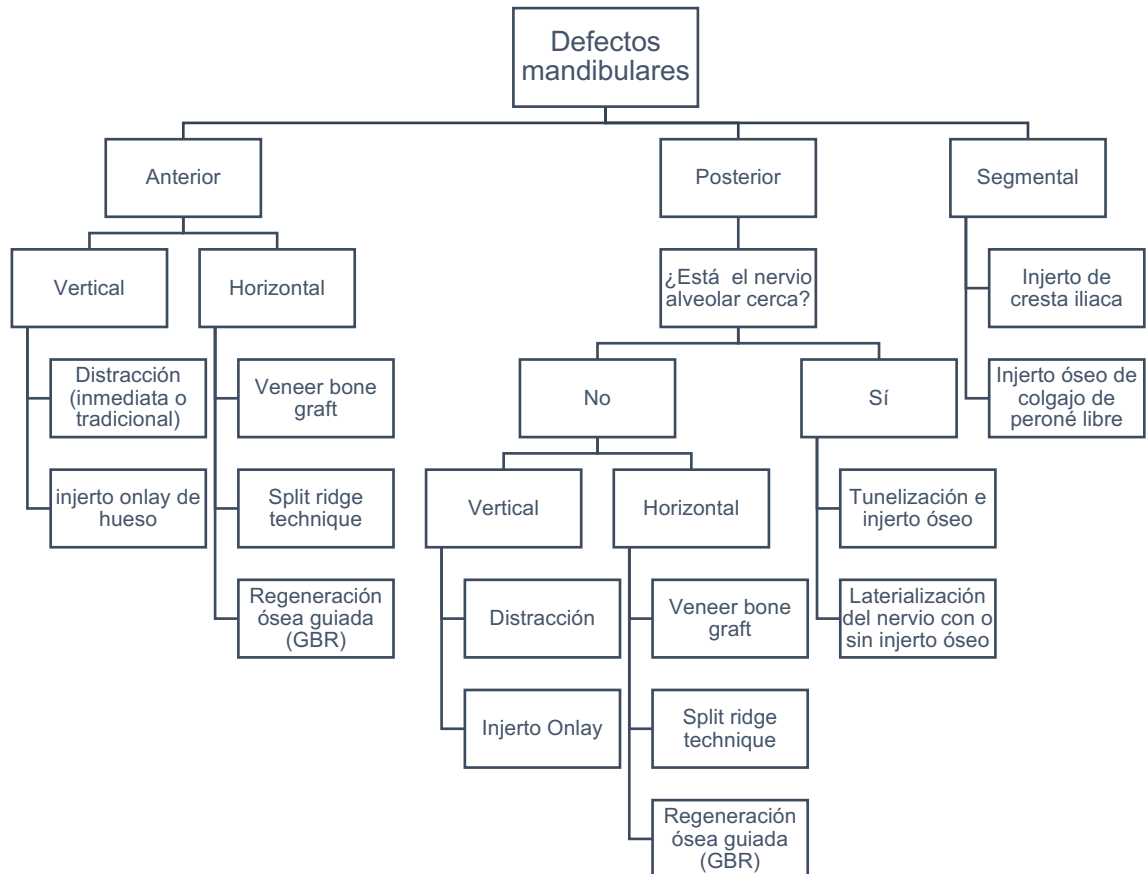


Figura 2. Diagrama de decisiones sobre los defectos alveolares mandibulares propuesto por Herford y Nguyen, 2015.

1.3. INJERTOS ÓSEOS

Todas estas técnicas regenerativas tienen en común la necesidad de la aportación de injertos óseos o similares. De hecho, el uso de injertos óseos, es la segunda técnica de trasplantes, inmediatamente después de la transfusión de sangre, más frecuente en el campo de la medicina a nivel mundial (Campana y cols., 2014).

Las técnicas de injertos óseos ya se venían utilizando desde las antiguas civilizaciones egipcias y aztecas (Schmidt, 2021). Los injertos óseos han sido

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

utilizados a lo largo de los siglos, siendo descrita esta técnica por primera vez en 1668, cuando se restauró un defecto craneal con un xenoinjerto obtenido del cráneo de un perro fallecido (Zhao y cols., 2021).

Más tarde, en 1863, un cirujano escocés llamado William MacEwen realizó el primer aloinjerto en un niño (Schmidt, 2021). Sin embargo, los primeros artículos que hablan de injertos óseos alveolares fueron descritos en 1901, por Von Eiselsberg, que usó un pedículo de tapadera osteocutánea para reconstruir un defecto en el paladar, siendo en 1914, cuando fue realizada la primera intervención con éxito por Drachter; utilizando un injerto de tibia, incluyendo periostio (Coots, 2012).

A lo largo de los años, se han estudiado las diferentes alternativas para poder realizar injertos óseos concluyendo que las propiedades ideales que debería tener son tres: osteoconducción, osteoinducción y osteogenicidad (Hollinger y cols., 1996; Schmidt, 2021).

La osteoconducción es un proceso por el cual el material provee un ambiente, estructura o material físico apropiado para la aposición de hueso nuevo. Este andamiaje permite la formación de hueso mediante un patrón previsible, determinado por la biología del injerto y el entorno mecánico de la interfase huésped-injerto (Tortolini y Rubio, 2012). Otra propiedad fundamental es la osteoinducción, proceso que estimula la osteogénesis, por el que las células madres mesenquimatosas son reclutadas en la zona receptora y a su alrededor para diferenciarse en condroblastos y osteoblastos. La diferenciación y el reclutamiento son modulados por factores de crecimiento derivados de la matriz del injerto, cuya actividad es estimulada al extraer el mineral óseo. Por último, la osteogénesis es el proceso de síntesis de hueso nuevo a partir de células derivadas del injerto o del huésped, el cual requiere células capaces de generar hueso.

Además de estas propiedades descritas, el injerto debe ser biocompatible, proporcionar estabilidad biomecánica, tener una alta disponibilidad, un fácil manejo y baja tasa de complicaciones (Tortolini y Rubio, 2012; Haugen y cols., 2019; Gashtasbi y cols., 2020). Con el fin de obtener el material que reúna dichas propiedades se han estudiado durante décadas diferentes injertos/biomateriales.

En general, los injertos óseos se agrupan en: aloinjertos, xenoinjertos, injertos aloplásticos e injertos autológos.

1.3.1. Aloinjertos

Los aloinjertos son materiales procedentes de individuos de la misma especie, pero que difieren genéticamente. Se obtienen a través de tejido de cadáver por lo que antes de ser trasplantados, los aloinjertos deben procesarse estrictamente para garantizar la seguridad del tejido y descartar mediante una historia médica rigurosa aquellos donantes que han padecido infecciones, neoplasias malignas, enfermedades óseas degenerativas, enfermedades de transmisión sexual, deficiencias autoinmunes, hepatitis B o C y otros problemas que afecten a la calidad del hueso y la salud del futuro receptor (Misch y Dietsh, 1993). Existen en el mercado tres tipos de aloinjerto: aloinjerto congelado, aloinjerto liofilizado y aloinjerto desmineralizado liofilizado.

Los métodos de procesamiento incluyen el desbridamiento físico para eliminar el tejido blando (músculos, tendones, etc.) y reducir la carga celular, lavado ultrasónico o pulsátil para la eliminación de la mayoría de las células y la sangre restantes, tratamiento con etanol para desnaturalizar las proteínas

celulares y proporcionar alguna desactivación viral, lavado con antibióticos para eliminar bacterias, fresado para crear la geometría final, esterilización terminal (principalmente irradiación gamma, óxido de etileno u otros métodos) o pretratamiento con irradiación gamma para reducir el riesgo inicial de carga microbiana, liofilización o congelación convencional (Eppley y cols., 2005; Holtzclaw y cols., 2008). A menudo, el método de procesamiento del hueso, como por ejemplo en los injertos desmineralizados, puede hacer que sus propiedades osteoconductoras, además, presenten propiedades levemente osteoinductivas (Moussa y Dym, 2020; Martínez-Álvarez y cols., 2018; Misch y Dietsh, 1993; Campana y cols., 2014).

Una desventaja importante del aloinjerto es que tiene ciertos riesgos clínicos, aunque mínimos, de transmisión de enfermedades, reacción inmunológica y la limitada capacidad para sobrevivir e integrarse a largo plazo tras su implantación. Si queda algún componente celular dentro del injerto, existe un riesgo adicional de que el huésped genere una reacción inmunológica al material del injerto (Moussa y Dym, 2020).

En las últimas décadas ha sido muy utilizado, debido a que no tiene los principales inconvenientes que tienen los autoinjertos, respecto al segundo campo quirúrgico y post-operatorio para el paciente, además de la disponibilidad sin importar la zona donante (Chavda y Levin, 2018).

1.3.2. Xenoinjertos

Los xenoinjertos son un sustituto óseo de origen natural procedentes de especies distintas al receptor, bien de animales (bovino, porcino, equino) o derivados de corales o algas (Gashtasbi y cols., 2020).

La formación ósea se produce principalmente a través de la osteoconducción, soportando el crecimiento vascular, la migración y diferenciación celular. Además, favorecen la adhesión y la formación de tejido óseo nuevo, con una estructura cristalina resultante similar al hueso esponjoso humano (Chavda y Levin, 2018).

Los biomateriales heterólogos, son biocompatibles y presentan alta disponibilidad a un coste asumible por el clínico. Estos injertos se desproteinizan y procesan en su mayoría, con el fin de eliminar los componentes orgánicos de estos materiales para mitigar la reactividad inmune y la transmisión de patógenos, por lo que no transmiten enfermedades siempre que se cumplan con los protocolos de procesamiento de esterilidad (Kao y Scott, 2007; Nazirkar y cols., 2014).

Sin embargo, las desventajas incluyen los rangos de reabsorción, la ausencia de células y componentes biológicos viables y la necesidad de procesos de tratamientos de tejidos que permitan la retención de células osteoinductivas (Zhao y cols., 2021). Debido a ello, se aconseja ser utilizados en combinación con factores de crecimiento, aloinjertos o hueso autólogo para estimular el desarrollo del hueso del huésped.

En la actualidad, en ciertos xenoinjertos, como el porcino, se puede añadir colágeno en gel que sirve para pre-hidratar las partículas de hueso, lo que proporciona mayor capacidad adhesiva para el manejo a la hora de emplearlo sin influir en sus propiedades osteoconductoras (Nannmark y Sennerby, 2008).

1.3.3. Aloplásticos

Los injertos óseos aloplásticos son materiales de injerto o sustitutos óseos fabricados sintéticamente que contienen algunos de los componentes químicos esenciales del hueso natural, como por ejemplo calcio y fosfato (Fukuba y cols., 2021). Se caracterizan por ser inorgánicos, biocompatibles y bioactivos.

Se han desarrollado diferentes tipos de biomateriales sintéticos en los últimos años, y se utilizan clínicamente en forma de: hidroxiapatitas, fosfato beta-tricálcico (β -TCP), cerámicas bifásicas, vidrios bioactivos, ionómeros de vidrios y óxidos de aluminio (Zhang y cols., 2021; Kao y Scott, 2007).

Estos materiales solucionan las desventajas de los materiales naturales en cuanto a la inmunogenicidad y morbilidad en las zonas receptoras del injerto, puesto que el hueso artificial ha sido generado con unas propiedades muy similares al hueso natural (McKenna y cols., 2022).

Se caracterizan porque no tienen problemas de disponibilidad con un suministro ilimitado, no presentan riesgo de morbilidad e infección en el área donante y presentan una fácil esterilización y almacenamiento.

Tienen propiedades osteoconductoras ya que estos rellenos actúan estabilizando el coágulo sanguíneo dentro de las estructuras óseas circundantes, preservando la macro-arquitectura del área a regenerar. El proceso de remodelación se basa principalmente en la biodegradabilidad de la cerámica siendo fundamental una tasa de reabsorción completa del injerto.

1.3.4. Injertos Autólogos o Autógenos

El uso de bloques de hueso autólogo es considerado la técnica *gold standard* en regeneración por cumplir con las propiedades de osteoconducción, osteogénesis y osteoinducción (Smeets y cols., 2022; Schmidt, 2021). Consiste en la obtención de hueso del propio paciente de una zona donante extraoral o intraoral, por lo que se considera histocompatible y no inmunogénico.

Dependiendo de las necesidades óseas del paciente se pueden extraer de zonas intraorales o extraorales. Para reconstruir pequeños defectos óseos se suele recurrir a zonas donantes intraorales como son: rama de la mandíbula/área retromolar, apófisis coronoides, tuberosidad maxilar, sínfisis mentoniana, espina nasal anterior, alveolo, torus o contrafuerte cigomático (Zouhary, 2010; Pang y cols., 2021).

Por otro lado, las zonas donantes extraorales suelen ser: calota, cresta iliaca y tibia (Putters y cols., 2018). Antiguamente, también se extraían del arco costal, entre la quinta y séptima costilla, pero debido a la mayor cantidad de esponjosa y que se reabsorben en mayor cantidad y más rápidamente, con la consiguiente posibilidad de dañar la pleura y producir el correspondiente neumotórax esta técnica ha caído en desuso (Infante-Cossío y cols., 2007).

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

Estas zonas posibilitan una obtención de mayores cantidades de hueso que las zonas donantes intraorales y biológica e inmunológicamente presentan unas condiciones sublimes; sin embargo, las desventajas, como la necesidad de una segunda zona quirúrgica, un posible aumento de la morbilidad postoperatoria, así como, debilitamiento de las zonas donantes y una serie de complicaciones potenciales hacen que no sean considerados los injertos autólogos de elección.

Entre las ventajas que presenta la recolección de injertos autólogos en zonas intraorales, destaca la posibilidad de realizarlos con anestesia local sin necesidad de hospitalización postoperatoria, una breve duración de la intervención y una baja morbilidad, debido a que es una zona de recolección fácilmente accesible que obtiene una respuesta positiva por parte de los pacientes.

Como desventaja principal vemos una cantidad limitada de hueso y una sensibilidad alterada en los pacientes dentados cuando se produce la recolección en la zona de la sínfisis mentoniana. También se da como desventajas el riesgo de dolor, hemorragia, infección, debilidad muscular o lesión neurológica (Urban y cols., 2019).

Reissman y cols. en 2013, realizaron un estudio en el que miden la calidad de vida relacionada con la salud oral de los pacientes que son tratados con injertos óseos obtenidos de la zona intraoral y extraoral. En este estudio se revela que, aunque el componente psicológico no se ve alterado significativamente, el componente físico sí se ve afectado, siendo peor en los pacientes tratados con injertos extraorales que los tratados con injertos intraorales.

La desventaja fundamental de los injertos autólogos es que poseen una rápida reabsorción por la veloz vascularización que se consigue, que puede llegar a dificultar grandes aumentos óseos obligando a una pronta inserción del implante o a ser mezclado con otros biomateriales (Martínez-Álvarez y cols., 2018).

Se ha observado que existen diferencias notables entre los sitios donantes en su tasa de reabsorción, ya que todo apunta a que el origen embriológico podría influir. Los que tienen origen membranoso (injerto de calota o mandíbula) no se reabsorben tanto como los de origen endocondral (injertos de cresta ilíaca) (Sittitavornwong y Gutta, 2010). A este tenor, se ha observado que los injertos óseos esponjosos se reabsorben más rápidamente que los injertos corticales, lo que apunta que la reabsorción depende, además, de la estructura y microarquitectura del injerto. Se considera que el hueso corticoesponjoso o particulado de esponjoso tiene mayores capacidades osteogénicas que solo el cortical, pero este último a su vez otorga una mayor estabilidad (Martínez- Álvarez y cols., 2018).

En esta tabla obtenida del artículo de Zhang y cols., 2021, se resume de manera global las principales características de los biomateriales de injertos óseos.

INJERTO	DEFINICIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS	EJEMPLOS
Hueso autógeno	Hueso del propio paciente	Excelente biocompatibilidad, osteoconducción, osteoinducción y contiene osteoblastos vivos	Necesita una cirugía adicional, lo cual causa complicaciones como daño en el nervio o lesión arterial	Cortical o medular ósea

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

Alogénico	Injerto tomado de un miembro genéticamente diferente de la misma especie que el receptor	Contiene varias células tisulares, factores de crecimiento, matriz extracelular y otros factores	Antigénico y riesgo bajo de propagación de enfermedades	Hueso cortical o medular de cadáver, FDBA, DFDBA
Xenogénico	Injerto derivado de especies genéticamente diferentes	Volumen alto y algunos injertos tienen buena conductividad	Altamente antigénico y alto riesgo de propagación de enfermedades	Bio-Oss, hidroxiapatita coralina, alga roja
Aloplástico	Material de injertos fabricados	Puede fabricarse y almacenarse en grandes cantidades	Provoca inflamación y mala inducción ósea	Sulfato de calcio, vidrio bioactivo, HA, NiTi
FDBA: aloinjerto óseo liofilizado, DFDBA: aloinjerto óseo liofilizado desmineralizado, HA: hidroxiapatita				

Tabla 5. Principales características de varios injertos óseos (Zhang y cols., 2021).

1.4. TÉCNICAS CON INJERTO AUTÓLOGO O AUTOINJERTO

Como se ha comentado anteriormente, el hueso autólogo es el *gold standard* para la regeneración ósea. Este se puede obtener mediante la obtención de bloques o de manera particulada.

1.4.1. Injerto Onlay

Es una técnica quirúrgica que se basa en la obtención de un injerto en bloque intraoral o extraoral, para su posterior colocación mediante tornillos de

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades fisicoquímicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

osteosíntesis en la zona del defecto y lograr aumentos tanto en anchura como en altura de hueso (Martínez-Álvarez y cols., 2018).

Las ventajas de usar esta técnica son que evitamos una lesión directa al nervio mentoniano, es fácil de colocar y que obtenemos un aumento óseo en dimensión vertical inmediatamente post operación (Block y Haggerty, 2009). Cualquier espacio sin relleno que pueda quedar entre el injerto en bloque y la zona receptora se ajusta mediante el relleno con hueso particulado, normalmente con un aloinjerto o xenoinjerto, y recubierto por una membrana reabsorbible (Martínez-Álvarez y cols., 2018).

1.4.2. Injerto Inlay

Esta técnica consiste en la obtención de un bloque de hueso que posteriormente es triturado mediante molinillo de hueso o trituradores óseos o directamente se obtiene particulado mediante raspadores en la zona donante.

El hueso particulado se puede colocar en la zona del defecto óseo o bien entre dos pedículos de hueso o con una membrana que permite tanto el aumento vertical como horizontal de los maxilares. La membrana está diseñada para evitar que el hueso injertado se infiltre hacia el tejido conectivo (Block y Haggerty, 2009).

La técnica interposicional “inlay” o técnica de “sándwich”, se sustenta en la teoría de que, si se posiciona hueso autólogo o biomaterial entre dos pedículos de hueso esponjoso, se logra una rápida incorporación del injerto con una mínima reabsorción (Block y Haggerty, 2009). La osteotomía a realizar permite un posicionamiento estable del injerto en una zona bien delimitada, con un adecuado aporte sanguíneo al mantener íntegro el periostio lingual; de esta forma, se ofrece un adecuado suministro para el desarrollo del injerto

interpuesto. Este procedimiento permite corregir la relación intermaxilar y evitar proporciones corono-implante desfavorables (Block y Haggerty, 2009).

1.5. SISTEMAS PARA LA OBTENCIÓN DE INJERTO AUTÓLOGO

Para la obtención de injertos óseos autógenos intraorales existen diferentes técnicas y dispositivos disponibles, tales como: instrumentos rotatorios (con fresas y sierras), instrumentos mecánicos (cincales, martillos y curetas) y dispositivos piezoeléctricos (Chiriac y cols., 2005; Zaffe y D'Avenia, 2007; Johansson y cols., 2010).

De esta manera, debemos diferenciar los que nos otorgan la posibilidad de obtener bloques óseos íntegros (instrumentos rotatorios, instrumentos mecánicos y dispositivo piezoeléctricos) a los que nos dan injertos particulados previa extracción del bloque (molinillo y triturador) o los que nos dan el injerto particulado sin necesidad de escisión previa del bloque (raspadores, filtros de hueso, fresado a baja velocidad sin refrigeración).

1.5.1 Dispositivos Para Obtención De Bloques Óseos

Los métodos convencionales que se han utilizado a lo largo de los tiempos para extraer bloques de las zonas donantes han sido aparatos rotatorios con fresas o sierras con el fin de cortar el hueso, para posteriormente utilizar métodos mecánicos como cincales, martillos y curetas obteniendo así la remoción del injerto de los bloques del macizo óseo (Agarwal y cols., 2014). También deben ser nombrados la pinza gubia o los trepanadores como métodos convencionales de obtención de bloques óseos (Hashemi y Beshkr, 2011).

La principal ventaja de los aparatos rotatorios reside en la rapidez de la técnica y en el bajo coste del instrumental. La técnica con instrumental rotatorio es sencilla, consiste en osteotomías que se suelen realizar hasta encontrar puntos muy sangrantes, señal de que está presente el hueso esponjoso y de que hemos sobrepasado la cortical ósea (Rocha y cols., 2010). Posteriormente, de manera manual, se realizan una serie de fuerzas de palanca para extraer el bloque, con especial cuidado de no fracturarlo.

Es sabido, que si se superan los 47°C durante un minuto se produce una osteonecrosis térmica del hueso (Augustin y cols., 2011; Bernabeu-Mira y cols., 2023). Por ello, se han estudiado diferentes parámetros, como el espesor del instrumento, el diseño de la fresa, la utilización de refrigerante o la fuerza y velocidad aplicadas para evitar el daño térmico que se le da al bloque óseo (Leti Acciaro y cols., 2021; Augustin y cols., 2011).

La literatura recoge que el aumento del diámetro de la fresa amplía la transferencia de energía al hueso, provocando un aumento de temperatura debido al acrecentamiento de la fricción por el aumento de la superficie de contacto entre la fresa y el hueso. Así mismo, se ha estudiado el diseño, observando que el aumento de estrías, aunque sí reduce el tiempo de fresado, no implica un descenso del calor generado (Augustin y cols., 2012). De la misma forma, se ha observado que la velocidad y la presión ejercida dan como resultado que la velocidad, aumenta la temperatura del hueso, pero siendo más notable cuando se alcanzan rangos de aproximadamente 10000 rpm, viéndose que la presión ejercida era igual de importante que la velocidad. Junto a estos parámetros mencionados, también, la técnica quirúrgica para la osteotomía influye en la generación de calor, ya que se prefiere realizar una osteotomía uniendo varios puntos conjuntos y no de serraje, para disminuir el calor (Leti Acciaro y cols., 2021). Añadido a todo ello, influye en el daño térmico, el espesor y propiedades del hueso ya que se ha observado que las fuerzas de corte aplicadas aumentan según la densidad ósea (Leti Acciaro y cols., 2021).

Por otro lado, las lesiones de nervios y tendones eran complicaciones recurrentes que requerían de una ejecución precisa y de un control exquisito del clínico para evitar daños iatrogénicos (Leti Acciaro y cols., 2021).

Con el fin de superar las limitaciones de la instrumentación tradicional en la cirugía ósea, hace aproximadamente tres décadas, se introdujo por primera vez el uso de vibraciones ultrasónicas para cortar hueso. Esto se hizo modificando y mejorando la tecnología de ultrasonido convencional.

La cirugía piezoeléctrica es una técnica mínimamente invasiva que reduce el riesgo de daño a los tejidos blandos circundantes y estructuras importantes, como nervios, vasos y mucosas, y produce menor daño tisular colateral, lo que da como resultado una mejor curación (Altıparmak y cols., 2015).

El sistema piezoeléctrico o bisturí piezoeléctrico es un dispositivo electromédico que utiliza microondas de ultrasonidos de una oscilación de 60 a 200 μm con una frecuencia de 24 a 29 kHz moduladas con una frecuencia baja de 10 a 60 Hz y una máxima de hasta 30 KHz y una potencia de 50 W para cortar tejido mineralizado, permitiendo que el tejido blando permanezca ileso. Las vibraciones lineales de las puntas oscilan entre 60 y 200 micrometros horizontalmente y 20-60 micrometros en movimiento vertical. La punta ultrasónica vibra a una velocidad controlada de 60-200 mm/seg cuyo objetivo es cortar únicamente el tejido mineralizado sin dañar los tejidos blandos adyacentes (Agarwal y cols., 2014).

La tecnología piezoeléctrica fue introducida en 1880 por Jean y Marie Curie, refiriéndose a los cristales que generan un flujo eléctrico bajo presión mecánica (Landes y cols., 2008; Agarwal y cols., 2014), pero no fue hasta 1997, cuando la casa comercial Mectron y Tomaso Vercellotti desarrolló su acción recíproca dándole al sistema piezoeléctrico una acción de corte desarrollando la idea de la cirugía ósea piezoeléctrica (Agarwal y cols., 2014).

El proceso consiste en cristales o cerámicas que sufren deformaciones al ser expuestas a una corriente eléctrica, dando como resultado un movimiento oscilante con frecuencia de ultrasonido que tiene el poder de cortar con precisión las estructuras óseas sin causar lesiones en los tejidos blandos (Costa y cols., 2021).

En cuanto a las ventajas que presenta el dispositivo piezoeléctrico, se debe enumerar el corte óseo preciso y selectivo debido a que tienen diferentes variedades de puntas activas que pueden tener menores amplitudes cuando el área de acceso así lo requiera (Pereira y cols., 2014) permitiendo la preservación ósea, factor que podría acelerar la regeneración del hueso (Costa y cols., 2021). Además, se observa una curación efectiva y más rápida, menor invasión de tejidos anexos y, por lo tanto, reduce el dolor postoperatorio, dando una respuesta ósea favorable, protegiendo estructuras como la membrana de Schneider y los nervios. A todo ello, habría que añadir que mantiene la asepsia debido al ambiente de agua estéril y la mejor sensibilidad táctil (Agarwal y cols., 2014).

En el artículo de Altıparmak y cols., comparan los efectos de dos métodos de extracción de hueso diferentes (cirugía convencional o piezoeléctrica) sobre la morbilidad del sitio donante. Con una muestra de 44 extracciones de hueso de sínfisis (13 mediante cirugía convencional y 31 mediante cirugía piezoeléctrica) y 31 de rama de la mandíbula (15 mediante cirugía convencional y 16 mediante cirugía piezoeléctrica) obtuvieron unos resultados alentadores para la cirugía mediante el dispositivo piezoeléctrico. No se dieron diferencias estadísticamente significativas en la rama de la mandíbula en lo referente a parestesias temporales o a la pérdida de vitalidad de los dientes adyacentes; sin embargo, sí que se vieron diferencias significativas entre la cirugía convencional y el dispositivo piezoeléctrico en la zona de la sínfisis mandibular. Se observaron menor número de parestesias en la sínfisis empleando el piezoeléctrico y también menores pérdidas de vitalidad de los dientes adyacentes.

En 2005, Vercellotti y cols., examinaron microscópicamente los fragmentos óseos obtenidos durante la piezocirugía comparándolo con métodos convencionales para osteotomía como la fresa de carburo de tungsteno o una fresa de diamante. Observaron, tras la medición en diferentes días, que en el día 56 los sitios tratados con fresas evidenciaron una pérdida de hueso, frente a una ganancia ósea en los sitios tratados con piezoeléctrico. Además, los fragmentos tratados con piezoeléctrico no evidenciaron signos de necrosis coagulativa y mostraban células viables, que normalmente se encuentran cuando se utilizan dispositivos ultrasónicos de baja potencia. Asimismo, las moléculas de oxígeno liberadas durante el corte tienen un efecto antiséptico y las vibraciones ultrasónicas estimulan el metabolismo celular.

En la literatura se ha sugerido que el uso del dispositivo piezoeléctrico proporciona claras ventajas, pero sin duda el mayor inconveniente que presenta es el mayor tiempo de operación y por tanto la consiguiente generación de calor, durante el corte de hueso (Altıparmak y cols., 2015).

1.5.2. Dispositivos Para Obtención De Injertos Particulados

Existen diferentes dispositivos para obtener el hueso particulado, pues una vez obtenido el bloque, se puede optar por dos alternativas. La primera de ellas, consiste en la fijación mediante tornillos de osteosíntesis en el sitio receptor donde existe el defecto óseo, logrando así un aumento tanto en la altura como en la anchura del hueso (Mahmour y cols., 2020). La segunda alternativa es proceder a su particulado colocando el material óseo como un injerto entre dos pedículos de hueso esponjoso o entre hueso esponjoso y una membrana de colágeno, logrando así una absorción mínima del injerto (Blocks y Haggerty, 2009).

Actualmente, los métodos mecánicos para particular bloques de autoinjerto y obtener partículas óseas son el molinillo, el triturador y el raspador de hueso (Miron y cols., 2013; Saulacic y cols., 2015). También existen los dispositivos de filtrado óseo, la técnica de fresado a baja velocidad con irrigación mínima o nula y el uso del dispositivo piezoeléctrico con puntas activas para la recolección (Lim y cols., 2017).

El molinillo de hueso es una herramienta fabricada en titanio, tungsteno y acero inoxidable ideal para moler hueso en bloques. Compacto y de muy sencillo uso, su funcionamiento consiste en la trituración de un bloque previamente obtenido. Existen diferentes tipos atendiendo a las superficies de corte y cuchillas que existen en el mercado.

Similar a él, encontramos el triturador de hueso, la cual es una herramienta donde se introduce el bloque óseo y tras una serie de movimientos de giro y presión se obtiene el particulado. En el artículo de Draenert y cols., 2007, se probaron las propiedades de trituración de ocho cabezales de corte diferentes en costillas bovinas en condiciones estándar in vitro. Los daños en el hueso cortical y esponjoso se investigaron mediante microrradiografías y exámenes histológicos no desmineralizados dando como resultado que solo la escofina cónica (la única manual) agredía la cortical de la muestra.

El tercer método, es el raspador, el cual es una herramienta desechable recolectora manual con la que se obtiene hueso autólogo, sin necesidad de realizar excisiones ni bloques de hueso corticoesponjoso (Zaffe y D'Avenia, 2007). Han sido desarrollados desde hace décadas, siendo rediseñados, renovados, estudiados y propuestos continuamente para lograr un uso más efectivo y práctico (Zaffe y D'Avenia, 2007) hasta conseguir un diseño el cual consta de una cuchilla, un cuerpo y una cámara de recolección. Las ventajas que presenta, frente a otros sistemas de recolección de hueso de zonas intraorales, es que no se necesita realizar un bloque, con el consiguiente perjuicio debido a

la morbilidad que eso supone para el paciente. Otra ventaja presente, es que no reduce la cantidad de células óseas viables suministradas ni existe contaminación microbiológica.

Otro método para recolectar hueso autólogo, pero en cantidades inferiores que los comentados anteriormente, es mediante fresado a baja revolución sin irrigación. Es una técnica que se emplea para recolectar hueso en el mismo momento de la colocación del implante, puesto que se requiere un lecho implantológico. El rango que se suele emplear es entre 45 y 200 rpm, siendo 50 rpm la más común (Bernabeu-Mira y cols., 2021). Los resultados de éxito tras la colocación del implante son altos del 90-100%, por lo que parece adecuado pensar que en cirugías de implantes dentales con regeneración ósea simultánea es una técnica eficiente.

Otra técnica disponible, son los filtros de hueso para recolectar desechos óseos autógenos. Estos se conectan al sistema de succión, aspirando la suspensión producida como resultado de la perforación, filtrando la sangre, la saliva y otros líquidos, recolectando así partículas diminutas de hueso. Su principal inconveniente es que existe el riesgo de contaminación yatrogénica del hueso extraído con la flora bucal del huésped, lo que podría provocar infección y posiblemente fallo del injerto (Hashemi y Beshkar, 2011).

II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1. JUSTIFICACIÓN

La pérdida de dientes es una alteración estética y funcional que, debido al aumento de la esperanza de vida, es cada vez más frecuente. Este edentulismo, total o parcial, puede afectar al paciente, no sólo en su capacidad funcional, sino que con el tiempo, también puede provocar problemas nutricionales y, por cambios estéticos en el rostro, puede provocar alteraciones psicológicas (Palkovics y cols., 2023).

En las últimas décadas, la rehabilitación bucal mediante implantes dentales, tanto en pacientes desdentados parciales como totales, se ha convertido en una técnica con resultados muy predecibles y una alta tasa de éxito y supervivencia, tanto de implantes como de prótesis dentales (Tang y cols., 2023). Con este tratamiento quirúrgico-protésico los pacientes pueden reponer los dientes perdidos, cumpliendo no sólo la función principal de los dientes, que es masticar los alimentos (favoreciendo una adecuada digestión), sino que también desempeñan un importante papel social, ya que los dientes son cruciales para la fonación y para mantener una expresión facial armoniosa (Frisch y cols., 2020).

En implantología oral, la disponibilidad ósea es uno de los principales requisitos para la previsibilidad de la técnica, ya que se requiere una cantidad adecuada de hueso para lograr una correcta estabilidad mecánica del implante dental, fundamental para su osteointegración en los huesos maxilares (Berglundh y cols., 2003). Una buena cantidad y calidad de hueso también es importante para lograr un resultado funcional y estético de los implantes dentales, ya que esto permitirá una óptima posición tridimensional del implante, lo que permitirá su rehabilitación con la restauración protésica previamente planificada (Benic y cols., 2014). Por este motivo, existen numerosas situaciones

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

clínicas que requieren regeneración ósea o remodelación ósea en los maxilares durante el tratamiento implantológico: preservación alveolar, regeneración ósea guiada, elevación de seno, relleno de *gaps* (discrepancias entre el diámetro del implante y el hueso alveolar durante la colocación inmediata del implante tras exodoncia), injertos de interposición (osteoplastias en sándwich), regeneración de defectos óseos horizontales y verticales, y la presencia de defectos óseos críticos (pérdida ósea tridimensional provocada por deformidades congénitas, traumatismos, osteonecrosis o cirugía ablativa de quistes o tumores, que, si no se tratan con técnicas regenerativas, daría lugar a la formación de tejido conectivo fibroso, pero nunca de hueso nuevo) (French y cols., 2019; Buurman y cols., 2020). Para la regeneración ósea de los huesos maxilares, los injertos óseos autógenos han sido durante mucho tiempo el tratamiento de elección, principalmente por su biocompatibilidad y, sobre todo, por sus propiedades osteoconductoras, osteoinductivas y osteogénicas (Streckbein y cols., 2019).

Los autoinjertos óseos se pueden clasificar según la localización del sitio donante en intraorales (sífnisis, rama mandibular ascendente, tuberosidad maxilar, apófisis coronoides, contrafuertes maxilomales o cigomáticos y exostosis óseas como el torus) (Pang y cols., 2021) y extraorales (calota craneal, metáfisis tibial y cresta ilíaca) (Putters y cols., 2018). Según su estructura se pueden clasificar en corticales (calota craneal, sífnisis, rama mandibular ascendente y contrafuerte maxilomalar o cigomático), esponjosas (metáfisis tibial, cresta ilíaca, sífnisis mandibular y tuberosidad maxilar) y corticoesponjosas (cresta ilíaca, tuberosidad mandibular y sífnisis mandibular). Los injertos en bloque corticoesponjosos intraorales se encuentran entre los más utilizados en implantología dental, principalmente debido a su alta celularidad en comparación con los injertos en bloque corticales (Li y cols., 2017; Coyac y cols., 2020); también se revascularizan más rápido y más completamente que los autoinjertos corticales (Kalchtaler y cols., 2020). La matriz mineralizada de estos injertos actúa como puntos de unión para los osteoclastos que reabsorben la matriz y

crean nuevos sitios de crecimiento para los osteoblastos (Baron y cols., 1984). Hay muchas técnicas y dispositivos disponibles para recolectar injertos óseos autógenos intraorales, tales como: instrumentos rotatorios, cinceles para huesos, dispositivos piezoeléctricos, raspadores de huesos y pinzas gubias (Chiriac y cols., 2005; Zaffe y D'Avenia, 2007; Johansson y cols., 2010). Para la obtención de bloques de autoinjerto óseo, aunque se han descrito numerosos sistemas mecánicos (uso de diferentes brocas o cinceles) (Draenert y cols., 2007), el dispositivo piezoeléctrico requiere una ligera presión sobre el hueso y permite una alta precisión en la obtención del bloque de autoinjerto óseo en comparación con los instrumentos motorizados (perforaciones) o recolección manual (cinceles) (Pekovits and cols., 2012).

Estos bloques de autoinjerto óseo se pueden utilizar como injerto onlay atornillándolos con tornillos de osteosíntesis en el sitio receptor donde existe el defecto óseo, logrando así un aumento tanto en la altura como en el ancho del hueso (Mahmour y cols., 2020); o partiendo el bloque óseo y colocando las partículas óseas como un injerto particulado entre dos pedículos de hueso esponjoso o entre hueso esponjoso y un colágeno o membrana pericárdica, logrando así una absorción mínima del injerto (Block y Haggerty, 2009). Actualmente, los métodos mecánicos para particular bloques de autoinjerto y obtener partículas óseas son el molinillo, el triturador y el raspador de hueso (Miron y cols., 2013; Saulacic y cols., 2015).

Las propiedades osteogénicas del hueso particulado, pueden variar dependiendo del método mecánico utilizado para particular un bloque óseo, debiendo considerar el tamaño de las partículas (Fosse y cols., 2006) y los posibles cambios en las propiedades químicas. (Springer y cols., 2004). Hasta

la fecha, no se ha estudiado la influencia del uso de un molinillo de hueso, un triturador o un raspador para triturar un injerto de bloque óseo sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado.

2.2. OBJETIVOS

El objetivo general de este estudio fue analizar la influencia de la técnica empleada para triturar un bloque de hueso sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado mediante un estudio in vitro utilizando un modelo de costillas bovinas.

El objetivo general puede ser desglosado en una serie de objetivos específicos que nos permitan responder y aclarar los diferentes aspectos que plantea nuestro estudio.

- Objetivos específicos:
 1. Estudiar el posible cambio de volumen que se produce al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y comparar la variación de volumen óseo al usar el molinillo, triturador y raspador de hueso como métodos mecánicos de triturado.
 2. Evaluar la potencial transformación de la densidad mineral ósea al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y compararlo con el de la densidad mineral ósea al usar el molinillo, triturador y raspador de hueso.
 3. Analizar la posible alteración de la dimensión fractal al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y contrastar la diferencia de la dimensión fractal al usar el molinillo, triturador y raspador de hueso como métodos mecánicos de triturado.
 4. Determinar el cambio de los niveles de Ca y P al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y comparar los niveles de Ca y P al usar el molinillo, triturador y raspador de hueso como métodos mecánicos de triturado.

5. Comparar el tamaño de las partículas al usar el molinillo, triturador y raspador de hueso como métodos de triturado de bloques de hueso corticoesponjoso.

III. METODOLOGÍA

3. METODOLOGÍA

Diseño de estudio in vitro.

Todo el estudio se desarrolló siguiendo las recomendaciones de la Checklist for Reporting In-vitro Studies (CRIS) (Krithikadatta y cols., 2014). El protocolo del estudio fue aprobado por el Comité de Bioseguridad en Experimentación de la Universidad de Murcia (484/2022) (Anexo 1) y se realizó entre mayo de 2022 y mayo de 2023 en la Clínica Odontológica Universitaria y el Servicio de Apoyo a la Investigación de la Universidad de Murcia.

Se requirió una potencia del 80% (nivel alfa del 5%) para calcular un tamaño de muestra representativo.

Las costillas bovinas se obtuvieron de un total de 2 vacas de 18 meses de edad y 650 kg de peso, ya que el uso de costillas bovinas como modelo para estudios in vitro ha sido ampliamente descrito en la literatura científica, debido a su similitud con los huesos maxilares humanos debido a su gran parecido en la proporción de hueso cortical y hueso esponjoso (Eriksson y Adell, 1986; Davidson y James, 2000; Rasahd y cols., 2011).

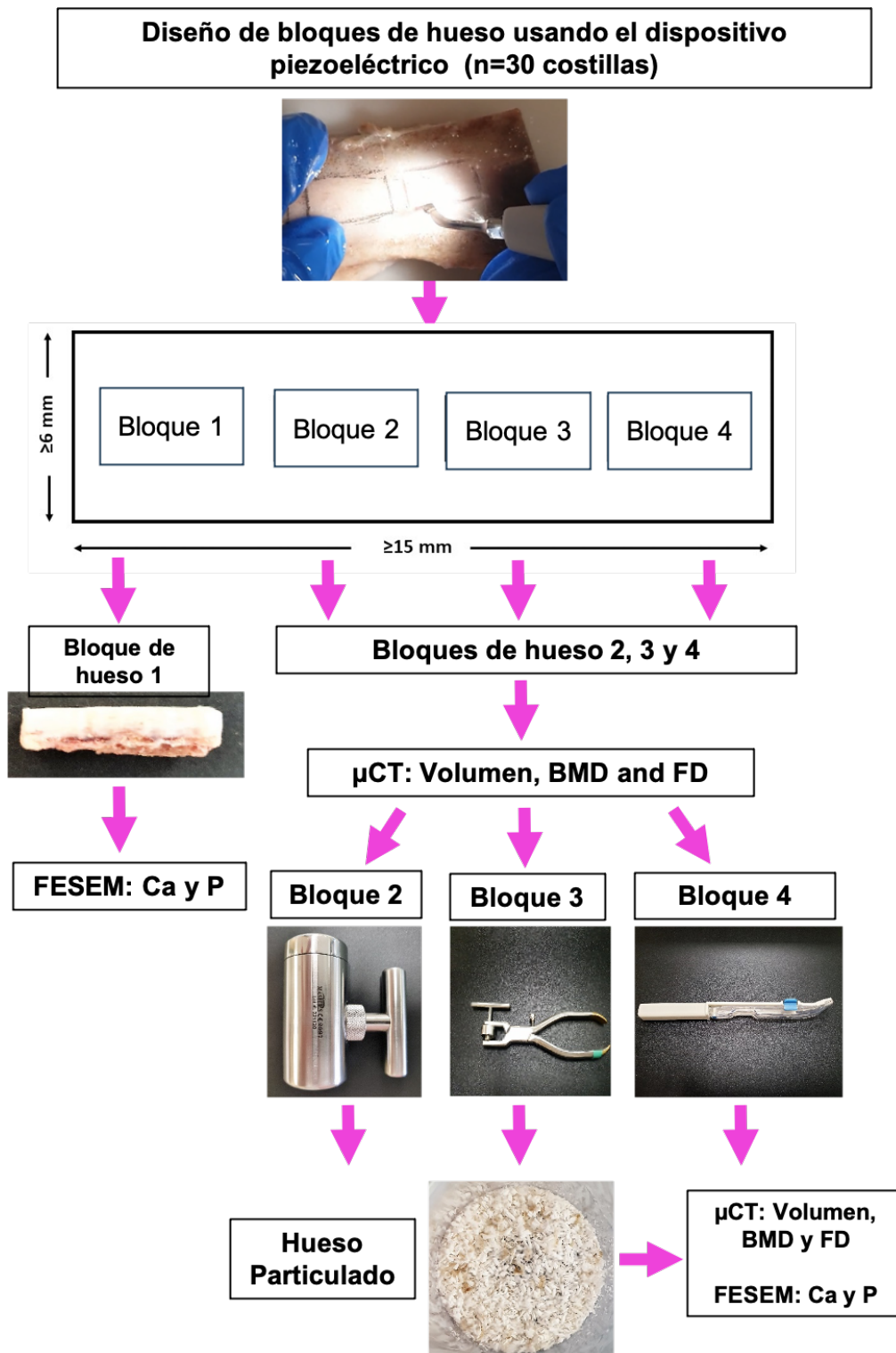


Figura 3. Esquema del diseño del experimento.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

3.1. MUESTRAS

Para estandarizar las muestras de hueso para que todas fueran homogéneas, obtuvimos un total de 52 costillas de los 2 animales (cada vaca tiene un total de 13 pares de costillas, n=26 costillas para cada animal). Se eliminaron las regiones proximal y distal de cada costilla debido a su curvatura, dejándonos una porción central de aproximadamente 15 centímetros.

Para homogeneizar las muestras utilizamos los siguientes criterios de inclusión:

- ≥ 15 mm de longitud
- ≥ 6 mm de altura
- Presencia de entre 1,5 y 2 mm de hueso cortical.

Se siguió la metodología de estandarización de costillas bovinas propuesta por Strbac y cols., 2014. De las 52 costillas bovinas, 30 fueron incluidas en el estudio porque cumplían con los criterios de inclusión.

Los ejemplares bovinos frescos se limpiaron con suero fisiológico y se eliminaron los tejidos blandos residuales. Posteriormente, fueron sumergidos en una solución 1:1 de suero fisiológico y etanol, siguiendo la metodología propuesta por Tricio y cols., 1995. Para minimizar los cambios termofisiológicos y las propiedades mecánicas de las muestras, las costillas se congelaron en solución salina fisiológica a -10 °C (Sedlin y Hirsch, 1966). Antes de realizar las osteotomías, las muestras se descongelaron y se mantuvieron a una temperatura de ± 21 °C durante 3 horas envueltas en una gasa empapada en suero fisiológico.

3.2 PROTOCOLO DE OSTEOTOMÍAS

De las 30 costillas incluidas en el estudio, obtuvimos un total de 120 bloques de hueso corticoesponjoso (4 por costilla). Los bloques se diseñaron con un lápiz quirúrgico de medidas 20 x 10 x 3 mm y las osteotomías se realizaron con un Dispositivo piezoeléctrico NSK Varisurg3 Ultrasonic Surgery System (NSK Europe GmbH, Echborn, Alemania) al 150% de potencia, en modo ráfaga a una frecuencia de vibración máxima de 32 KHz, con abundante irrigación salina estéril (70 mL/min). Se utilizó punta cortante en el filo de la hoja tipo H-SG1 (NSK Europe GmbH, Echborn, Alemania), con 5 dientes activos de 0,6 mm de espesor, y con marcas para controlar la profundidad de las osteotomías a 3, 6 y 9 mm. Luego, los injertos se dislocaron utilizando un cincel fino de CO2 (Hu-Friedy, Chicago, IL, EE. UU.) y un martillo.

El bloque 1 se utilizó exclusivamente para analizar la composición mineral ósea (porcentaje de Ca y P); mientras que los bloques 2, 3 y 4 se utilizaron para determinar el volumen óseo, la densidad mineral ósea, la dimensión fractal, el tamaño de las partículas y la composición mineral ósea, después de particular el hueso con un molinillo (bloques 2), un triturador (bloques 3) y un raspador (bloques 4).

3.3. MÉTODOS MECÁNICOS UTILIZADOS PARA EL TRITURADO DE BLOQUES ÓSEOS

Se trituró el bloque 2 de cada costilla bovina usando un molinillo con 12 filas de cuchillas orientadas oblicuamente (Ref. 2097 (Master Surgical, S.L., Madrid, España)) (Figura 4A y 4B). Los bloques 3 se hicieron partículas mediante un triturador de huesos con 51 puntos activos en cada uno de sus lados de trituración (Ref 6660 (Master Surgical, S.L., Madrid, España) (Figura 4C y 3D). En los bloques 4 se obtuvieron partículas utilizando un raspador curvo (curva

Safescraper®, Meta, Reggio Emilia, Italia). Los bloques se sujetaron con unos fórceps de raíces superiores (Carl Martin®, Grenaa, Dinamarca) y se utilizó el raspador curvo para desmenuzar el bloque. Este raspador consta de una cuchilla, un cuerpo y una cámara de recolección: la cuchilla de acero inoxidable de grado quirúrgico (conforme a EN ISO 7153.1) está tratada térmicamente para mejorar sus propiedades mecánicas, con su geometría optimizada para un mayor control de corte y resistencia que puede cosechar astillas de hueso en una sola cuchillada. El cuerpo principal está fabricado de polioximetileno, químicamente atóxico según la Farmacopea Europea. La cámara es transparente y almacena el hueso recolectado en un ambiente protegido (Zaffe y D'Avenia, 2007), (Figura 4E y 4F).

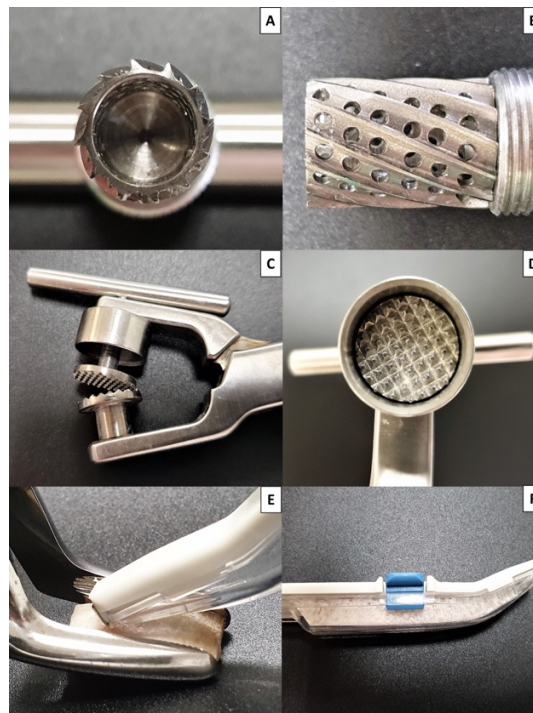


Figura 4. Métodos mecánicos para particular bloques de hueso. 4A: molinillo usado en los bloques 2 con 12 cuchillas de corte. 4B: las cuchillas de corte están orientadas oblicuamente en el molinillo. 4C: triturador de hueso usado en los bloques 3 con dos superficies aplastantes. 4D: Imagen de las 51 puntas activas de una de las caras trituradoras del triturador de huesos. 4E: Raspador curvo utilizado en los bloques 4. 4F: Hueso extraído almacenado en la cámara.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

3.4. ESTUDIO DE PROPIEDADES FÍSICAS MEDIANTE ANÁLISIS RADIOLÓGICOS (VOLUMEN, DENSIDAD MINERAL ÓSEA Y DIMENSIÓN FRACTAL)

Se realizó una microtomografía computerizada (μ CT) para evaluar el volumen óseo, la densidad mineral ósea y la dimensión fractal utilizando el sistema de imágenes microCT Quantum GX2 (PerkinElmer, Inc., Massachusetts, EE. UU.). Para observar cómo estas 3 variables fueron influenciadas por el método mecánico utilizado para obtener partículas de hueso de un bloque óseo, se escanearon los bloques 2, 3 y 4 de cada costilla antes y después de la aplicación de la técnica a investigar. Las imágenes se obtuvieron a 90 kV, 160 μ A, con filtrado adicional de 0,06 mm de Cu y 0,5 mm de Al. El campo de visión (FOV) fue de 36 mm y el tamaño del vóxel fue de 50 μ m.

Después del procesamiento, los datos en formato DICOM se reconstruyeron utilizando el software OsiriX MD (Pixmeo SARL, Bernez, Suiza) para investigaciones médicas (radiología e imágenes nucleares). El visor 3D permite la reconstrucción multiplanar (MPR), la representación de superficies, la representación de volúmenes y la proyección de máxima intensidad (MIP). Todos estos modos admiten datos 4D y pueden producir fusión de imágenes entre dos series diferentes. También permite el análisis de imágenes en 2D (mediciones de longitud y área) y 3D (cálculos de columnas). Las pilas con las que trabajamos para reconstruir las vistas fueron de 512 x 512 x 428 vóxeles.

Para el estudio de los bloques óseos realizamos el siguiente procedimiento:

1. Estudio del volumen (V) total en cm^3 (Figuras 5A y 5B).
2. Para el estudio de la densidad mineral ósea (DMO) del bloque utilizamos un total de 12 ROI con un área de 6,25 mm^2 (2,5 x 2,5 mm), 6 de ellos para obtener la densidad mineral ósea cortical y otros seis para la densidad medular (Figuras 5C y 5D).

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

3. Aplicamos el método de White y Rudolph (White & Rudolph, 1999) para procesar la imagen seleccionada en el plano coronal para obtener el valor de la dimensión fractal (DF) (Figura 6).

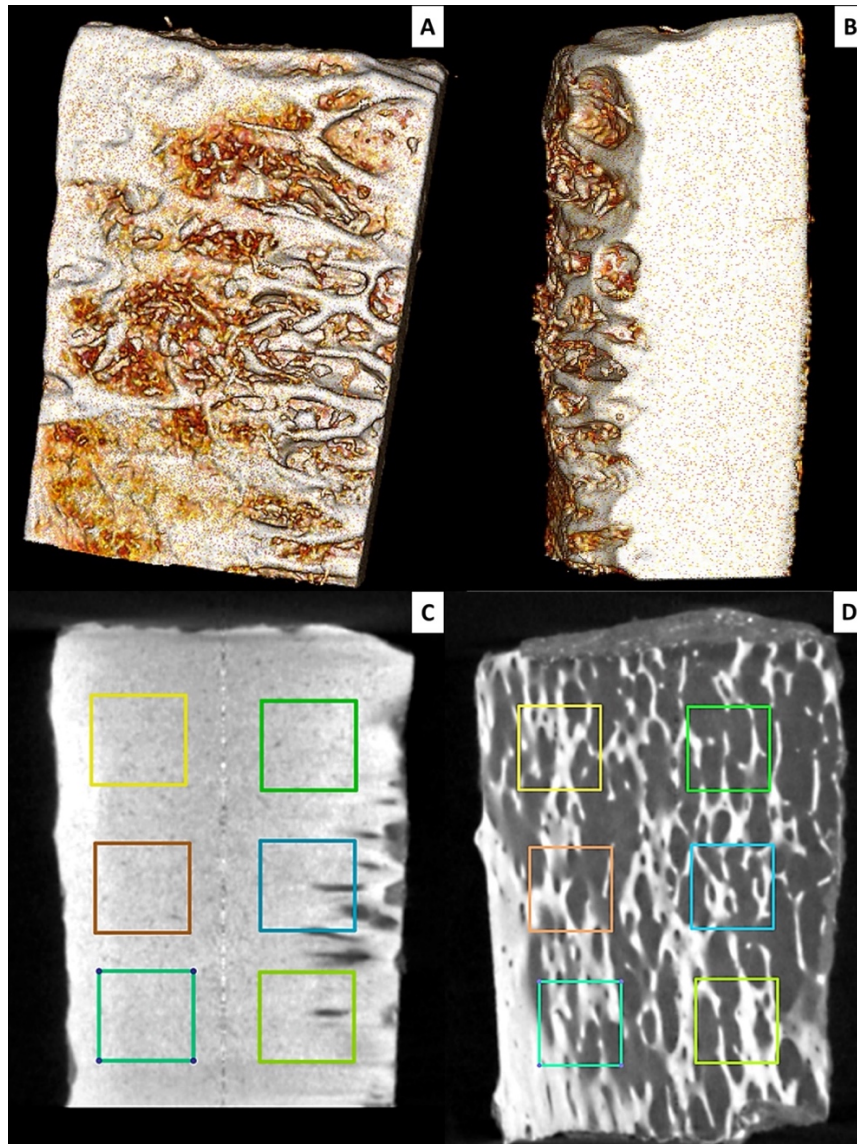


Figura 5: Análisis radiológico de volumen y densidad mineral ósea en los bloques óseos. 5A: Plano coronal del bloque óseo (reconstrucción volumétrica con textura). 5B: Plano axial del bloque óseo (reconstrucción volumétrica texturizada). 5C: Selección de las 6 ROI para calcular la densidad mineral ósea cortical en el plano coronal del bloque óseo. 5D: Selección de las 6 ROI para calcular la densidad mineral ósea medular en el plano coronal del bloque óseo.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

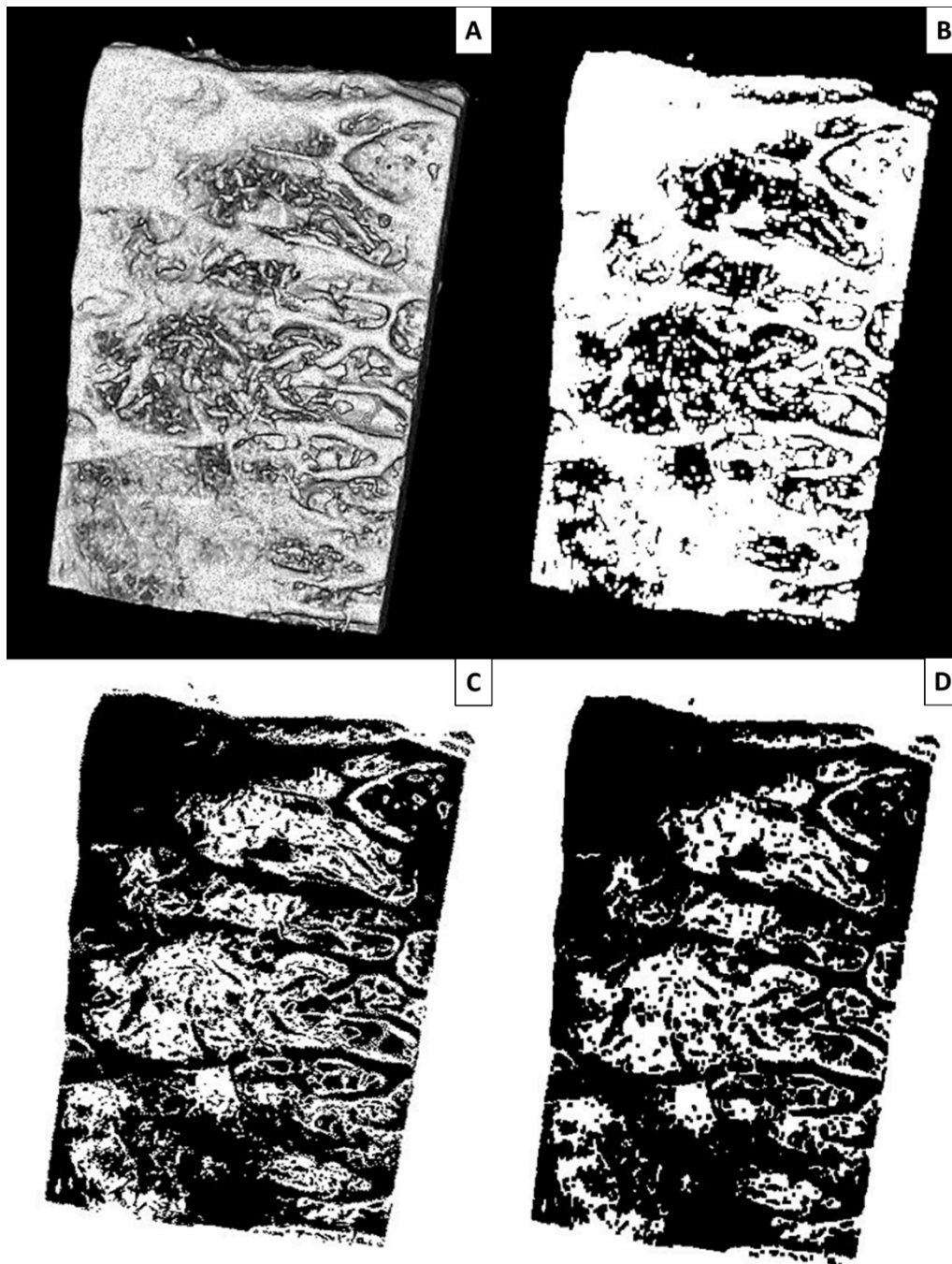


Figura 6. Evaluación radiológica de la dimensión fractal. 6A: conversión a 8 bits. 6B: umbral de 255 y binarización. 6C: inversión. 6D: refinamiento con erosión y dilatación antes del cálculo de la dimensión fractal.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

Una vez triturados los bloques óseos mediante uno de los tres métodos mecánicos, analizamos:

1. El volumen total en cm^3 .
2. Para el estudio de la densidad ósea del hueso particulado, utilizamos un total de 6 ROI con un área de $6,25 \text{ mm}^2$ ($2,5 \times 2,5 \text{ mm}$) en sección sagital (Figura 5).
3. Aplicamos el método de White y Rudolph (White & Rudolph, 1999) para procesar la imagen seleccionada en el plano sagital para obtener el valor de la dimensión fractal.

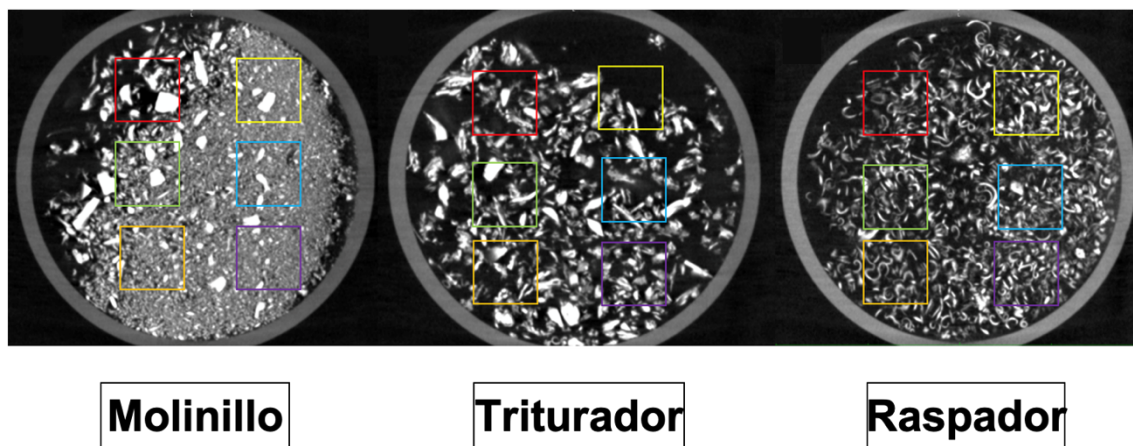


Figura 7. Análisis radiológico de la densidad mineral ósea mediante la selección de 6 ROI en partículas de hueso con los tres métodos mecánicos utilizados.

3.5. ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES QUÍMICAS MEDIANTE ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN MINERAL ÓSEA Y TAMAÑO DE PARTÍCULA

Para el análisis de la composición mineral ósea, utilizamos microscopía electrónica de barrido por emisión de campo (FESEM) (ApreoS Lovac IML, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, EE. UU.). Dado que las muestras deben ser pretratadas con platino para poder utilizar FESEM, y esto puede alterar las variables radiológicas descritas anteriormente, el análisis de la composición

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

mineral ósea se realizó exclusivamente en el bloque 1 de cada costilla (utilizado como referencia para el Ca y Niveles de P en los bloques antes del triturado), y una vez escaneados en el μ CT los bloques 2, 3 y 4 y triturados con cada uno de los métodos mecánicos utilizados, se analizaron con FESEM para obtener los niveles de Ca y P en el hueso particulado.

Para analizar los niveles de Ca y P en el bloque 1 de cada costilla, estos bloques óseos de aproximadamente 20 x 10 x 3 mm se seccionaron por la mitad, de manera que se colocó una sección de 10 x 10 x 3 mm FESEM para analizar la composición mineral ósea de la corteza ósea, y la otra mitad de 10x 10 x 3 mm colocada para analizar la composición mineral ósea de la médula ósea. Una vez colocadas las muestras, se pulverizaron con una fina capa de platino (5,0 nm) utilizando un Leica ACE600 (Leica Microsystems, Heidelberg, GmbH, Mannheim, Alemania) y se observaron por FESEM, con un voltaje seleccionado de 5 kV. Para cada cara del bloque óseo 1 (cortical y medular) seleccionamos 6 ROI con un área de 6,25 mm² (2,5 x 2,5 mm) (Figura 8A y 8B). Realizamos el análisis de la composición mineral ósea mediante un sistema microanalítico basado en espectrometría de rayos X de energía dispersiva (EDX) (Figura 8C). Este sistema permite evaluar la concentración relativa de todos los elementos químicos presentes en el hueso mediante análisis oportunos y mapeo elemental para determinar la distribución mineral. La concentración relativa de cada elemento se indica mediante una escala de colores, donde para cada elemento, el azul oscuro indica el cero absoluto y el blanco indica una concentración absoluta del 100% de ese elemento.

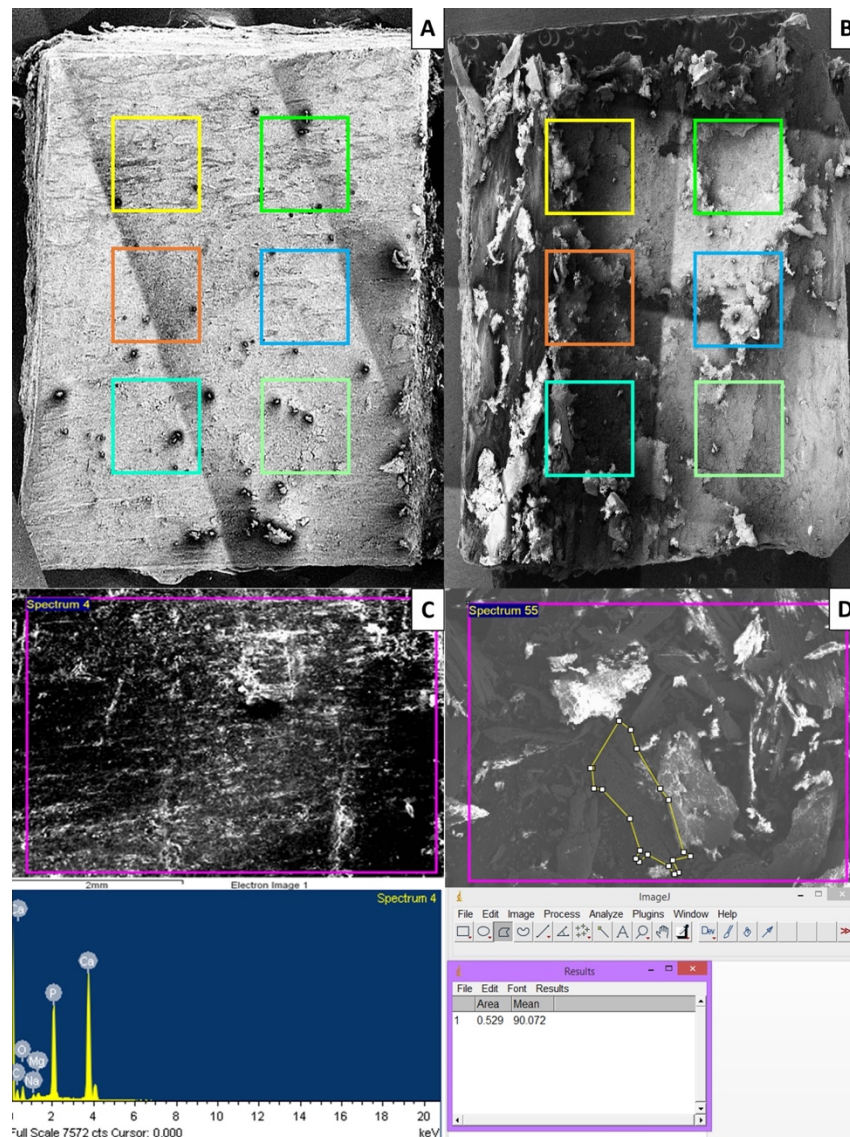


Figura 8. Estudio de la composición mineral ósea (Ca y P) y tamaño de las partículas (de hueso triturado). 8A: selección de las 6 ROI para analizar los niveles de Ca y P en el lado del hueso cortical del bloque óseo. 8B: selección de las 6 ROI para analizar los niveles de Ca y P en el lado medular del bloque óseo. 8C: análisis de los niveles de Ca y P en un lado del bloque óseo mediante el sistema de espectrometría de microanálisis EDX. 8D: análisis del tamaño de partículas del hueso triturado utilizando el software ImageJ® versión 1.48.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

Analizamos con la misma metodología 0,3 g de hueso particulado de los bloques 3, 4 y 5 de cada costilla de vaca. En estas muestras de hueso triturado, dado que el hueso cortical se mezcló con el hueso medular, utilizamos un total de 6 ROI con un área de 6,25 mm² (2,5 x 2,5 mm) para analizar el porcentaje de Ca y P en cada muestra. Además, medimos el tamaño en mm² de cada una de las partículas de hueso triturado, utilizando una muestra representativa (n=10) empleando el software de análisis de imágenes ImageJ® versión 1.48 (National Institute of Health, Maryland, EE. UU.) (Figura 8D).

3.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizaron utilizando el software estadístico SPSS 20.0 (SPSS® Inc, Chicago, IL, EE. UU.). Se realizó un estudio descriptivo para cada variable. Se aplicaron las pruebas de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y de homogeneidad de varianza de Levene, los datos mostraron una distribución normal y se analizaron mediante pruebas paramétricas. A las variables cuantitativas se les aplicaron pruebas ANOVA y Tukey, determinando si las varianzas eran homogéneas. Se aceptó significación estadística para $p \leq 0,05$.

IV. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. CAMBIOS EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS POR ANÁLISIS RADIOLÓGICO

Cuando los bloques óseos fueron triturados por alguno de los tres métodos mecánicos utilizados, el orden de mayor a menor aumento de V fue el siguiente: raspador>molinillo>triturador, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre raspador y molinillo respecto al triturador ($p<0.001$ y $p<0,001$, respectivamente) (Tabla 6 y 7 y Figura 9).

En cuanto a los cambios en la DMO, el orden de menor a mayor caída de la DMO fue el siguiente: raspador<molinillo<triturador, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre raspador y molinillo respecto al triturador ($p=0,025$ y $p=0,038$, respectivamente) (Tabla 6 y 8 y Figura 10).

En cuanto a los cambios en el DF, el orden de menor a mayor caída del DF fue el siguiente: raspador<molinillo<triturador, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre raspador y molinillo respecto al triturador ($p=0,031$ y $p=0,042$, respectivamente) (Tabla 6 y 9 y Figura 11).

Grupo de estudio	n	Volumen:	DMO:	DF:
		particulado-bloque (cm ³)	Particulado-bloque (HU)	particulado-bloque
		Media ± SD	Media ± SD	Media ± SD
Molinillo	30	1.09 ± 0.17 [#]	-92.13 ± 32.82 [#]	-0.50 ± 0.06 [#]
Triturador	30	0.61 ± 0.16 ^{*§}	-101.67 ± 38.13 ^{*§}	-0.57 ± 0.05 ^{*§}
Raspador	30	1.19 ± 0.26 [#]	-85.47 ± 39.54 [#]	-0.40 ± 0.11 [#]

* Diferencias significativas comparadas con el grupo de Molinillo; # Diferencias significativas comparadas con el triturador; § Diferencias significativas con el grupo de raspador.

Tabla 6: Comparación de la influencia de la técnica triturando un injerto de bloque óseo sobre las propiedades físicas del hueso particulado: volumen, densidad mineral ósea (DMO) y dimensión fractal (FD) (prueba de Tukey).

	Molinillo	Triturador	Raspador
Volumen			
Molinillo	-----	<0.001	0.182
Triturador	<0.001	-----	<0.001
Raspador	0.182	<0.001	-----

Tabla 7: significación estadística entre los p valores entre las diferentes técnicas en el volumen.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

DMO	Molinillo	Triturador	Raspador
Molinillo	-----	0.038	0.257
Triturador	0.038	-----	0.025
Raspador	0.257	0.025	-----

Tabla 8: significación estadística entre los p valores entre las diferentes técnicas en la densidad mineral ósea.

DF	Molinillo	Triturador	Raspador
Molinillo	-----	0.042	0.356
Triturador	0.042	-----	0.031
Raspador	0.356	0.031	-----

Tabla 9: significación estadística entre los p valores entre las diferentes técnicas en la dimensión fractal.

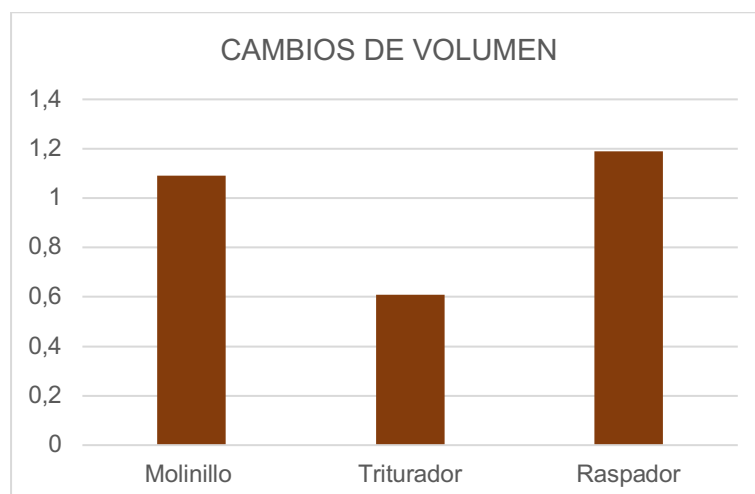


Figura 9. Gráfico de barras representando los cambios de volumen con las 3 técnicas mecánicas de particulado.

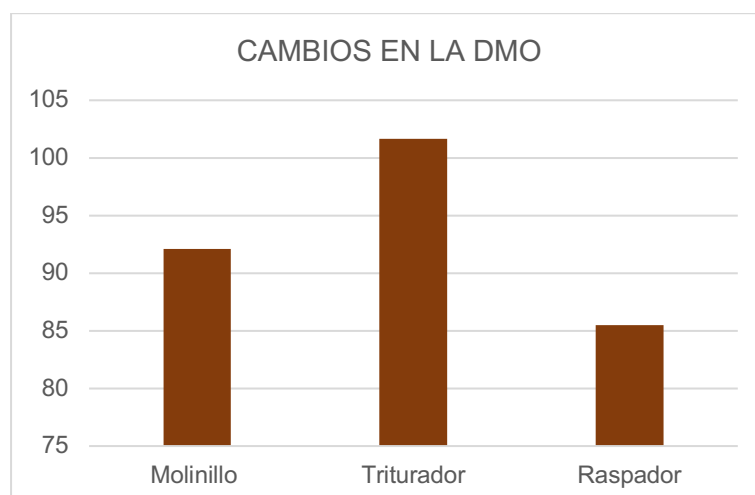


Figura 10. Gráfico de barras representando los cambios en la DMO con las 3 técnicas mecánicas de particulado.

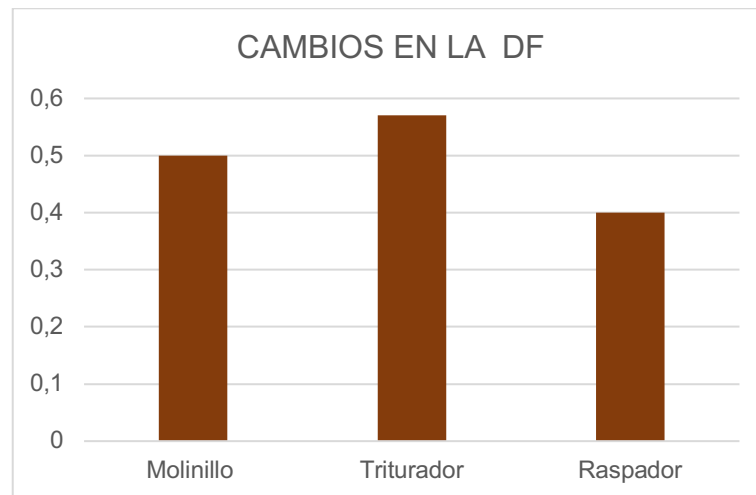


Figura 11. Gráfico de barras representando los cambios en la DF con las 3 técnicas mecánicas de particulado.

4.2. CAMBIOS EN LAS PROPIEDADES QUÍMICAS MEDIANTE ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN MINERAL ÓSEA Y EL TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS

Cuando los bloques óseos fueron triturados por alguno de los tres métodos mecánicos utilizados, el orden de menor a mayor caída de Ca fue el siguiente: raspador<molinillo<triturador, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre raspador y molinillo respecto al triturador ($p<0,001$ y $p<0,001$, respectivamente) (Tabla 10).

En cuanto a los cambios de P, el orden de menor a mayor caída de P fue el siguiente: raspador<molinillo<triturador, sin diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes dispositivos (Tabla 10).

Grupos de estudio	n	Ca: particulado- Bloque (Peso %) (Media \pm SD)	P: particulado- bloque (peso %) Media \pm SD)
Molinillo	30	-7.25 \pm 1.25 [#]	-2.23 \pm 2.13
Triturador	30	-11.38 \pm 1.82 ^{*,§}	-4.31 \pm 3.54
Raspador	30	-5.46 \pm 1.91 [#]	-1.65 \pm 1.11
* Diferencias significativas comparadas con el grupo de Molinillo; # Diferencias significativas comparadas con el grupo de triturador; § Diferencias significativas con el grupo de raspador.			

Tabla 10: Comparación de la influencia de la técnica utilizada para triturar un injerto en bloque óseo sobre las propiedades químicas (composición ósea mineral) del hueso particulado: Ca y P (prueba de Tukey).

Ca	Molinillo	Triturador	Raspador
Molinillo	-----	<0.001	0.062
Triturador	<0.001	-----	<0.001
Raspador	0.062	<0.001	-----

Tabla 11: significación estadística entre los p valores entre los diferentes valores de Ca con los 3 dispositivos.

P	Molinillo	Triturador	Raspador
Molinillo	-----	0.167	0.860
Triturador	0.167	-----	0.060
Raspador	0.860	0.060	-----

Tabla 12: significación estadística entre los p valores entre los diferentes valores de P con los 3 dispositivos.

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

En relación al tamaño de partícula, el orden de mayor a menor tamaño fue el siguiente: raspador>molinillo>triturador, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre raspador y molinillo respecto al triturador ($p=0.001$ y $p=0.046$, respectivamente) (tabla 14).

Grupo de estudio	n	Tamaño (mm²) Media \pm SD
Molinillo	10	2.07 \pm 1.15 [#]
Triturador	10	0.99 \pm 0.93 ^{*,§}
Raspador	10	2.77 \pm 1.44 [#]
* Diferencias significativas comparadas con el grupo de Molinillo; [#] Diferencias significativas comparadas con el grupo de triturador; [§] Diferencias significativas con el grupo de raspador.		

Tabla 14: Comparación de la influencia de la técnica utilizada para triturar un injerto en bloque óseo sobre el tamaño de partícula (prueba de Tukey).

Tamaño de partícula	Molinillo	Triturador	Raspador
Molinillo	-----	0.046	0.255
Triturador	0.046	-----	0.001
Raspador	0.255	0.001	-----

Tabla 15: significación estadística entre los p valores entre los diferentes valores de partícula con los 3 dispositivos.

V. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

El número de implantes que se colocan en la sociedad actual se ha visto aumentado, debido, principalmente, a la alta demanda de la población, como consecuencia de una mayor esperanza de vida. Conjuntamente, el número de profesionales que pueden ofrecer este tipo de tratamientos, debido a una formación académica especializada y adecuada, también se ha incrementado. De modo, que cada año se colocan millones de implantes dentales, estimándose que el 19% de la población mundial, mayor de 35 años, se ha sometido a algún tipo de tratamiento con implantes dentales (Camacho-Alonso y cols., 2019; Chrimpff y cols., 2023).

Estas circunstancias provocan que, a medida que aumenta el número de tratamientos implantológicos, se vea incrementado el número de situaciones clínicas en las que los defectos óseos semicríticos o críticos deben ser solucionados. Tras la exodoncia o pérdida de un diente, se produce la reabsorción del hueso, siendo más pronunciada en la pared bucal. Se origina una reducción del 30% los 3 primeros meses posteriores a dicho fenómeno y tras 12 meses, al menos del 50% (Fee, 2016; Castaño-Granada y cols., 2016).

Este proceso de reabsorción da lugar al inconveniente, de que, si no se ha tratado previamente, o bien colocando el implante o haciendo una técnica regenerativa, nos podemos enfrentar al problema de no tener suficiente volumen óseo para la colocación correcta tridimensional del implante. La colocación adecuada, es necesaria para que exista hueso suficiente alrededor del mismo, para que la futura prótesis dental sea un éxito otorgándole al paciente un tratamiento predictivo a largo plazo y un buen funcionamiento con resultados estéticos (French y cols., 2019; Buurman y cols., 2020).

Con el fin de solucionar la falta de volumen óseo, se dispone de una serie de técnicas regenerativas avanzadas en las cuales se suele emplear hueso autólogo, considerado el *gold standard*. El hueso autólogo puede extraerse de zonas extraorales (calota, tibia, cadera) o intraorales (sínfisis mandibular, rama de la mandíbula, tuberosidad maxilar). Se suele desaconsejar el uso de zonas extraorales si no se requieren grandes cantidades de hueso, debido a su alta morbilidad y al gran dolor que puede producir postoperatoriamente a los pacientes, además de secuelas si existe alguna complicación (Li y cols., 2017; Coyac y cols., 2020; Nkenke y cols., 2001).

Está ampliamente documentado en la literatura, que cuando se necesitan grandes cantidades de hueso y queremos disponer de una zona donante intraoral, se suele aconsejar su extracción del mentón (sínfisis) o del área retromolar de la mandíbula (rama). La sínfisis se caracteriza por la accesibilidad topográfica y un volumen significativo de hueso corticoesponjoso para su extracción, pero como desventaja presenta, que tiene una tasa de morbilidad más alta comparada con el sitio donante de rama (Von-Arx y cols., 2005).

Reissman y cols., 2018, realizaron un estudio prospectivo no aleatorizado con una muestra de 23 pacientes, en los que 8 de ellos recibieron injertos autólogos intraorales y 15, extraorales. Rellenando un cuestionario sobre la ubicación, intensidad y experiencia del dolor el día 0 de la cirugía, 3 días y 4 semanas después, obtuvieron unos resultados en los que ambos grupos de pacientes tuvieron dolor en la cavidad oral, pero el grupo de pacientes con injerto extraoral tuvieron dolor adicional en la cadera, sintiendo dolor por más tiempo y de mayor intensidad, teniendo experiencias de padecimiento más acusadas y negativas que los pacientes con sitios donantes intraorales (todos $p < 0,05$).

En otro artículo de Starch-Jensen y cols., 2021, se quiso comprobar la hipótesis de que no hay diferencias, en la percepción del paciente, sobre la recuperación después de una elevación sinusal con injerto óseo autógeno del

contrafuerte cigomático (control) en comparación con una mezcla 1:1 de injerto óseo autógeno y mineral óseo porcino desproteinizado (DPBM). Obtuvieron como resultados que no hay diferencias significativas cuando extraemos el total que se necesita de hueso de una zona intraoral y realizamos la técnica quirúrgica deseada, a cuando solo realizamos la técnica quirúrgica. La investigación se realizó en 60 pacientes, que fueron asignados aleatoriamente a grupos de control o de prueba, dando como resultado que ambos grupos no tuvieron diferencias significativas, en cuanto a dolor o comorbilidad, ni en cuanto a insatisfacción del tratamiento. Es decir, cuando realizamos extracciones de hueso autólogo en zonas intraorales, el paciente, rara vez, se ve afectado negativamente, lo que respalda nuestra hipótesis de que es necesario saber qué técnica de recolección de hueso mecánica es superior a otras.

Atendiendo al método de recolección de hueso autólogo, se ha visto que la técnica influye significativamente en la vitalidad y viabilidad del tejido óseo recolectado. Se han detallado numerosos métodos de recolección, por ejemplo, sistemas mecánicos (taladros o cinceles) o dispositivos piezoeléctricos con diferentes puntas activas. La ventaja que presenta el dispositivo piezoeléctrico, es que brindan mayor comodidad al paciente durante la cirugía y causan menos morbilidad postoperatoria y menos complicaciones que las sierras e instrumentos rotatorios convencionales. También, ha de sumarse como ventaja, que son menos traumáticos para los tejidos tratados, además de que permiten ejercer menor presión y mayor precisión y, por lo tanto, es de esperar que preserven la calidad ósea y la viabilidad de las células óseas (Draenert y cols., 2007; Pekovits y cols., 2012; Chiriac y cols., 2005).

En nuestro estudio, todos los injertos de hueso corticoesponjoso en bloque obtenidos de costillas bovinas, se obtuvieron mediante un dispositivo piezoeléctrico. Al respecto, Happe en el año 2007, realizó un total de 45 injertos óseos intraorales, con un tamaño promedio de $1,5 \pm 2,4 \text{ cm}^3$ en 40 pacientes, todos obtenidos con un dispositivo piezoeléctrico. Los injertos obtenidos fueron

principalmente corticales (71%) y 42 de los 45 sitios donantes cicatrizaron sin incidentes (93,33%) concluyendo que la piezocirugía minimiza el postoperatorio del paciente, reduciendo las complicaciones en las zonas donantes, así mismo, permitiendo al operador realizar un corte limpio y preciso y facilitando una excelente visibilidad.

En relación con qué dispositivo de corte es el ideal para la obtención de bloques óseos para reducir las complicaciones en la zona donante, numerosos autores han descrito dolor, necrosis pulpar y alteraciones sensitivas temporales o permanentes al utilizar instrumentos rotatorios convencionales (fresas trépanas).

Nkenke y cols., en 2001, obtuvieron injertos óseos en bloque de la sínfisis mandibular siguiendo un protocolo quirúrgico, en el cual después de una incisión paramarginal, desde la región del diente número 35 al número 45, se preparó un colgajo mucoperióstico y se identificó, bilateralmente, el nervio mentoniano con el fin de mantener un margen de seguridad adecuado. La recolección de los injertos de mentón se realizó, al menos, a 5 mm de distancia de los agujeros mentonianos en dirección anterior y, a 5 mm caudalmente desde los ápices, conservando el margen inferior de la mandíbula, siempre para evitar cambios en el contorno del mentón. Con una muestra de 20 pacientes, en los cuales utilizaron instrumentos rotatorios, con seguimiento postoperatorio a los 7 días, 1, 3, 6 y 12 meses. Una semana después de la operación, 8 pacientes sufrieron deterioro sensorial superficial, 8 territorios nerviosos mostraron reacciones hipoestésicas y 5 reacciones hiperestésicas. A los 12 meses, dos pacientes todavía tenían hipoestesia. Además, después del primer examen postoperatorio, el 21,6% de los dientes examinados habían perdido la sensibilidad pulpar y, después de 12 meses, el 11,4% de estos dientes, todavía no reaccionaban a las pruebas de vitalidad.

Von Arx y cols., en 2005, también obtuvieron injertos óseos de sínfisis mandibular de 30 pacientes utilizando instrumentos rotatorios, con seguimiento postoperatorio al momento de la retirada de la sutura, a los 6 y 12 meses. Se encontraron cambios en la sensibilidad pulpar en el 18,6% de los dientes adyacentes en el momento de la retirada de la sutura. En el seguimiento a los 6 meses, el 8,1% de los dientes y en el reexamen a los 12 meses, el 0,6% de los dientes mostraron cambios en la sensibilidad. Sólo en un paciente se observó hipoestesia del labio inferior en el postoperatorio, con resolución completa a los 6 meses de seguimiento.

Del mismo modo, Cordaro y cols., en 2011, obtuvieron injertos óseos en bloque de la sínfisis y la rama mandibular de 78 pacientes utilizando instrumentos rotatorios, con un seguimiento postoperatorio de 18 a 42 meses (promedio de 29 meses). Sólo dos dientes (de 282) requirieron tratamiento de conductos después de la cirugía, y el 15,3% tenía alteraciones sensoriales menores, temporales y permanentes. Por lo que, con estos artículos, se observa que el dispositivo piezoeléctrico puede ofrecer al clínico mayor seguridad y menores complicaciones postoperatorias.

Sin embargo, cuando se ha estudiado cómo afecta el uso de instrumentos rotatorios o dispositivos piezoeléctricos a la calidad del bloque óseo en relación con su viabilidad celular, autores como Atari y cols. han demostrado que no existían diferencias. En este artículo (Atari y cols., 2011) se evaluó la viabilidad de las células óseas particuladas y en bloque, observando la presencia o ausencia de apoptosis, necrosis y células vivas, obtenidas de diferentes métodos de recolección intraoral maxilar mediante raspador óseo, fresas rotatorias de carburo y dispositivos piezoeléctricos, dando así resultados similares ajenos al método utilizado.

La elección de utilizar un autoinjerto óseo en bloque o en partículas dependerá principalmente de la morfología y el tamaño del defecto óseo y de las

necesidades de cada paciente. En este sentido, hay situaciones en las que los defectos óseos maxilofaciales de tamaño crítico pueden dificultar la rehabilitación con implantes en pacientes con defectos tridimensionales complejos en los huesos maxilar y mandibular debido a deformidades congénitas, traumatismos, osteonecrosis o cirugía ablativa de cáncer (Camacho-Alonso y cols., 2022).

Además de estas circunstancias, en situaciones que requieren un aumento del contorno de la cresta, donde la estabilidad del volumen de la región a aumentar no la proporcionan las paredes óseas adyacentes, el uso de bloques óseos es el tratamiento de elección para aumentar el volumen y lograr buenos perfiles dimensionales de los maxilares a regenerar (Benic y cols., 2000). Sin embargo, la aplicación de partículas de hueso entre dos pedículos de hueso esponjoso y, sobre todo, su colocación sobre el defecto óseo en combinación con membranas de colágeno reabsorbibles son las formas más frecuentes de utilizar el autoinjerto óseo en implantología (Chiapasco y Zaniboni, 2009; Jensen y Terheiden, 2009). Actualmente, los métodos mecánicos utilizados para obtener partículas óseas a partir de bloques de autoinjerto son el molinillo de hueso, el triturador de hueso y el raspador de hueso (Miron y cols., 2023; Saulacic y cols. 2015).

En nuestro estudio observamos que, al triturar bloques óseos, el orden de mayor a menor aumento de volumen fue el siguiente: raspador>molinillo>triturador. El orden de menor a mayor caída en DMO, FD, Ca y P fue el siguiente: raspador<molinillo<triturador. El orden de mayor a menor tamaño de partícula fue el siguiente: raspador>molinillo>triturador. En todas las variables estudiadas, excepto en la caída de P, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el raspador y el molinillo respecto al triturador ($p \leq 0,050$), aunque no entre ellos.

Como observamos en nuestros resultados, la trituación de un bloque de hueso con cualquiera de los métodos mecánicos estudiados, produce un aumento del volumen del autoinjerto, mayor, cuanto mayor es el tamaño de partícula obtenido; el orden de mayor a menor tamaño de partícula, y por lo tanto el aumento de volumen, fue raspador>molinillo>triturador.

Miron y cols. 2013, en un estudio con cerdos, compararon la viabilidad celular, la liberación de moléculas que afectan la formación y resorción ósea, la actividad mitótica y osteogénica, y el tamaño de las partículas de hueso obtenidas con molinillo, suspensión ósea (filtrando el hueso mediante una punta de succión después de la perforación) y raspador. Al comparar el tamaño de las partículas, también observaron que fue mayor con el raspador (1.805 ± 0.154 mm), seguido de las partículas trituradas con el molinillo (1.551 ± 0.137), y las partículas más pequeñas fueron las partículas filtradas de hueso (0.215 ± 0.010). Sin embargo, al igual que en nuestro estudio, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el tamaño de partícula obtenido con raspador o molinillo.

En nuestra opinión, creemos que los resultados obtenidos en el resto de variables analizadas en nuestro estudio (DMO, DF, Ca y P), donde en todos los grupos hubo una disminución en los valores de estas variables, pueden estar relacionados con la influencia del daño mecánico que sufre el bloque óseo al ser aplastado. En este sentido, el orden de menor a mayor caída de Ca y P fue el siguiente raspador<molinillo<triturador, y esto podría explicar por qué esta disminución en los niveles de Ca provocó el orden de menor a mayor caída de DMO y FD será lo siguiente: raspador<molinillo<triturador. Estos resultados demuestran que el raspador, además de tener un mejor control del corte y de la fuerza ejercida sobre el bloque óseo, permite obtener partículas de hueso con un solo movimiento de corte sobre el bloque, reduciendo así el daño mecánico que pueda sufrir este, suponiendo una ventaja frente al daño que sufren en comparación con el uso del molinillo o el triturador.

Zaffe y D'Avenia, 2007, evaluaron histológicamente la morfología y características de astillas de hueso recolectadas intraoralmente en 18 pacientes con un raspador, concluyendo que las astillas de hueso recolectadas contienen osteocitos vivos, lo que indica una buena calidad de la recolección de hueso. El molinillo fue el segundo dispositivo mecánico con menor disminución en estas variables, posiblemente porque el molinillo que utilizaron para moler el hueso tenía 12 filas de cuchillas sin filos. Fosse y cols. en 2006, compararon el efecto sobre la densidad de masa aparente (g/cm^3) de tres tipos de molinillos con tres tambores diferentes, todos con el mismo número de filas de cuchillas, pero con diferente número de filos por hilera, concluyendo que el número de filos por hilera afectó directamente a la densidad de masa aparente. Sin embargo, la agresividad mecánica que ofrecen las 51 puntas activas (en cada una de las caras de trituración) del triturador provoca un daño físico excesivo en el hueso triturado, afectando también a sus propiedades químicas (Ca y P).

Una de las principales limitaciones de este estudio fue que no pudimos comparar los resultados con otros estudios, ya que este es el primer estudio que analiza la influencia de la técnica (molinillo, triturador y raspador) utilizada para triturar un injerto en bloque óseo sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado.

Debemos destacar de los resultados obtenidos, que la trituración de un bloque de hueso corticoesponjoso con molinillo, triturador o raspador, produce un aumento de V y una disminución de los niveles de DMO, FD, Ca y P, que es más marcada cuando se utiliza el triturador. Aunque esta evaluación experimental mostró que el uso de un raspador o molinillo para triturar hueso

afecta menos las propiedades físicas y químicas del hueso que cuando se usa un triturador, aunque se necesitan más estudios clínicos.

VI. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

El objetivo general de este estudio fue analizar la influencia de la técnica usada para triturar un bloque de hueso sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado mediante un estudio in vitro en modelo de costillas bovinas.

1. Al estudiar el posible cambio de volumen al triturar bloques de hueso corticoesponjosos y comparar la variación de volumen óseo usando molinillo, triturador y raspador de hueso, obtuvimos un aumento de volumen con las tres técnicas propuestas en el estudio, siendo de mayor a menor: raspador > molinillo > triturador.
2. Cuando analizamos los cambios en la DMO al triturar bloques de hueso corticoesponjosos y comparamos la variación en la DMO usando molinillo, triturador y raspador de hueso, obtuvimos un descenso de la DMO en las tres técnicas propuestas en el estudio, siendo de menor a mayor: raspador < molinillo < triturador.
3. En la evaluación de los cambios en la DF al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y la comparación de la variación de la DF usando molinillo, triturador y raspador de hueso, observamos un descenso de la DF en las tres técnicas propuestas en el estudio, siendo de menor a mayor: raspador < molinillo < triturador.
4. Al evaluar los cambios en los niveles de Ca y P al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y comparar la variación de los niveles de Ca y P usando molinillo, triturador y raspador de hueso, observamos un descenso de los niveles de Ca y P en las tres técnicas propuestas en el estudio, siendo de menor a mayor descenso: raspador < molinillo < triturador.
5. El análisis del tamaño de las partículas al triturar bloques de hueso corticoesponjoso y comparar la variación de tamaño de las partículas usando molinillo, triturador y raspador de hueso, observamos que el

orden, de mayor a menor tamaño, se obtuvieron con: raspador> molinillo
> triturador.

VII. BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

- Agarwal E, Masamatti SS, Kumar A. Escalating role of piezosurgery in dental therapeutics. *J Clin Diagn Res.* 2014; 8:ZE08-ZE11. <https://doi:10.7860/JCDR/2014/9161.4988>
- Al-Nasser L, Lamster IB. Prevention and management of periodontal diseases and dental caries in the older adults. *Periodontol 2000.* 2020; 84:69-83. <https://doi:10.1111/prd.12338>.
- Altıparmak N, Soydan SS, Uçkan S. The effect of conventional surgery and piezoelectric surgery bone harvesting techniques on the donor site morbidity of the mandibular ramus and symphysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 44: 1131–1137.
- Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012; 27:313-325. <https://doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010>.
- Baron R, Tross R, Vignery A. Evidence of sequential remodeling in rat trabecular bone: morphology, dynamic histomorphometry, and changes during skeletal maturation. *Anat Rec.* 1984; 208:137-145. <https://doi.org/10.1002/ar.109208114>.
- Benic GI, Hämmerle CH. Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontol 2000.* 2014; 66:13-40. <https://doi.org/10.1111/prd.12039>.
- Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14:251-262. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00972.x>.
- Bernabeu-Mira JC, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diago M, Camacho-Alonso F, Rivas-Ballester R, Peñarrocha-Oltra D. Low-speed drilling without irrigation versus conventional drilling for dental implant

osteotomy preparation: a systematic review. Clin Oral Investig. 2021; 25:4251-4267. [https://doi: 10.1007/s00784-021-03939-z](https://doi.org/10.1007/s00784-021-03939-z).

- Block MS, Haggerty CJ. Interpositional osteotomy for posterior mandible ridge augmentation. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67:31-39. [https://doi: 10.1016/j.joms.2009.07.008](https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.07.008).
- Buurman JM, Speksnijder CM, de Groot RJ, Kessler P, Rieger JM. Mastication in maxillectomy patients: A comparison between reconstructed maxillae and implant supported obturators: A cross-sectional study. J Oral Rehabil. 2020; 47:1171-1177. [https://doi: 10.1111/joor.13043](https://doi.org/10.1111/joor.13043).
- Camacho-Alonso F, Tudela-Mulero MR, Buendía AJ, Navarro JA, Pérez-Sayáns M, Mercado-Díaz AM. Bone regeneration in critical-sized mandibular symphysis defects using bioceramics with or without bone marrow mesenchymal stem cells in healthy, diabetic, osteoporotic, and diabetic-osteoporotic rats. Dent Mater. 2022; 38:1238-1300. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.019>.
- Camacho-Alonso F, Vilaplana-Vivo J, Caballero-Guerrero PM, Pato-Mourelo J, Sánchez-Siles M. Impact of audiovisual information on anxiety and fear in patients undergoing dental implant treatment. Clin Implant Dent Relat Res. 2019; 21:1189-1198. <https://doi.org/10.1111/cid.12851>.
- Campana V, Milano G, Pagano E, Barba M, Cicione C, Salonna G, Lattanzi W, Logroscino G. Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice. J Mater Sci Mater Med. 2014; 25:2445-2461. [https://doi: 10.1007/s10856-014-5240-2](https://doi.org/10.1007/s10856-014-5240-2).
- Castaño-Granada MC, Roldán-Tamayo N, Arismendi-Echevarría JA, Calle-Muñoz SC. Cambios dimensionales de los tejidos duros y blandos en sitios post-exodoncia. Evaluación de dos biomateriales. Rev Fac

- Odontol Univ Antiq. 2016; 28:13-33.
<https://doi.org/10.17533/udea.rfo.v28n1a1>.
- Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17:232-236. [https://doi:10.1016/s0901-5027\(88\)80047-x](https://doi:10.1016/s0901-5027(88)80047-x).
 - Chavda S, Levin L. Human Studies of Vertical and Horizontal Alveolar Ridge Augmentation Comparing Different Types of Bone Graft Materials: A Systematic Review. *J Oral Implantol*. 2018; 44:74-84. <https://doi:10.1563/aaid-joi-D-17-00053>.
 - Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 2:136-159. <https://doi:10.1111/j.1600-0501.2006.01357.x>.
 - Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20:113-124. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01781.x>.
 - Chiapasco M, Zaniboni M, Rimondini L. Dental implants placed in grafted maxillary sinuses: a retrospective analysis of clinical outcome according to the initial clinical situation and a proposal of defect classification. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19:416-28. <https://doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01489.x>.
 - Chiriac G, Herten M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cell viability and differentiation. *J Clin Periodontol*. 2005; 32: 994-999. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2005.00809.x>.
 - Chrimpff C, Link E, Fisse T, Baumann E, Klimmt C. Communication matters when it comes to adverse events: Associations of adverse events during implant treatment with patients' communication quality and trust

- assessments. *Patient Educ Couns.* 2023; 110:107675. <https://doi.org/10.1016/j.pec.2023.107675>.
- Clark D, Rajendran Y, Paydar S, Ho S, Cox D, Ryder M, Dollard J, Kao RT. Advanced platelet-rich fibrin and freeze-dried bone allograft for ridge preservation: A randomized controlled clinical trial. *J Periodontol.* 2018; 89:379-387. [https://doi: 10.1002/JPER.17-0466](https://doi.org/10.1002/JPER.17-0466).
 - Coots BK. Alveolar bone grafting: past, present, and new horizons. *Semin Plast Surg.* 2012; 26:178-183. [https://doi: 10.1055/s-0033-1333887](https://doi.org/10.1055/s-0033-1333887).
 - Cordaro L, Torsello F, Miuccio MT, di Torresanto VM, Eliopoulos D. Mandibular bone harvesting for alveolar reconstruction and implant placement: subjective and objective cross-sectional evaluation of donor and recipient site up to 4 years. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22:1320-1326. [https:// doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02115.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02115.x).
 - Costa DL, Thomé de Azevedo E, Przysieszny PE, Kluppel LE. Use of Lasers and Piezoelectric in Intraoral Surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2021; 33:275-285. [https://doi: 10.1016/j.coms.2020.12.004](https://doi.org/10.1016/j.coms.2020.12.004).
 - Coyac BR, Sun Q, Leahy B, Salvi G, Yuan X, Brunski JB. Optimizing autologous bone contribution to implant osseointegration. *J Periodontol.* 2020; 91:1632-1644. <https://doi.org/10.1002/JEPR.19-0524>.
 - Davidson DR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys.* 2000; 22:741-747. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(01\)00003-0](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(01)00003-0).
 - Draenert FG, Mathys R Jr, Ehrenfeld M, Draenert Y, Draenert K. Histological examination of drill sites in bovine rib bone after grinding in vitro with eight different devices. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 45:548-552. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2006.12.007>.
 - Di Stefano DA, Orlando F, Ottobelli M, Fiori D, Garagiola U. A comparison between anorganic bone and collagen-preserving bone

- xenografts for alveolar ridge preservation: systematic review and future perspectives. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2022; 44:24. [https://doi: 10.1186/s40902-022-00349-3](https://doi.org/10.1186/s40902-022-00349-3).
- Di Stefano DA, Cazzaniga A. 2013. Diagnóstico y plan de tratamiento. *Amolca. Técnicas de regeneración y reconstrucción en cirugía implantar.* 1 ed., Vol. 1, pp. 33-81.
 - Eppley BL, Pietrzak WS, Blanton MW. Allograft and alloplastic bone substitutes: a review of science and technology for the craniomaxillofacial surgeon. *J Craniofac Surg.* 2005; 16:981-989. [https://doi: 10.1097/01.scs.0000179662.38172.dd](https://doi.org/10.1097/01.scs.0000179662.38172.dd).
 - Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44:4-7. [https://doi:10.1016/0278-2391\(86\)90006-6](https://doi.org/10.1016/0278-2391(86)90006-6).
 - Fee L. Socket preservation. *Br Dent J.* 2017; 222:579-582. [https://doi: 10.1038/sj.bdj.2017.355](https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.355).
 - Fosse L, Rønningen H, Benum P, Lydersen S, Sandven RB. Factors affecting stiffness properties in impacted morsellized bone used in revision hip surgery: an experimental in vitro study. *J Biomed Mater Res A.* 2006; 78:423-31. [https://doi: 10.1002/jbm.a.30854](https://doi.org/10.1002/jbm.a.30854). PMID: 16739109.
 - French D, Grandin HM, Ofec R. Retrospective cohort study of 4,591 dental implants: Analysis of risk indicators for bone loss and prevalence of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *J Periodontol.* 2019; 90:691-700. [https://doi: 10.1002/JPER.18-0236](https://doi.org/10.1002/JPER.18-0236).
 - Frisch E, Wild V, Ratka-Krüger P, Vach K, Sennhenn-Kirchner S. Long-term results of implants and implant-supported prostheses under systematic supportive implant therapy: A retrospective 25-year study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020; 22:689-696. [https://doi: 10.1111/cid.12944](https://doi.org/10.1111/cid.12944).

- Fukuba S, Okada M, Nohara K, Iwata T. Alloplastic Bone Substitutes for Periodontal and Bone Regeneration in Dentistry: Current Status and Prospects. *Materials (Basel)*. 2021. 26; 14:1096. [https://doi: 10.3390/ma14051096](https://doi.org/10.3390/ma14051096). PMID: 33652888; PMCID: PMC7956697.
- García-Gargallo M, Yassin-García S, Bascones-Martínez A. Técnicas de preservación de alveolo y de aumento del reborde alveolar: Revisión de la literatura. *Av Periodon Implantol*. 2016; 28, 2: 71-81.
- Gashtasbi F, Hasannia S, Hasannia S, Mahdi Dehghan M, Sarkarat F, Shali A. Comparative study of impact of animal source on physical, structural, and biological properties of bone xenograft. *Xenotransplantation*. 2020; 27:12628. [https://doi: 10.1111/xen.12628](https://doi.org/10.1111/xen.12628).
- Goyal S, Masood M, Le C, Rajendran Y, Nanjapa S, Vaderhobli R. Comparative Bone Graft Evaluation for Dental Implant Success: An Evidence-Based Review. *J Long Term Eff Med Implants*. 2021; 31:33-44. [https://doi:10.1615](https://doi.org/10.1615).
- Hashemi HM, Beshkar M. Bacterial contamination of autogenous bone collected by rongeur compared with that collected by bone filter during implant surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 49:474-477. [https://doi: 10.1016/j.bjoms.2010.08.003](https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.08.003).
- Happe A. Use of a piezoelectric surgical device to harvest bone grafts from the mandibular ramus: report of 40 cases. *Ing J Periodontics Restorative Dent*. 2007; 27:241-249.
- Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Rossi F, Perale G. Bone grafts: which is the ideal biomaterial? *J Clin Periodontol*. 2019; 21:92-102. [https://doi: 10.1111/jcpe.13058](https://doi.org/10.1111/jcpe.13058).
- Herford AS, Nguyen K. Complex bone augmentation in alveolar ridge defects. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2015;27:227-244. [https://doi: 10.1016/j.coms.2015.01.003](https://doi.org/10.1016/j.coms.2015.01.003).

- Hollinger JO, Brekke J, Gruskin E, Lee D. Role of bone substitutes. Clin Orthop Relat Res. 1996; 324:55-65. [https://doi: 10.1097/00003086-199603000-00008](https://doi.org/10.1097/00003086-199603000-00008).
- Holtzclaw D, Toscano N, Eisenlohr L, Callan D. The safety of bone allografts used in dentistry: a review. J Am Dent Assoc. 2008; 139:1192-1199. [https://doi: 10.14219/jada.archive.2008.0334](https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0334).
- Infante-Cossío P, Gutiérrez-Pérez JL, Torres-Lagares D, García-Perla García A, González-Padilla JD. Relleno de cavidades óseas en cirugía maxilofacial con materiales autólogos. Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac. 2007; 29: 7-19.
- Jensen SS, Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009; 24:218-236.
- Jepsen S, Schwarz F, Cordaro L, Derks J, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJ, Hernández-Alfaro F, Meijer HJA, Naenni N, Ortiz-Vigón A, Pjetursson B, Raghoobar GM, Renvert S, Rocchietta I, Rocuzzo M, Sanz-Sánchez I, Simion M, Tomasi C, Trombelli L, Urban I. Regeneration of alveolar ridge defects. Consensus report of group 4 of the 15th European Workshop on Periodontology on Bone Regeneration. J Clin Periodontol. 2019; 21:277-286. [https://doi: 10.1111/jcpe.13121](https://doi.org/10.1111/jcpe.13121).
- Johansson LA, Isaksson S, Lindh C, Becktor JP, Sennerby L. Maxillary sinus floor augmentation and simultaneous implant placement using locally harvested autogenous bone chips and bone debris: a prospective clinical study. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68:837-844. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.07.093>.
- Kalchthaler L, Kühle R, Büsch C, Hoffman J, Mertens C. The Influence of Different Graft Designs of Intraoral Bone Blocks on volume Gain in

- Bone Augmentation Procedures: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020; 35:1083-1089. <https://doi.org/10.11607/jomi.8368>.
- Kao ST, Scott DD. A review of bone substitutes. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2007; 19:513-521. <https://doi:10.1016/j.coms.2007.06.002>.
 - Krithikadatta J, Gopikrishna V, Datta M. CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. *J Conserv Dent*. 2014; 17:301-304. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.136338>.
 - Landes CA, Stübinger S, Rieger J, Williger B, Ha TK, Sader R. Critical evaluation of piezoelectric osteotomy in orthognathic surgery: operative technique, blood loss, time requirement, nerve and vessel integrity. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 66:657-674. <https://doi:10.1016/j.joms.2007.06.633>.
 - Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. En: Branemark PI, Zarb GA, Albreksson T, editores. *Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, ILL: Quintessence; 1985. p. 199–209.
 - Leti Acciaro A, Lando M, Starnoni M, Giuca G, Adani R. Piezoelectric Bone Surgery. Overview in Applications and Proof of Feasibility in Hand and Plastic Surgery. *Indian J Orthop*. 2021; 56:66-72. <https://doi:10.1007/s43465-021-00454-x>.
 - Li J, Yin X, Huang L, Mouraret S, Brunski JB, Cordova L, Salmeron B. Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling. *J Dent Res*. 2017; 96:822-831. <https://doi.org/10.1177/0022034517700131>.
 - Lim HC, Ha KI, Hong JY, Han JY, Shin SI, Shin SY, Herr Y, Chung JH. Comparison of the Bone Harvesting Capacity of an Intraoral Bone

Harvesting Device and Three Different Implant Drills. *Biomed Res Int.* 2017; 2017:7819080. [https://doi: 10.1155/2017/7819080](https://doi.org/10.1155/2017/7819080).

- Mahmoud ZT, Wainwright M, Troedhan A. Flapless Piezotome Crest Split Achieves Comparable Outcomes to Autologous Onlay Grafts With Significant Less Patient Morbidity and Complications-A Randomized Clinical Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020; 78:1953-1964. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.06.008>.
- Martínez-Álvarez O, Barone A, Covani U, Fernández-Ruiz A, Jiménez-Guerra A, Monsalve-Guil L. Injertos óseos y biomateriales en implantología oral. *Av Odontoestomatol.* 2018; 34: 111-119.
- Mckenna GJ, Gjengedal H, Harkin J, Holland N, Moore C, Srinivasan M. Effect of autogenous bone graft site on dental implant survival and donor site complications: a systematic review and meta-analysis. *The journal of evidence-based dental practice.* 2022; 22:101731. <https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2022.101731>
- Miron RJ, Gruber R, Hedbom E, Saulacic N, Zhang Y, Sculean A, Bosshardt DD, Buser D. Impact of bone harvesting techniques on cell viability and the release of growth factors of autografts. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 15:481-489. [https://doi:10.1111/j.1708-8208.2012.00440.x](https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00440.x).
- Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today.*1989; 8:39-44.
- Misch CE, Dietsh F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent.* 1993; 2:158-167. [https://doi: 10.1097/00008505-199309000-00003](https://doi.org/10.1097/00008505-199309000-00003).
- Moussa NT, Dym H. Maxillofacial Bone Grafting Materials. *Dent Clin North Am.* 2020; 64:473-490. [https://doi: 10.1016/j.cden.2019.12.011](https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.12.011).
- Nannmark U, Sennerby L. The bone tissue responses to prehydrated and collagenated cortico-cancellous porcine bone grafts: a study in rabbit

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

- maxillary defects. Clin Implant Dent Relat Res. 2008; 10:264-270. [https://doi: 10.1111/j.1708-8208.2007.00080.x](https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00080.x).
- Nazirkar G, Singh S, Dole V, Nikam A. Effortless effort in bone regeneration: a review. J Int Oral Health. 2014; 6:120-124.
 - Nkenke E, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Tröger M, Kloss F, Neukan FW. Morbidity of harvesting of chin grafts: a prospective study. Clin Oral Implants Res. 2001; 12:495-502. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120510.x>.
 - Palkovics D, Solyom E, Somodi K, Pinter C, Windisch P, Barth F. Three-dimensional volumetric assessment of hard tissue alterations following horizontal guided bone regeneration using a split-thickness flat design: A case series. BMC Oral Health. 2023; 23:118. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-02797-3>.
 - Pang KM, Shin Y, Park JY, Kim B, Kim SM, Lee JH Long-Term Outcomes of Implants Placed in Autogenous Onlay Bone Grafts Harvested from Mandibula Ramus and Risk Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2021; 36:745-754. <https://doi.org/10.11607/jomi.8602>.
 - Pekovits K, Wildburger A, Payer M, Hutter H, Hakse N, Dohr G. Evaluation of graft cell viability-efficacy of piezoelectric versus manual bone scraper technique. J Oral Maxillofac. 2012 70:154-162. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.07.019>.
 - Pereira CC, Gealh WC, Meorin-Nogueira L, Garcia-Júnior IR, Okamoto R. Piezosurgery applied to implant dentistry: clinical and biological aspects. J Oral Implantol. 2014; 40:401-408. [https://doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00196](https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00196).
 - Putters TF, Wortmann DE, Schortinghuis J, van Minnen B, Boven GC, Vissink A. Morbidity of anterior iliac crest and calvarial bone donor graft sites: a 1-year randomized controlled trial. Int J Oral Maxillofac Surg. 2018; 47:1474-1480. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.06.002>.

- Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22:1361-1365. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02126.x>.
- Reissmann DR, Dietze B, Vogeler M, Schmelzeisen R, Heydecke G. Impact of donor site for bone graft harvesting for dental implants on health-related and oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24:698-705. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02464.x>.
- Reissmann DR, Poxleitner P, Heydecke G. Location, intensity, and experience of pain after intra-oral versus extra-oral bone graft harvesting for dental implants. *J Dent.* 2018; 79:102-106. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.10.011>.
- Rocha F, de Oliveira GR, Olate S, de Alergaria-Barbosa JR. Consideraciones clínicas en la obtención de injertos óseos intraorales. Técnica quirúrgica y evaluación de las complicaciones. *Av Periodon Implantol.* 2010; 22:71-76
- Rothamel D, Schwarz F, Herten M, Engelhardt E, Donath K, Kuehn P, Becker J. Dimensional ridge alterations following socket preservation using a nanocrystalline hydroxyapatite paste: a histomorphometrical study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37:741-747. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.04.017>.
- Saulacic N, Bosshardt DD, Jensen SS, Miron RJ, Gruber R, Buser D. Impact of bone graft harvesting techniques on bone formation and graft resorption: a histomorphometric study in the mandibles of minipigs. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26:383-391. <https://doi.org/10.1111/clr.12357>.
- Schmidt AH. Autologous bone graft: Is it still the gold standard? *Injury.* 2021; 52: 18-22. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.01.043>.
- Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and

- radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23:313-323.
- Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand.* 1966; 37:29-48. [https://doi: 10.3109/17453676608989401](https://doi.org/10.3109/17453676608989401).
 - Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent.* 1983; 4: 437-53.
 - Sittitavornwong S, Gutta R. Bone graft harvesting from regional sites. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2010; 22:317-330. [https:// doi: 10.1016/j.coms.2010.04.006](https://doi.org/10.1016/j.coms.2010.04.006).
 - Smeets R, Matthies L, Windisch P, Gosau M, Jung R, Brodala N, Stefanini M, Kleinheinz J, Payer M, Henningsen A, Al-Nawas B, Knipfer C. Horizontal augmentation techniques in the mandible: a systematic review. *Int J Implant Dent.* 2022; 8:23. [https://doi: 10.1186/s40729-022-00421-7](https://doi.org/10.1186/s40729-022-00421-7).
 - Springer IN, Terheyden H, Geiss S, Härle F, Hedderich J, Açil Y. Particulated bone grafts--effectiveness of bone cell supply. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15:205-212. [https://doi:10.1111/j.1600-0501.2004.00976.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.00976.x).
 - Starch-Jensen T, Ahmad M, Bruun NH, Becktor JP. Patient's perception of recovery after maxillary sinus floor augmentation with autogenous bone graft compared with composite grafts: a single-blinded randomized controlled trial. *Int J Implant Dent.* 2021; 7:99. [https://doi: 10.1186/s40729-021-00379-y](https://doi.org/10.1186/s40729-021-00379-y).
 - Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25:665-74. [https://doi: 10.1111/clr.12032](https://doi.org/10.1111/clr.12032).

- Streckbein P, Meier M, Kähling C, Wilbrand JF, Langguth T, Schaaf H, Howaldt HP, Streckbein R, Attia S. Donor-site Morbidity after Retromolar Bone Harvesting Using a Standardised Press Fit Cylinder Protocol. *Materials* (Basel). 2019; 12:3802. [https://doi: 10.3390/ma12223802](https://doi.org/10.3390/ma12223802).
- Tang Y, Yu H, Wang J, Qiu. Implant Survival and Complication Prevalence in Complete-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Study with Mean Follow-up of 5 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2023; 38:84-93. <https://doi.org/10.11607/jomi.9808>.
- Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2019; 31:163-191. [https://doi: 10.1016/j.coms.2019.01.005](https://doi.org/10.1016/j.coms.2019.01.005).
- Tortolini P, Rubio S. Diferentes alternativas de rellenos óseos. *Avances en Periodoncia*. 2012; 24: 133-138.
- Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 1995; 74:608-12. [https://doi:10.1016/s0022-3913\(05\)80313-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80313-0).
- Urban IA, Montero E, Monje A, Sanz-Sánchez I. Effectiveness of vertical ridge augmentation interventions: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2019; 21:319-339. [https://doi: 10.1111/jcpe.13061](https://doi.org/10.1111/jcpe.13061).
- Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005; 25:543-549.
- Von Arx T, Häfliger J, Chappuis V. Neurosensory disturbances following bone harvesting in the symphysis: a prospective clinical study. *Clin Oral*

- Implants Res. 2005; 16:432-439. [https://doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01138.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01138.x).
- White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999; 88:628-635. [https://doi: 10.1016/s1079-2104\(99\)70097-1](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(99)70097-1).
 - Zaffe D, D'Avenia F. A novel bone scraper for intraoral harvesting: a device for filling small bone defects. Clin Oral Implants Res. 2007; 18:525-533. [https://doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01368.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01368.x).
 - Zhang S, Li X, Qi Y, Ma X, Qiao S, Cai H, Zhao BC, Jiang HB, Lee ES. Comparison of Autogenous Tooth Materials and Other Bone Grafts. Tissue Eng Regen Med. 2021; 18:327-341. [https://doi: 10.1007/s13770-021-00333-4](https://doi.org/10.1007/s13770-021-00333-4).
 - Zhao R, Yang R, Cooper PR, Khurshid Z, Shavandi A, Ratnayake J. Bone Grafts and Substitutes in Dentistry: A Review of Current Trends and Developments. Molecules. 2021; 26:30007. [https://doi:10.3390/molecules26103007](https://doi.org/10.3390/molecules26103007).
 - Zouhary KJ. Bone graft harvesting from distant sites: concepts and techniques. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2010; 22:301-316. [https://doi: 10.1016/j.coms.2010.04.007](https://doi.org/10.1016/j.coms.2010.04.007).

VIII: ANEXOS

Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto óseo en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro utilizando un modelo de costilla bovina

INFORME DEL COMITÉ DE BIOSEGURIDAD EN EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

Lucía Periago García, Jefa de Sección de Recursos Humanos de Investigación y del Plan Propio y Secretaria del Comité de Bioseguridad en Experimentación de la Universidad de Murcia.

CERTIFICA:

Que D. Fabio Camacho Alonso presentó la memoria de trabajo el Proyecto de Investigación titulado *"Influencia de la técnica empleada para triturar un injerto en bloque sobre las propiedades físico-químicas del hueso particulado: estudio in vitro"*, al Comité de Bioseguridad en Experimentación.

Que dicho Comité analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día siete de julio de dos mil veintidós, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE, desde el punto de vista ético de la bioseguridad en la investigación.

Y para que conste y tenga los efectos que correspondan, firmo esta certificación, con el visto bueno del Presidente de la Comisión.

Vº Bº
LA PRESIDENTA DEL COMITÉ
DE BIOSEGURIDAD EN EXPERIMENTACIÓN
DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

Fdo.: María Senena Corbalán García

ID: 484/2022



