

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



TESIS DOCTORAL

**Estudio comparativo entre fosfato cálcico vs. hueso bovino en
el relleno alveolar postextracción**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Guillermo Cadenas Vacas

Directores

**José María Martínez González
María Isabel Leco Berrocal
Francisco Javier Ata-Ali Mahmud**

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL
RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

GUILLERMO CADENAS VACAS

DIRECTORES

PROF. DR. JOSÉ MARÍA MARTÍNEZ GONZÁLEZ
PROFA. DRA. MARÍA ISABEL LECO BERROCAL
PROF. DR. FRANCISCO JAVIER ATA-ALI MAHMUD

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO
CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL
RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Guillermo Cadenas Vacas

Directores

Prof. Dr. José María Martínez González

Profa. Dra. María Isabel Leco Berrocal

Prof. Dr. Francisco Javier Ata-Ali Mahmud

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESPECIALIDADES CLÍNICAS ODONTOLÓGICAS



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO
CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL
RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN**

Guillermo Cadenas Vacas

Madrid, 2021

A mis padres y hermanos

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. José María Martínez González por su gran dedicación, disponibilidad y tiempo empleado para la realización de este proyecto. Le estaré siempre agradecido por todas las oportunidades que me ha dado y la motivación que me ha transmitido para seguir adelante. Gracias por todo lo que me ha enseñado durante estos años.

A la Profa. Dra. María Isabel Leco Berrocal por su ayuda en la realización de esta investigación y sobre todo por estar pendiente de mí durante estos tres años. Gracias por todo el apoyo y cariño que me has mostrado siempre.

Al Prof. Dr. Francisco Javier Ata-Ali Mahmud por su gran ayuda en la realización de este proyecto, su disponibilidad y buenos consejos. Gracias por el tiempo empleado en este trabajo.

Al Prof. Dr. Ricardo Ortega Aranegui por compartir su gran conocimiento en el campo de la radiología que ha servido para enriquecer esta investigación.

Al Prof. Dr. Javier Sanz Alonso por toda su ayuda y buenos consejos.

A mis padres y hermanos por el cariño y apoyo que he recibido siempre de ellos.

A Claudia por darme fuerzas en los momentos difíciles.

A mis profesores y compañeros del Máster de Cirugía Bucal e Implantología de la Universidad Complutense de Madrid por todo lo que he aprendido de ellos durante estos años.

ÍNDICE

RESUMEN / ABSTRACT	1
RESUMEN	2
ABSTRACT	5
I. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN	8
I.1. ANTECEDENTES	9
I.2. JUSTIFICACIÓN	11
II. HIPÓTESIS DE TRABAJO. OBJETIVOS	13
II.1. HIPÓTESIS	14
II.2. OBJETIVOS	14
III. INTRODUCCIÓN	15
III.1. ESTRUCTURA Y COMPOSICIÓN DEL HUESO	16
III.2. PÉRDIDA DENTAL Y REGENERACIÓN ÓSEA	20
III.3. TÉCNICAS DE PRESERVACIÓN ALVEOLAR	28
III.4. ASPECTOS BIOLÓGICOS DE LOS BIOMATERIALES	38
III.5. CLASIFICACIÓN DE LOS INJERTOS ÓSEOS Y APLICACIONES CLÍNICAS	41
IV. MATERIALES Y METODOLOGÍA	65
IV.1. DISEÑO DEL ESTUDIO	66
IV.2. POBLACIÓN DE REFERENCIA Y DE ESTUDIO	67
IV.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN	67
IV.4. TAMAÑO MUESTRAL Y PROCEDIMIENTO DE MUESTREO	68
IV.5. BIOMATERIALES DE INJERTO EMPLEADOS	69
IV.6. CIRUGÍA DE PRESERVACIÓN ALVEOLAR	70
IV.7. RECOGIDA DE DATOS Y FUENTES DE INFORMACIÓN	72
IV.8. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES Y MÉTODOS	73
IV.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	78
V. RESULTADOS	81
V.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO	82
V.2. ANÁLISIS INFERENCIAL	100
VI. DISCUSIÓN	107
VII. CONCLUSIONES	129
VIII. BIBLIOGRAFÍA	131
IX. ANEXOS	158
IX.1. ANEXO 1	159
IX.2. ANEXO 2	165

RESUMEN / ABSTRACT

RESUMEN

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN

INTRODUCCIÓN

Tras la extracción dental el hueso alveolar sufre una reabsorción fisiológica irreversible en sentido vertical y horizontal. Las consecuencias clínicas de estos cambios dimensionales pueden afectar el resultado de los tratamientos destinados a restaurar la dentición perdida, ya sea limitando la disponibilidad ósea para la colocación del implante o comprometiendo el resultado estético de las restauraciones protésicas. Con la finalidad de minimizar esta pérdida, se han empleado diferentes materiales de injerto óseo en la técnica de preservación alveolar postextracción (PAP) sin existir, actualmente, suficiente evidencia científica para determinar qué biomaterial resulta superior a los demás.

OBJETIVOS

El objetivo general de este estudio es determinar la cantidad de hueso neoformado obtenido por ambos biomateriales. Por otro lado, los objetivos específicos son: determinar radiológicamente la densidad ósea mineral, la presencia de biomaterial residual, el grado de corticalización alveolar, analizar clínicamente la pérdida ósea vertical y horizontal de los alveolos y determinar histomorfométricamente la cantidad de hueso laminar, biomaterial residual y tejido conectivo obtenido por ambos materiales.

MATERIALES Y METODOLOGÍA

Estudio clínico controlado aleatorizado, longitudinal y prospectivo. Se realizó la PAP en 30 alveolos estableciendo dos grupos: un grupo test en el que tras la extracción dental el alveolo se rellenó con fosfato cálcico modificado con silicio (CAPO-Si) y un grupo control en el que se rellenó con hidroxiapatita de origen bovino (HAB). Las variables que se analizaron fueron la densidad ósea, la presencia radiográfica de biomaterial residual, el grado de corticalización de la cresta ósea, la pérdida ósea vertical y horizontal, la cantidad de hueso neoformado, de hueso laminar, de biomaterial residual y de tejido conectivo transcurridos 3 meses tras la extracción.

RESULTADOS

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en la densidad ósea, la presencia radiográfica de biomaterial residual, el grado de corticalización de la cresta ósea ni en la pérdida ósea vertical. Por otro lado, los alveolos del grupo test mostraron una menor pérdida ósea horizontal en comparación con los alveolos del grupo control ($0,92 \pm 0,20$ mm frente a $1,22 \pm 0,29$ mm) mostrando una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,004$). Los resultados histomorfométricos revelaron una mayor neoformación ósea en el grupo test que en el grupo control ($23,14 \pm 14,66\%$ frente a $11,04 \pm 6,80\%$) ($p = 0,039$) y una menor cantidad de biomaterial residual ($5,14 \pm 10,04\%$ frente a $17,41 \pm 13,38\%$) ($p = 0,043$) con diferencias estadísticamente significativas. No se encontraron diferencias en la cantidad de hueso laminar y de tejido conectivo entre los grupos.

CONCLUSIONES

Ambos materiales presentan un comportamiento similar en cuanto a sus resultados densitométricos, encontrándose restos de injerto a los tres meses tras la PAP. La corticalización a nivel crestal, en el periodo de 90 días tras la extracción dental, fue incompleta en los dos grupos. Los cambios dimensionales producidos tras la extracción dental en sentido vertical fueron similares en ambos grupos; por el contrario, los cambios horizontales fueron menores en el grupo test. Los resultados histomorfométricos mostraron una mayor formación de hueso y menor cantidad de biomaterial residual en el grupo test que en el grupo control observando que un periodo de 90 días de curación del alveolo tras la extracción dental resulta ser un tiempo insuficiente para un remplazo completo de ambos biomateriales por hueso neoformado. La cantidad de hueso laminar y tejido conectivo fue similar entre ambos grupos. Por ello, el grupo test obtuvo mejores resultados que el grupo control en la técnica de PAP, mostrándose como un biomaterial alternativo en las técnicas de regeneración ósea guiada (ROG).

Palabras clave: biomateriales; fosfato cálcico; silicio; hidroxiapatita bovina; preservación alveolar.

ABSTRACT

COMPARATIVE STUDY BETWEEN CALCIUM PHOSPHATE VS. BOVINE HYDROXYAPATITE IN ALVEOLAR RIDGE PRESERVATION

INTRODUCTION

After tooth extraction, the alveolar bone undergoes an irreversible physiological resorption in the vertical and horizontal dimensions. The clinical consequences of these changes can affect the outcome of treatments aimed at restoring lost dentition, either by limiting bone availability for implant placement or by compromising the aesthetic result of prosthetic restorations. To minimize this loss, different bone graft materials have been used in the alveolar ridge preservation technique, without currently existing sufficient scientific evidence to determine which biomaterial is superior to the others.

OBJECTIVES

The general objective of this study is to determine the amount of newly formed bone obtained by both biomaterials. On the other hand, the specific objectives are to determine radiologically the mineral bone density, the presence of residual biomaterial, the degree of alveolar corticalization, analyze the vertical and horizontal bone loss of the alveoli and to determine histomorphometrically the amount of lamellar bone, residual biomaterial and connective tissue obtained by both materials.

MATERIALS AND METHODS

Randomized, longitudinal and prospective controlled clinical study. Alveolar ridge preservation was performed in 30 alveoli establishing two groups: a test group in which after dental extraction the alveoli was filled with calcium phosphate modified with silicon and a control group in which it was filled with hydroxyapatite of bovine origin. The variables that were analyzed were bone density, radiographic presence of residual biomaterial, degree of alveolar crest corticalization, vertical and horizontal bone loss, amount of neoformed bone, lamellar bone, residual biomaterial and connective tissue 3 months after extraction.

RESULTS

No statistically significant differences were found between the groups in bone density, radiographic presence of residual biomaterial, degree of alveolar crest corticalization and vertical bone loss. On the other hand, the alveoli of the test group showed less horizontal bone loss compared to the alveoli of the control group (0.92 ± 0.20 mm vs. 1.22 ± 0.29 mm) with a statistically significant difference ($p = 0.004$). The histomorphometric results revealed greater new bone formation in the test group than in the control group ($23.14 \pm 14.66\%$ vs. $11.04 \pm 6.80\%$) ($p = 0.039$) and a lower amount of residual biomaterial ($5.14 \pm 10.04\%$ vs. $17.41 \pm 13.38\%$) ($p = 0.043$) with statistically significant differences. No differences were found in the amount of lamellar bone and connective tissue between the groups.

CONCLUSIONS

Both materials have a similar behavior in terms of densitometric results, finding graft particles three months after alveolar ridge preservation. Corticalization at the crestal level, in the period of 90 days after tooth extraction, was incomplete in both groups. The dimensional changes produced after dental extraction in the vertical dimension were similar in both groups, on the other hand, the horizontal changes were smaller in the test group. The histomorphometric results showed greater bone formation and less residual biomaterial in the test group than in the control group, noticing that a 90-day period of healing of the socket after tooth extraction turns out to be insufficient time for a complete replacement of both biomaterials by newly formed bone. The amount of lamellar bone and connective tissue was similar between both groups. Therefore, the test group obtained better results than the control group in the alveolar ridge preservation technique, showing itself as an alternative biomaterial in guided bone regeneration techniques.

Key words: biomaterials; calcium phosphate; silicon; bovine hydroxyapatite; alveolar preservation.

I. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

I.1. ANTECEDENTES

La pérdida de volumen de la cresta alveolar después de la extracción dental es un proceso irreversible que implica su reducción en sentido horizontal y vertical. En un periodo de tres a doce meses se puede esperar una pérdida ósea media de 3,87 mm horizontalmente y de 1,67 mm verticalmente (1). Esta pérdida ósea se produce fundamentalmente en los primeros tres meses tras la extracción (2,3).

Las consecuencias clínicas de estos cambios fisiológicos pueden afectar el resultado de aquellos tratamientos destinados a restaurar la dentición perdida, ya sea limitando la disponibilidad ósea para la colocación ideal del implante o comprometiendo el resultado estético de las restauraciones protésicas (4,5). Con la finalidad de prevenir esta pérdida ósea, se han empleado diferentes materiales de injerto óseo (1,6).

Pang y cols. (7), realizaron la técnica de preservación alveolar postextracción (PAP) en 30 pacientes estableciendo un grupo test en el que los alveolos se rellenaron con hidroxiapatita de origen bovino (HAB) mientras que en los alveolos del grupo control no utilizaron ningún biomaterial de relleno. Los resultados obtenidos mostraron menor pérdida ósea vertical en el grupo test frente al grupo control (1,54 mm vs. 3,26 mm) y una menor pérdida ósea horizontal (1,84 mm vs. 3,56 mm). Estos resultados mostraron una diferencia estadísticamente significativa a favor del grupo test.

En otro estudio realizado por Mayer y cols. (8), en 2016, compuesto por 36 pacientes, se compararon los cambios dimensionales del relleno de alveolos postextracción mediante el uso de un material compuesto por sulfato de calcio (SCA), beta fosfato tricálcico (β -TCP) e hidroxiapatita sintética (HA) frente a alveolos no

tratados como control. La pérdida ósea horizontal fue mayor en el grupo control en comparación con el grupo experimental, siendo de $2,28 \pm 2,36$ mm frente a $0,03 \pm 2,32$ mm. La pérdida vertical fue mínima en ambos grupos, siendo esta de $0,30 \pm 2,01$ mm en el grupo test y de $0,14 \pm 2,03$ mm en el grupo control.

Recientes revisiones sistemáticas, publicadas entre los años 2017 y 2019, han demostrado que la utilización de biomateriales de relleno en la PAP manifiestan una reducción significativa en la pérdida ósea horizontal y vertical (9–12).

Entre los materiales más estudiados, se encuentra la HAB empleándose con éxito en varios estudios. Este material ha conseguido preservar las dimensiones de la cresta ósea después de la extracción dental (13–16).

La revisión sistemática realizada por Troeltzsch y cols. (17), en 2016 muestra un cambio a lo largo del tiempo en la elección de los biomateriales en los procedimientos de regeneración ósea, existiendo una preponderancia inicial en la utilización de xenoinjertos que ha ido cambiando por un mayor uso de materiales de origen sintético.

Entre estos últimos, aquellos compuestos por fosfato cálcico son ampliamente utilizados en la literatura científica y han mostrado prometedores resultados en diferentes estudios de regeneración ósea, empleándose con éxito en técnicas como la elevación de seno, el aumento horizontal de la cresta ósea o la PAP (18–22).

Diferentes revisiones sistemáticas, publicadas entre los años 2015 y 2020, concluyen que no existe suficiente evidencia científica para determinar qué material de relleno alveolar resulta superior en la técnica de PAP (6,23,24).

I.2. JUSTIFICACIÓN

Conseguir minimizar o bloquear la reabsorción ósea, producida tras la pérdida dental, tiene un impacto directo en el compromiso de la futura colocación de los implantes dentales. Un volumen óseo adecuado conduce a una mejor oportunidad de obtener una estética óptima, reduciendo así la necesidad de injertos adicionales.

En aquellas situaciones en las que no es posible la colocación del implante de forma inmediata, la técnica de PAP permite reducir la pérdida ósea horizontal y vertical alveolar, facilitando en un futuro la colocación del implante en su posición ideal.

Actualmente, no existe una evidencia científica que demuestre qué injerto óseo presenta los mejores resultados histológicos y menor pérdida ósea en esta técnica. La mayoría de los estudios dejan todavía interrogantes sobre el tipo, la morfología, el tamaño de partículas, etc. a la hora de poder seleccionar un biomaterial idóneo para este procedimiento.

El estudio de un nuevo material, compuesto por fosfato cálcico modificado con silicio (CAPO-Si), pretende demostrar al menos una similitud en la regeneración de alveolos postextracción en comparación con uno de los materiales más estudiados hasta el momento como es la HAB. Debido a que no se encontró literatura científica en la que

se comparasen estos dos materiales, se consideró justificada la realización del presente trabajo de investigación.

II. HIPÓTESIS DE TRABAJO. OBJETIVOS

II.1. HIPÓTESIS

Hipótesis nula (H0)

La utilización de CAPO-Si no permite obtener mejores resultados en la regeneración de alveolos postextracción en comparación con la HAB.

Hipótesis alternativa (H1)

La utilización de CAPO-Si sí permite obtener mejores resultados en la regeneración de alveolos postextracción en comparación con la HAB.

II.2. OBJETIVOS

Objetivo general

- Determinar la cantidad de hueso neoformado obtenido por ambos biomateriales.

Objetivos específicos

- Determinar radiológicamente la densidad ósea mineral, la presencia de biomaterial residual y el grado de corticalización del alveolo en ambos grupos de estudio.
- Analizar clínicamente la pérdida ósea vertical y horizontal de los alveolos.
- Determinar histomorfométricamente la cantidad de hueso laminar, biomaterial residual y tejido conectivo obtenido por ambos materiales.

III. INTRODUCCIÓN

III.1. ESTRUCTURA Y COMPOSICIÓN DEL HUESO

El tejido óseo se compone aproximadamente por un 65% de matriz inorgánica, principalmente cristales de hidroxapatita cálcica que proporciona rigidez al tejido, y un 35% de matriz orgánica, entre los que se encuentra el agua, el colágeno tipo I y los proteoglicanos que proporcionan resistencia a la tracción (25).

III.1.1. MACROESTRUCTURA ÓSEA

El tejido óseo se puede clasificar en dos tipos atendiendo a una escala de 1-10 mm: **hueso trabecular** (también conocido como hueso esponjoso) y **hueso cortical** (también conocido como hueso compacto o hueso denso), rodeado por una membrana denominada **periostio**. La distinción entre estos dos tipos de tejido óseo puede basarse en gran medida a su diferente porosidad (26).

Hueso trabecular

El hueso trabecular es un material esponjoso y poroso compuesto por componentes duros y blandos. Este hueso se localiza en las epífisis y metáfisis de los huesos largos y en los cuerpos vertebrales. En la escala macroestructural, el entramado óseo trabecular duro forma una estructura rígida y dúctil que proporciona el marco para la médula ósea blanda y altamente celular que llena los espacios intertrabeculares (27).

El hueso trabecular se puede analizar desde diferentes escalas de observación:

- Nanoescala (1,5-3 μm): se aprecia el componente mineral y el colágeno.
- Microescala (1-5 μm): se aprecian fibras y laminas.

- Milímetros (1 mm): se aprecia la formación de trabéculas. Este nivel es apreciable por el ojo humano (28).

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular a diferentes escalas o niveles estructurales dependen de la arquitectura, de las propiedades intrínsecas y de sus constituyentes en ese nivel específico. A nivel trabecular, estas propiedades estarán condicionadas principalmente por las laminillas óseas y su orientación; mientras que a nivel de las laminillas, será el componente mineral, el colágeno y la estructura de las fibrillas las que determinan principalmente sus propiedades (28).

Hueso cortical

El hueso cortical tiene una porosidad del 5% al 15% (mientras que la porosidad del hueso trabecular varía del 40% al 95%). El hueso cortical se encuentra en la diáfisis de los huesos largos y en forma de capa delgada, que rodea el compartimento trabecular, en las metáfisis y epífisis (29).

Periostio

El periostio del griego “peri” (circundante) y “osteon” (hueso) es una membrana delgada de tejido conectivo localizada en la superficie externa de los huesos. El periostio está unido a la corteza ósea a través de las fibras de Sharpey y sirve como lugar de unión para los músculos, ligamentos y tendones. Esta membrana está muy vascularizada e innervada. Así, las arterias periósticas suministran sangre al hueso y a los músculos adyacentes (30).

El periostio se compone de dos capas:

- Capa fibrosa externa: rica en fibras de colágeno, fibroblastos y elastina tipo I.
- Capa interna (también denominada capa “cambium”): se encuentra en contacto directo con la corteza ósea. La capa “cambium” es rica en osteoblastos, fibroblastos, células osteoprogenitoras y células madre esqueléticas (31).

III.1.2. MICROESTRUCTURA ÓSEA

Atendiendo a la microestructura, el hueso se puede dividir en tres componentes principales: las células, la matriz extracelular orgánica y la porción inorgánica. Estos componentes se encuentran íntimamente relacionados entre sí permitiendo una rápida respuesta a los requisitos mecánicos y homeostáticos.

A este nivel se pueden distinguir tres estirpes celulares:

Osteoblastos

Los osteoblastos son células mononucleares especializadas. Derivan de células madre mesenquimales y pueden diferenciarse, mediante la activación de diferentes vías de señalización, en diferentes linajes de células mesenquimales (como osteoblastos, condrocitos, fibroblastos mioblastos y adipocitos). Los osteoblastos participan en la regulación del metabolismo óseo sintetizando la matriz ósea que se va mineralizando progresivamente. De hecho, los osteoblastos son responsables del depósito de cristales de fosfato cálcico, como la hidroxapatita, y producen componentes de la matriz ósea, como

el colágeno tipo I. Además, los osteoblastos se encargan de la regulación de los osteoclastos (32).

Osteocitos

Los osteocitos son las células más abundantes del hueso. Derivan de osteoblastos maduros que, durante el proceso de formación ósea, asumen una morfología más diferenciada y quedan atrapados en la matriz que sintetizan. Estas células son metabólicamente menos activas que los osteoblastos (33).

La comunicación entre los osteocitos adyacentes y las células vecinas está mediada por uniones gap. Los osteocitos son capaces de enviar señales a células u órganos distantes a través de factores secretados que son liberados en el espacio de la médula ósea o directamente en la circulación. Su ubicación, profundamente en el hueso mineralizado, y su organización estructural en una red celular los hace ideales para detectar estímulos mecánicos y transducir estas señales en respuestas bioquímicas que afectan a las células circundantes (34).

Osteoclastos

El osteoclasto es el tipo de célula responsable de la mayor parte de la reabsorción ósea. Los osteoclastos son células grandes y multinucleadas localizadas en o cerca de las superficies óseas. Residen dentro de concavidades, llamadas lagunas de Howship, que son los sitios activos de reabsorción ósea (35).

Los osteoclastos se originan en los monocitos sanguíneos que circulan por el sistema vascular antes de llegar al hueso. El tamaño y el número de núcleos de los

osteoclastos varían, pero cada núcleo suele estar asociado con un aparato de Golgi perinuclear. Los osteoclastos contienen poco retículo endoplasmático y pocas ribosomas, pero tienen abundantes mitocondrias, aparato de Golgi y vesículas. Los osteoclastos producen fosfatasa ácida y colagenasa para disolver primero el mineral y luego eliminar la matriz orgánica.

El área de contacto entre los osteoclastos y el hueso consta de dos regiones:

- Borde ondulado: se compone de pliegues membranosos en forma de dedos que se extienden a distancias variables hacia el citoplasma y son responsables de la reabsorción ósea.
- Zona de sellado: se caracteriza por una membrana citoplasmática densa y homogénea que aísla el borde ondulado evitando fugas y concentrando las enzimas lisosomales y los iones de hidrógeno producidos por el osteoclasto en el sitio de reabsorción ósea (36).

III.2. PÉRDIDA DENTAL Y REGENERACIÓN ÓSEA

El periodonto se compone de la encía, el cemento radicular, el ligamento periodontal y el hueso alveolar. Este hueso alveolar lo conforma el hueso fasciculado o “bundle bone” y la apófisis alveolar. La pérdida dental produce una alteración en esta estructura que conlleva una disminución de su volumen óseo (37).

Esta pérdida ósea de la cresta alveolar se puede desencadenar por diferentes circunstancias como un traumatismo, un proceso infeccioso o como consecuencia de la enfermedad periodontal. La causa más frecuente de deficiencia ósea en la cresta alveolar

se produce por la ausencia de la función mecánica provocada por la extracción o pérdida de un diente (38).

III.2.1. FASES DE CICATRIZACIÓN TRAS LA PÉRDIDA DENTAL

Tras la pérdida dental se produce un proceso de cicatrización ósea que comienza en las paredes laterales y en la zona apical del alveolo (39,40).

Este proceso de curación intraalveolar requiere la formación secuencial del coágulo de sangre, el tejido de granulación, la matriz provisional, el tejido mineralizado y la médula ósea. Con respecto al proceso de curación extraalveolar, se va a producir una remodelación de las corticales vestibular y palatino/lingual del sitio de extracción, el hueso alveolar se reabsorbe debido a la falta de soporte nutritivo del ligamento periodontal. En consecuencia, se observa una pérdida de hueso a nivel vertical y horizontal del alveolo (41).

Cardaropoli y cols. (42), establecieron diferentes fases de cicatrización durante la curación de los alveolos después de una extracción dental (Tabla III.1).

TIEMPO TRANSCURRIDO TRAS LA EXTRACCIÓN	PROCESO
0-3 días	Se rellena el alveolo con un coágulo sanguíneo formado por células inflamatorias.
3 días	Se produce una organización del coágulo que es secuencialmente sustituido por tejido de granulación altamente vascularizado. En la zona central se produce la lisis de los eritrocitos.
7 días	La matriz provisional reemplaza el ligamento periodontal.
14 días	Se puede apreciar tejido óseo neoformado que se extiende desde el hueso alveolar circundante al centro del alveolo.
30 días	El alveolo se rellena por completo por hueso neoformado. Se aprecian osteonas en contacto con el hueso maduro del alveolo.
60-90 días	Se produce la corticalización del alveolo mediante un puente óseo superficial que lo sella.
120-180 días	Las fibras de colágeno de la mucosa de revestimiento se insertan en la nueva cortical.
> 180 días	Se produce una maduración del tejido óseo neoformado.

Tabla III.1. Fases de cicatrización del alveolo tras la extracción dental.

La pérdida del ligamento periodontal y, con ello, del hueso fasciculado juegan un papel importante en el proceso de reabsorción alveolar. Este hueso fasciculado se sitúa recubriendo la parte interna del alveolo, y es una estructura dependiente del diente. En la

parte más superficial de la cortical vestibular, donde esta es más fina, la pérdida de este hueso fasciculado no solo conducirá a un adelgazamiento sino a una pérdida ósea completa (43,44).

Transcurrido un periodo aproximado de tres meses, la zona crestal del hueso alveolar del diente perdido habrá formado un puente óseo que sellará el alveolo. Además, en este periodo ya se ha alcanzado una densidad ósea suficiente para poder proceder a la rehabilitación del diente perdido con un implante (45,46).

III.2.2. PROCESO DE REABSORCIÓN DEL HUESO ALVEOLAR

El grosor y la densidad del hueso alveolar varía según el sexo, la edad, la arcada maxilar o mandibular y la región anterior o posterior. Especialmente, la región posterior tiene un grosor de hueso cortical mayor y una densidad de hueso esponjoso menor desde la cresta hasta la base ósea, en comparación con la región anterior. En la región posterior del maxilar, la neumatización del seno maxilar y la remodelación de la cresta alveolar ocurren simultáneamente después de la extracción dental (47).

Dado que el proceso alveolar es una estructura dependiente de la presencia dental, su pérdida conlleva el desencadenamiento de cambios estructurales significativos que se manifiestan en una reducción vertical y horizontal (5,48). Numerosos estudios han demostrado que la mayor parte de la reabsorción ósea, que se produce tras la pérdida dental, ocurre durante los primeros tres meses de cicatrización, pudiendo observarse cambios dimensionales hasta un año después (48,49).

Según Seibert (50), los defectos de la cresta alveolar se pueden clasificar en tres categorías:

- Clase 1: cuando la deficiencia ósea predomina en la dimensión horizontal.
- Clase 2: cuando la deficiencia ósea predomina en la dimensión vertical.
- Clase 3: cuando la deficiencia ósea afecta a las dimensiones vertical y horizontal.

Teniendo en cuenta esta clasificación, se ha observado que el componente óseo horizontal es el más afectado tras la pérdida dental, afectando mayoritariamente a la cortical vestibular. Por otro lado, la reducción crestal en altura es más leve, predominando también en la cortical vestibular (5). Los cambios dimensionales de la cresta alveolar tras la extracción en los alveolos de molares son mayores en todas sus dimensiones, exceptuando en el punto medio de la cortical vestibular que es mayor en las demás localizaciones dentales (51).

En el estudio de López-Jarana y cols. (52), se describió anatómicamente la morfología ósea alveolar en las áreas de los dientes maxilares y mandibulares mediante tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). Un total de 403 dientes fueron analizados mostrando que el grosor de la cortical vestibular en el 80% de los casos fue menor de 2 mm. En el maxilar, las áreas de menor grosor se encontraron en los incisivos laterales, caninos y en los primeros premolares mientras que en la mandíbula se localizaron en los incisivos centrales, incisivos laterales y caninos.

La preservación de la cortical vestibular es un factor determinante en el grado de reabsorción alveolar. Como concluye el metaanálisis de Couso-Queiruga y cols. (51) de 2021, a mayor grosor de la cortical vestibular menor cantidad de reabsorción alveolar se

producirá. Un grosor mayor de 1 mm de esta cortical asegura un mejor pronóstico en la preservación dimensional del alveolo (11). El mantenimiento de esta cortical es primordial para poder luego proceder a la colocación exitosa del implante evitando una posterior reducción que comprometa el proceso de osteointegración (53).

III.2.3. PRINCIPIOS BIOLÓGICOS DE LA REGENERACIÓN ÓSEA

La regeneración ósea guiada (ROG) se ha definido como el uso de membranas de barrera, ya sean reabsorbibles o no reabsorbibles, para generar un entorno que excluya ciertos tipos de células (como las células del epitelio y del tejido conectivo que proliferan rápidamente) promoviendo así el crecimiento de células óseas que presentan una formación más lenta capaces de formar hueso (54). La ROG se logra cuando se permite que las células osteoprogenitoras repoblen exclusivamente el sitio del defecto óseo evitando la entrada de tejidos no osteogénicos (55,56).

El éxito y la previsibilidad de la ROG ha ampliado enormemente la posibilidad de las rehabilitaciones implantológicas. Actualmente, los implantes dentales pueden colocarse en áreas con un volumen óseo deficiente obteniendo unas tasas de éxito elevadas (57).

La revisión sistemática realizada por Hämmerle y cols. (57), muestra que la tasa de supervivencia de los implantes colocados en sitios en los que se ha realizado ROG varía entre el 79-100%, indicando la mayoría de los estudios una tasa de supervivencia superior al 90% después de un año. Además, se observó que estos resultados son similares a los encontrados en aquellos implantes colocados en hueso nativo sin regenerar.

Sin embargo, para asegurar la previsibilidad de esta técnica, los procedimientos quirúrgicos deben basarse en cuatro principios biológicos: cierre primario de la herida, angiogénesis, creación y mantenimiento del espacio y estabilidad del coágulo sanguíneo inicial. Estos principios fueron recogidos por Wang y cols. (58), denominándolos principios “PASS”. Este término proviene de las iniciales de cada principio.

“Primary clousure” o cierre primario de la herida

El cierre primario de la herida es un principio quirúrgico fundamental para la ROG porque crea y asegura un entorno protegido que no se ve alterado por agresiones mecánicas o bacterianas externas. Este principio es importante para prevenir complicaciones infecciosas que puedan interferir con la maduración del hueso neoformado y resultar en una disminución de la regeneración ósea (58,59).

Se debe realizar un cierre completo de los bordes de la herida, con el requerimiento de que el colgajo quede sin tensiones. Esto es primordial para prevenir posibles dehiscencias de la sutura o de la zona operada que puedan provocar una exposición y una contaminación con el medio oral de los biomateriales empleados dando lugar a un fracaso en la técnica de ROG (60).

“Angiogenesis” o formación de nuevos vasos

Para que se produzca la regeneración ósea es necesario un adecuado suministro sanguíneo seguido de una neoformación vascular (angiogénesis). Las células osteogénicas necesarias para la cicatrización ósea derivan de tres fuentes principales: el periostio, el endostio y las células mesenquimales pluripotenciales indiferenciadas (58).

La médula ósea es una fuente rica de estas células indiferenciadas que pueden transformarse en osteoblastos y osteoclastos. Por ello, se ha propuesto la decorticalización o perforación de la zona receptora para aumentar la aportación sanguínea en la ROG. Además, estas perforaciones servirán como zona de retención o anclaje para el injerto particulado ayudando a su inmovilización (61).

A pesar de ello, la revisión sistemática realizada por Wessing y cols. (62), realizada en 2018 sobre ROG concluye que no hay suficiente evidencia científica que demuestre mejores resultados en la técnica tras la decorticalización ósea.

“Space creation and maintenance” o creación y mantenimiento del espacio

Es necesario la formación de un espacio que asegure la proliferación de las células formadoras de hueso y, al mismo tiempo, excluya las células del tejido conectivo y epitelial no deseadas permitiendo que las células osteoblásticas migren lentamente hacia la herida para la neoformación ósea (58).

El uso de membranas para la ROG es un componente esencial del tratamiento en la generación de este espacio. Se han utilizado diferentes materiales y modificaciones de los mismos en la fabricación de membranas (colágeno, titanio, politetrafluoroetileno, etc.). Las características deseables de una membrana utilizada para la ROG incluyen: biocompatibilidad, propiedades de barrera celular, integración con los tejidos del huésped, manejabilidad clínica, capacidad de creación de espacio y unas propiedades mecánicas y físicas adecuadas (63).

“Stability of blood clot” o estabilidad del coágulo inicial

Tras la formación del coágulo sanguíneo, es necesario su estabilidad inicial para que se produzca una secuencia predecible de curación de la herida (58).

De hecho, cuando se utilizan membranas reabsorbibles e injertos en forma de partículas, el desafío principal es la correcta colocación y estabilidad del injerto y de la membrana en el sitio deseado, ya que las partículas del injerto pueden moverse y la membrana se puede colapsar debajo del colgajo desestabilizando el coágulo sanguíneo. Un factor clave para el éxito de la ROG es asegurar y estabilizar la herida, incluida la membrana y el injerto utilizado. Aunque no hay evidencia científica en la que se comparen los procedimientos de aumento óseo con o sin pins/tornillos para la fijación y estabilización de la membrana, se ha recomendado su uso (62,64).

III.3. TÉCNICAS DE PRESERVACIÓN ALVEOLAR

La PAP es un procedimiento quirúrgico realizado con el fin de detener o minimizar la reabsorción de la cresta ósea, tanto en altura como en anchura, después de la extracción del diente (65–67).

La PAP se describió por primera vez como “mantenimiento óseo” en 1982, y es sinónimo de preservación del alveolo, preservación de la cresta ósea, relleno alveolar y aumento óseo alveolar (68).

Existen diferentes técnicas de preservación, cuyo fin es facilitar la futura colocación del implante después de la extracción. Estas técnicas se emplean en aquellos

casos en los que no se puede colocar el implante de forma inmediata, retrasándose su colocación a un periodo de tres a seis meses. Por ello, la PAP presenta tiempos de tratamiento más largos en comparación con la colocación de implantes de forma inmediata y temprana (hasta cuatro meses). Las ventajas potenciales de las técnicas de PAP incluyen el mantenimiento de los tejidos duros y blandos y la estabilización del volumen de la cresta ósea. Esto conlleva una mejora en los resultados funcionales y estéticos del tratamiento. Por ello, estas técnicas permiten reducir la necesidad de procedimientos posteriores que conlleven la obtención de un mayor volumen de tejido duro y blando para la colocación ideal del implante o para la preservación de la cresta alveolar en zonas en las que se va a situar un pónico protésico (3).

Un reciente estudio de Cha y cols. (69) de 2019, reveló que la realización de PAP redujo la probabilidad de emplear técnicas de elevación de seno 6 meses después de la extracción del diente en comparación con aquellos casos de extracción dental en los que no se realizaba la técnica de PAP.

Se ha observado que la PAP en la región posterior es menos efectiva que en la región anterior. Esto es debido al diferente grosor de las corticales óseas, existiendo un mayor volumen en las regiones posteriores tanto del maxilar como de la mandíbula. Aun así, en la región posterior del maxilar en donde se produce simultáneamente, tras la extracción dental, el proceso de neumatización del seno maxilar y de remodelación de la cresta ósea alveolar, la realización de técnicas de PAP minimiza la pérdida ósea en altura y con ello la necesidad de una futura elevación de seno para la colocación de implantes (47).

Entre las técnicas PAP propuestas en la bibliografía encontramos las siguientes: técnica de preservación alveolar con injertos óseos, técnica del cono de helado, técnica de sobrecontorneado, técnica de la malla de titanio, técnica de preservación mediante dispositivos prefabricados y técnica de extracción dental parcial.

III.3.1. TÉCNICA DE PRESERVACIÓN ALVEOLAR CON INJERTOS ÓSEOS

Esta técnica consiste en la colocación de un biomaterial óseo en el alveolo tras la extracción dental. El uso de biomateriales de injerto óseo ha demostrado en diferentes estudios proporcionar una estabilidad dimensional a la cresta alveolar, reduciendo su reabsorción en altura y anchura facilitando así la posterior colocación del implante. Además, para evitar el crecimiento de tejido blando en el sitio a regenerar se puede combinar esta técnica con el uso de membranas, injertos de tejido blando o esponjas de gelatina que sellen el alveolo a nivel coronal (4,70–73). Entre los diferentes biomateriales de relleno alveolar ninguno se ha mostrado superior a otro en esta técnica (11,74).

Esta técnica puede ser realizada mediante la elevación de un colgajo o sin colgajo. Así, el metaanálisis realizado por Atieh y cols. (75) en 2021, evaluó la realización de esta técnica de PAP mediante la elevación de un colgajo frente a no realizar este colgajo. Los resultados obtenidos demostraron que los cambios dimensionales óseos fueron similares en ambos grupos. Por otro lado, el dolor posoperatorio y los cambios en los tejidos blandos fueron más favorables después de la PAP con un abordaje sin colgajo.

El éxito de esta técnica se puede ver en diferentes estudios. Así, un ensayo clínico realizado por Ávila-Ortiz y cols. (76) en 2020, compuesto por un total de 53 sujetos

divididos en dos grupos: un grupo test en el que tras la extracción dental se realizó la técnica de PAP con hueso aloinjerto particulado junto con membrana y un grupo control en el que no se realizó ningún tratamiento. Las variables de pérdida ósea analizadas revelaron que el empleo de PAP reducía la pérdida ósea vertical y horizontal del alveolo en comparación con el grupo control. Asimismo, la reabsorción ósea volumétrica fue significativamente menor en el grupo test que en el grupo control ($-8,36\% \pm 3,81\%$ vs. $-15,83\% \pm 4,48\%$ respectivamente) concluyendo que el grosor óseo inicial de la cortical vestibular fue un fuerte predictor en la reabsorción alveolar tras la extracción dental en ambos grupos.

Además, en este estudio no se observaron diferencias estadísticamente significativas en términos de cambios en el contorno de los tejidos blandos entre los grupos. En el grupo control se necesitó la realización de técnicas de aumento óseo para la colocación de los implantes en su posición protésica ideal en un 48,1% de los casos, mientras que en el grupo test solo un 11,5% de los casos. Esta diferencia resultó estadísticamente significativa.

Otro estudio, realizado por Serrano y cols. (73) en 2017, comparó el uso de HAB frente a aloinjerto en la técnica de PAP. Los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la pérdida ósea vertical, horizontal y análisis histomorfométrico entre los diferentes compuestos. Ambos grupos mostraron una reabsorción en las dimensiones óseas. En los sitios mesial, central y distal, los cambios verticales fueron 0,6, 0,5 y 0,1 mm respectivamente para el aloinjerto y 1,1, 0,4 y 0,9 mm respectivamente para el xenoinjerto. Los cambios horizontales fueron 1,4 mm para el aloinjerto y 2,6 mm para el xenoinjerto. La cantidad de hueso nuevo y de material de

injerto residual fueron $25,5 \pm 10,1\%$ y $33,8 \pm 9,4\%$ respectivamente en el aloinjerto y $35,3 \pm 16,8\%$ y $22,2 \pm 13,4\%$ respectivamente en los sitios rellenados con xenoinjerto.

III.3.2. TÉCNICA DEL CONO DE HELADO

Esta técnica se basa en la teoría de que la interposición de una membrana en el aspecto externo de la cortical vestibular podría actuar de forma negativa como una barrera que compromete o limita el suministro sanguíneo del periostio aumentando la reabsorción ósea. Por lo tanto, la técnica propone la colocación de esta membrana dentro del alveolo.

Para su realización, en primer lugar se coloca una membrana reabsorbible contorneada en forma de “V” o en forma de “cono” en el interior del alveolo y posteriormente se rellena con injerto óseo. El vértice de esta membrana contorneada se orienta hacia la zona apical y se suturará la parte superior al tejido palatino. No es necesario suturar la membrana en el aspecto vestibular ya que esta se mantiene en su lugar debido a la presión del injerto (Figura III.1) (77).

Además, esta técnica se muestra como un tratamiento predecible para tratar casos de preservación alveolar que presenten una dehiscencia en la cortical vestibular consiguiendo no solo reconstruirla sino también reducir la reabsorción posterior del alveolo (65,78).

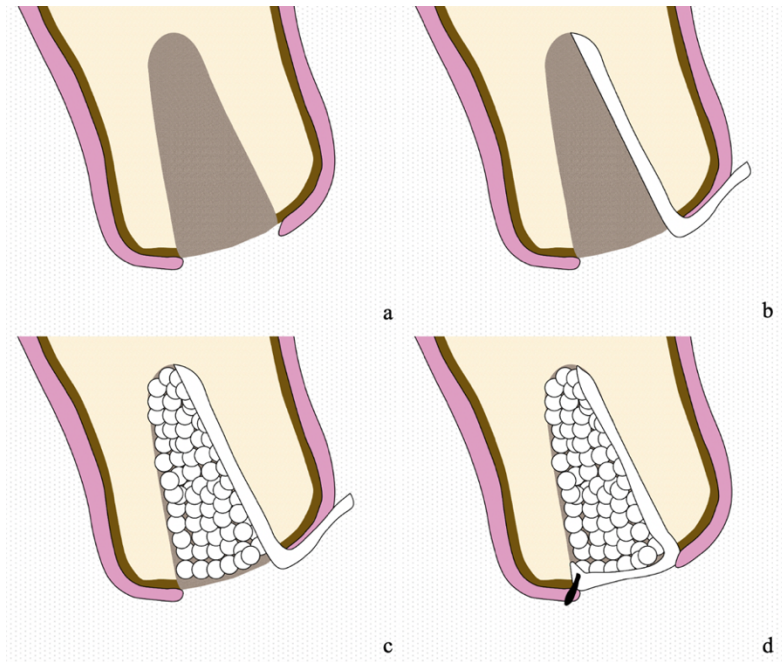


Figura III.1. Técnica del cono de helado. (a) Alveolo dental tras la extracción; (b) Colocación de la membrana; (c) Relleno del alveolo con el biomaterial; (d) Sutura de la membrana en la mucosa palatina.

El éxito de esta técnica se puede ver en el estudio de Tan-Chu y cols. (78) quienes la realizaron en 11 alveolos tras la extracción dental. La reducción horizontal fue mínima, siendo de 1,32 mm, lo que permitió en todos los casos la colocación del implante de forma exitosa, obteniendo una adecuada estabilidad primaria. Los autores concluyen que esta técnica no solo permite la regeneración de hueso en el alveolo sino que también ayuda a regenerar la cortical vestibular, minimizando la manipulación del colgajo vestibular y favoreciendo de este modo la curación del alveolo.

III.3.3. TÉCNICA DE SOBRECORTONEADO O TÉCNICA DEL BOLSILLO PERIÓSTICO

Esta técnica consiste en la creación de un nuevo espacio, generado por el despegamiento del periostio de la cortical vestibular, que es rellenado con un biomaterial

óseo para preservar así las dimensiones del alveolo. De este modo, esta técnica se adelanta a la reabsorción que va a sufrir el alveolo en sentido horizontal sobrecontorneando la cresta ósea mediante el empleo de un biomaterial.

Brugnami y cols. (79) realizaron un estudio sobre 20 alveolos estableciendo un grupo test en el que se realizó la técnica del bolsillo perióstico empleando HAB y un grupo control en el que no se realizó ninguna técnica tras la extracción dental. Los autores encontraron diferencias estadísticamente significativas en el mantenimiento del componente horizontal, en sentido vestíbulo-lingual, a favor del grupo test demostrando que esta técnica es efectiva en el mantenimiento horizontal de la cresta ósea.

III.3.4. TÉCNICA DE LA MALLA DE TITANIO

Esta técnica consiste en la fijación, tras la extracción dental, de una malla de titanio con microtornillos en la cortical vestibular. Esta malla rígida de titanio consigue preservar el ancho de la cresta ósea disminuyendo el colapso del alveolo tras la extracción dental. Esto se debe a la presión ejercida por la malla a nivel vestibular.

Así, Jiang y cols. (80) en 2017, trataron a 44 pacientes estableciendo un grupo test en el que se colocó una malla de titanio en la cortical vestibular fijada con microtornillos frente a un grupo control en el que no se utilizó ninguna técnica tras la extracción dental. Transcurridos 4 meses de la extracción se realizó a todos los pacientes una prueba de CBCT para evaluar la pérdida ósea. Esta prueba reveló un mantenimiento del $87,61 \pm 5,88\%$ del ancho de la cresta en el grupo test frente a un mantenimiento del $55,09 \pm$

14,46% en el grupo de control. Las diferencias entre los grupos fueron estadísticamente significativas.

III.3.5. TÉCNICA DE PRESERVACIÓN MEDIANTE DISPOSITIVOS PREFABRICADOS

En la literatura publicada, existen diferentes dispositivos prefabricados de materiales no reabsorbibles, como el polipropileno, que al ser introducidos en el alveolo tras la extracción dental simulan la presencia de un diente evitando así el colapso del reborde alveolar (81).

Abdelhamid y cols. (82) en 2016, realizaron un estudio empleando diferentes dispositivos prefabricados tras la extracción dental. En un primer grupo, emplearon un tapón superficial al alveolo fabricado de polipropileno; en un segundo grupo, emplearon la combinación de este tapón junto con el relleno del alveolo con injerto de HAB y finalmente, en un tercer grupo, combinaron el tapón, una estructura de polipropileno dentro del alveolo y el relleno con HAB. Este último grupo mostró diferencias estadísticamente significativas en cuanto a una menor pérdida ósea en alveolos que presentaban una dehiscencia vestibular mientras que el grupo que empleó el tapón combinado con injerto de HAB mostró mejores resultados cuando no existía dehiscencia en el alveolo.

III.3.6. TÉCNICA DE EXTRACCIÓN DENTAL PARCIAL O “SOCKET SHIELD”

Los protocolos de extracción dental parcial o “Socket Shield” consisten en la preservación de la parte vestibular radicular del diente dentro del alveolo en el momento de la extracción dental. Para ello, es necesario la sección del diente con una fresa de turbina manteniendo este fragmento radicular vestibular y retirando el diente restante. Este fragmento actúa a modo de escudo frenando la reabsorción ósea (Figura III.2).

En cuanto al grosor del fragmento radicular, el artículo de Staehler y cols. (83) de 2020, recomienda una anchura aproximada de 1-2 mm, manteniendo una forma cóncava en la que en los extremos se adelgazará a un grosor de 0,5 mm. Corono-apicalmente el fragmento estará sumergido 0,5 mm con respecto a la parte más superficial de la cortical vestibular.

El empleo de esta técnica ha demostrado en diferentes estudios conseguir reducir la reabsorción ósea. La colocación del implante se puede realizar de forma inmediata a la extracción o de forma diferida rellenando el espacio restante o “gap” con injerto óseo (43,84).

Otros estudios, como el realizado por Mattiola y cols. (85) en 2018, utilizan esta técnica confeccionando de forma sintética este fragmento o escudo vestibular. Para su fabricación emplean el ácido poliláctico. El material demuestra poder mantener la cortical vestibular y estabilizar los tejidos blandos durante la formación de la matriz y la

mineralización del hueso del alveolo. Además, al emplear este escudo, no es necesario el uso de materiales de relleno adicionales ni de sutura.

Abd-Elrahman y cols. (86) en 2020, realizaron un estudio sobre 40 alveolos estableciendo un grupo test en el que se empleó la técnica de “Socket Shield” frente a un grupo control en el que no se utilizó. Transcurridos 6 meses, los resultados revelaron una menor pérdida ósea horizontal en el grupo test frente al grupo control (0,12 mm vs. 0,28 mm respectivamente) y una menor pérdida vertical (0,34 mm vs. 0,77 mm respectivamente) siendo estas diferencias estadísticamente significativas.

La supervivencia de los implantes colocados en alveolos en los que se ha realizado la técnica de “Socket Shield” es similar a aquellos alveolos en los que no se ha realizado. Esto se puede observar en el estudio de Bramanti y cols. (87) de 2018, con un tamaño muestral de 40 pacientes y con un resultado del 100% de éxito en un periodo de seguimiento de 3 años. Por otro lado, los alveolos en los que se realiza esta técnica muestran mejores resultados en el mantenimiento de los tejidos óseos marginales así como en la mejora de la estética de los tejidos blandos.

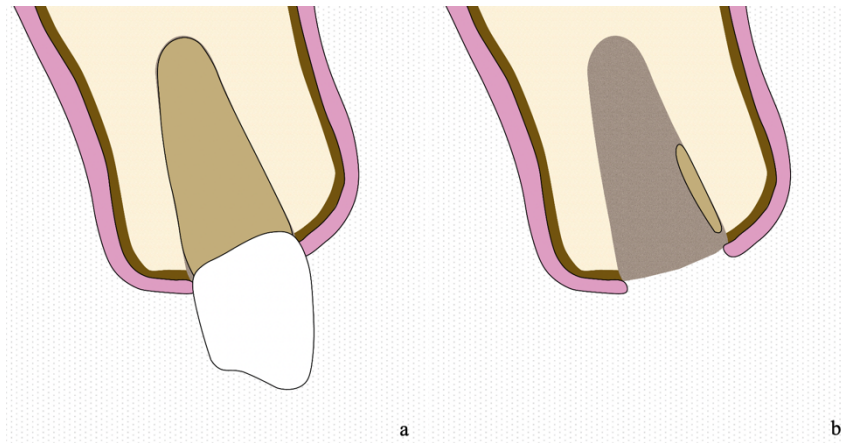


Figura III.2. Técnica de extracción dental parcial. (a) Diente antes de la extracción; (b) Diente tras la extracción preservando un fragmento vestibular del mismo.

Entre todos los diferentes enfoques propuestos en la literatura para la preservación del alveolo todavía no existe evidencia científica para determinar cuál resulta superior, produciéndose reabsorción ósea en todos ellos. Actualmente, no existe una técnica que detenga por completo la reabsorción ósea que se produce tras la extracción dental (11).

III.4. ASPECTOS BIOLÓGICOS DE LOS BIOMATERIALES

III.4.1. PRINCIPIOS DE FORMACIÓN ÓSEA DE LOS BIOMATERIALES

Osteoconducción

La capacidad de proporcionar un entorno capaz de albergar las células madre mesenquimales autóctonas, osteoblastos y osteoclastos es esencial para la neoformación ósea. La osteoconducción es el proceso por el cual un injerto óseo actúa a modo de andamio alojando las células necesarias para la formación ósea (88).

Osteoinducción

El concepto de osteoinducción fue descrito por primera vez por Urist en el descubrimiento de las proteínas morfogenéticas óseas (BMP) (89). La osteoinducción se define como el mecanismo de diferenciación celular hacia el hueso de un tejido debido al efecto fisicoquímico o al contacto con otro tejido (90).

Osteogénesis

Para que un injerto óseo posea la propiedad de osteogénesis debe contener células madre mesenquimales, osteoblastos y osteocitos. Los injertos de hueso osteogénicos tienen todos los elementos celulares, factores de crecimiento y capacidad de andamiaje necesaria para la formación de nuevo hueso. El injerto óseo osteogénico más utilizado es el hueso autógeno (91).

En la Tabla III.2 se comparan las propiedades biológicas de cada biomaterial (92).

MATERIAL	OSTEO-GÉNESIS	OSTEO-INDUCCIÓN	OSTEO-CONDUCCIÓN
Autólogo	Sí	Sí	Sí
Alógeno	No	Sí	Sí
Xenógeno	No	No	Sí
Sintético	No	No	Sí

Tabla III.2. Propiedades biológicas de los biomateriales.

III.4.2. PROPIEDADES IDEALES DE UN INJERTO ÓSEO

Los cirujanos orales deben estar familiarizados con los factores clínicos, biomateriales y biología involucrada en las técnicas de ROG. Además, han de ser capaces de seleccionar tanto la técnica quirúrgica a emplear para el caso en concreto así como el tipo de injerto óseo a utilizar. No existe una opción de biomaterial ideal o una técnica quirúrgica que proporcione consistentemente resultados clínicos perfectos con respecto a la ROG (93). En la Tabla III.3 se enumeran las propiedades ideales que un injerto óseo debería de cumplir (90,93–95).

PROPIEDADES IDEALES DE UN INJERTO ÓSEO
Osteogénico
Osteoinductor
Osteoconductor
Ausencia de toxicidad
Antigénico
Resistente a las infecciones
Soporte estructural
No produzca reabsorción de raíces ni anquilosis
Fácilmente adaptable
Fácil de obtener y disponibilidad suficiente
Necesidad de un procedimiento quirúrgico mínimo
Radiodensidad

Tabla III.3. Propiedades ideales que un injerto óseo.

III.5. CLASIFICACIÓN DE LOS INJERTOS ÓSEOS Y APLICACIONES CLÍNICAS

Los injertos óseos se pueden clasificar según su origen en naturales o sintéticos (Figura III.3).

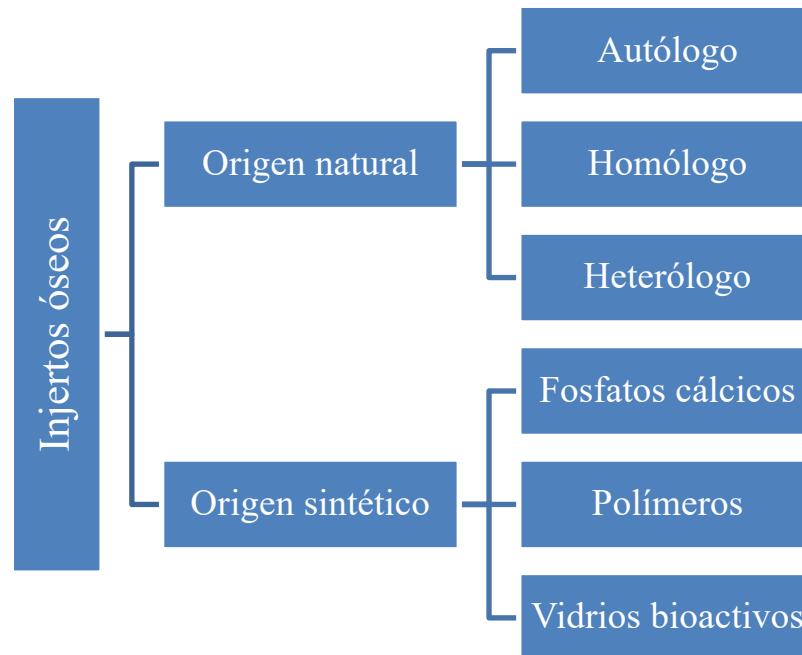


Figura III.3. Clasificación de los injertos óseos según su origen.

III.5.1. ORIGEN NATURAL

III.5.1.1. Material o injerto autólogo (autógeno o autoplastia)

El injerto óseo autólogo es aquel hueso obtenido del mismo individuo que recibe el injerto. Este se puede extraer de diferentes zonas donantes (como la cresta ilíaca, la sínfisis, la rama mandibular...). La zona donante elegida es determinada en base al volumen de material de injerto requerido. Este tipo de hueso es conocido como el “Gold

Standard” ya que es el único que posee las propiedades conjuntas de osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción (96,97).

El hueso autógeno presenta un proceso de curación en tres fases que se superponen y no son entidades separadas:

- Primera fase: es la osteogénesis en la que se forma el osteoide como porción orgánica sin mineralizar de la matriz ósea. Este se forma con anterioridad a la maduración del tejido óseo.
- Segunda fase: es la osteoinducción y comienza dos semanas después de la colocación del injerto. Los vasos sanguíneos del hueso del huésped invaden el injerto y las células óseas nativas llegan a través de estos vasos. La formación y reabsorción ósea estará mediada por las BMP.
- Tercera fase: ocurre cuando los minerales del injerto actúan como andamiaje para el hueso nativo ayudando de este modo a la formación ósea. La tercera fase es sinónimo de osteoconducción (98).

El estudio de Khoury y Hanser (99) de 2019, muestra el éxito del uso de los injertos en bloque de hueso autógeno para la regeneración de grandes defectos óseos. En este estudio se operaron a 21 pacientes injertándoles hueso procedente de la rama mandibular que fue fijado en la zona con déficit óseo. A los 3 meses, la ganancia vertical media fue de $7,6 \pm 3,4$ mm mientras que la ganancia de anchura media fue de $8,3 \pm 1,8$ mm, permitiendo la rehabilitación implantológica en todos los casos del estudio. La cantidad de reabsorción ósea vertical mostró valores reducidos siendo estos de $0,21 \pm 0,18$ mm después de 1 año, $0,26 \pm 0,21$ mm después de 3 años, $0,32 \pm 0,19$ mm después de 5 años y $0,63 \pm 0,32$ mm después de 10 años.

El hueso autólogo es ampliamente utilizado en las técnicas de ROG en forma de bloque y también en forma de partículas que son obtenidas generalmente mediante un rascador de hueso. Estas partículas de hueso se pueden combinar con otros sustitutos óseos para obtener mejores resultados en las técnicas de regeneración (100).

Las desventajas de los autoinjertos incluyen la necesidad de un segundo sitio quirúrgico y la morbilidad relacionada con su obtención. El hueso autógeno también puede requerir un período de tiempo más prolongado para la reabsorción que algunos injertos de origen sintético, siendo esta tasa de reabsorción muy variable dependiendo de la zona donante de hueso. Esto también podría ser una desventaja en el caso que se desee una reabsorción completa del injerto en un período de tiempo corto (98,101). Por ello, este material no es utilizado con frecuencia en las técnicas de PAP (5).

Recientemente, la dentina ha sido propuesta como material autólogo empleándose como injerto en las técnicas de regeneración ósea. La dentina presenta propiedades ideales de homogeneidad, rugosidad y densidad así como una proporción de calcio-fosfato similar al hueso humano (102).

La dentina se compone de diferentes variedades de fosfato cálcico que la aportan propiedades osteoconductoras. Estas variedades son cuatro: fosfato tricálcico, fosfato octacálcico, fosfato cálcico amorfo e hidroxiapatita. Además, la dentina autóloga es fácilmente degradable por la actividad osteoclástica debido a que se encuentra en forma de fosfato cálcico con un bajo contenido de cristales (102).

Este fosfato cálcico se compone de un 90% de contenido orgánico, encontrando colágeno tipo I con proteínas no colágenas que participan en la calcificación ósea y factores de crecimiento, como las BMP, que confieren al diente propiedades osteoinductoras. El 10% restante se compone de agua (103,104).

Al igual que el hueso autólogo, este material también tiene desventajas como una disponibilidad limitada, dependencia del estado del diente a triturar para la obtención de la dentina y la ausencia de la propiedad osteogénica (105).

En los últimos años, se han realizado diferentes estudios que han demostrado que la dentina autóloga es un sustituto óseo biocompatible y consigue estimular la neoformación ósea.

Así, en un primer estudio realizado en 2010, Kim y cols. (102) emplean la dentina como material de regeneración ósea en el momento de la colocación del implante. La dentina la obtienen del diente extraído realizando un proceso de trituración y descontaminación, adquiriendo un tamaño de partícula de 0,2-1 mm. Los autores concluyen que la dentina se comportó como un excelente sustituto óseo ya que se sometió a una reabsorción gradual y fue reemplazada por hueso nuevo mediante osteoinducción y osteoconducción.

La dentina autóloga también ha sido de utilidad en la regeneración de los defectos periodontales generados tras la extracción de terceros molares impactados a modo de PAP. Así, en un estudio realizado por Sánchez-Labrador y cols. (106) en 2020, tras comparar en un modelo a boca partida sobre 30 alveolos la regeneración de defectos

periodontales tras la extracción dental, concluyen que el relleno del defecto con dentina autóloga reduce significativamente la profundidad de sondaje. De este modo, se mejoraron los niveles de inserción clínica en comparación con aquellos molares en los que el defecto no fue rellenado.

III.5.1.2. Material o injerto homólogo (alógeno u homoplastia)

El injerto óseo alógeno es aquel tejido óseo que se extrae de un individuo y se trasplanta a otro individuo genéticamente diferente, pero de la misma especie. Teniendo en cuenta la limitación de los injertos óseos autólogos, el aloinjerto óseo es considerado una alternativa. El aloinjerto se puede mecanizar y personalizar y, por lo tanto, está disponible en una variedad de formas, tanto en bloques como en partículas, así como en composiciones prefabricadas que incluyen derivados de hueso cortical, hueso esponjoso y matriz ósea desmineralizada. Esto es una gran ventaja ya que permiten su adaptación precisa a la zona del defecto óseo del paciente (107).

En comparación con los autoinjertos, los aloinjertos son inmunogénicos y muestran una mayor tasa de fracaso. Esta mayor tasa de fracaso se cree que es debida a la activación de antígenos del complejo mayor de histocompatibilidad. Otro problema es el riesgo de transmisión viral aunque se ha disminuido significativamente con el desarrollo de bancos de tejidos modernos y la mejora en la tecnología de procesamiento. Por todo ello, la aplicación de aloinjertos frescos siempre es limitada y los aloinjertos modificados conservados suelen ser de elección en las técnicas de cirugía oral (108).

En cuanto a su aplicación clínica, como muestra el estudio realizado por Kloss y cols. (109), es la misma que en los casos de hueso autólogo. Esto se debe a que la ganancia

media obtenida y las tasas de reabsorción en el tiempo del componente óseo horizontal y vertical de los injertos alógenos es similar a la obtenida con los injertos autólogos sin observar diferencias estadísticamente significativas en estas variables.

El estudio de Deluiz y cols. (110) de 2017, evaluó la tasa de reabsorción de los injertos alogénicos en 66 pacientes en dos periodos de tiempo. Los autores observaron que la tasa de reabsorción media del grupo en el que se colocaron los implantes a los 4 meses fue significativamente menor ($13,98 \pm 5,59\%$) que en el que se esperaron 6 meses para su colocación ($31,52 \pm 6,31\%$). La tasa de supervivencia acumulada de los implantes fue del 94,76% sin existir diferencias entre los diferentes tiempos de espera de los grupos.

Con respecto al comportamiento de los injertos alogénicos frente a los injertos autólogos tras la colocación de implantes, la revisión sistemática realizada por Starch-Jensen y cols. (111) en 2020, concluyó que no existían diferencias en el éxito del tratamiento implantológico después del aumento de la cresta ósea con injerto óseo alogénico en comparación con el injerto óseo autólogo. Por otro lado, los autores informaron de un mayor riesgo de complicaciones con el hueso alogénico que incluían la dehiscencia de tejidos blandos, la exposición del injerto y la tasa de reabsorción antes y después de la colocación del implante en comparación con el injerto óseo autógeno.

Wood y Mealey (112) realizaron un estudio, empleando la técnica de PAP sobre 40 pacientes, estableciendo un grupo en el que se rellenó el alveolo tras la extracción dental con aloinjerto desmineralizado frente a otro grupo que fue rellenado con aloinjerto mineralizado. Los resultados obtenidos no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la reabsorción ósea alveolar entre los dos grupos. El grupo con hueso

desmineralizado obtuvo un porcentaje mayor de hueso formado que el grupo en el que se empleó hueso mineralizado (38,42% vs. 24,63% respectivamente) y menor cantidad de partículas residuales (8,88% vs. 25,42% respectivamente) siendo estos resultados estadísticamente significativos.

La Tabla III.4 muestra una comparativa de las propiedades del hueso autólogo y del hueso alógeno (113).

TIPO	SOPORTE ESTRUCTUR.	OSTEO-CONDUCCIÓN	OSTEO-INDUCCIÓN	OSTEO-GÉNESIS
AUTÓLOGO				
Esponjoso	No	+++	+++	+++
Cortical	+++	++	++	++
ALÓGENO				
Esponjoso				
<i>Congelado</i>	No	++	+	No
<i>Liofilizado</i>	No	++	+	No
Cortical				
<i>Congelado</i>	+++	+	No	No
<i>Liofilizado</i>	+	+	No	No

Tabla III.4. Comparativa de las propiedades del hueso autólogo y del hueso alógeno.

III.5.1.3. Material o injerto heterólogo (xenólogo o heteroplastia)

Los sustitutos óseos de xenoinjerto se pueden obtener de diferentes especies (como la bovina, equina y porcina) y son preparados mediante diversos procedimientos que incluyen el tratamiento térmico, métodos químicos e hidrotermales. Estos injertos se

utilizan ampliamente en cirugía oral debido a que presentan una estructura y unas propiedades similares al hueso humano, tienen una correcta biocompatibilidad y logran obtener una neoformación ósea. Entre los diferentes sustitutos xenógenos, el hueso de origen bovino es el injerto más utilizado en cirugía oral. Este tipo de biomateriales ha demostrado una estimulación en la neoformación ósea que permite, tras la maduración del injerto, proceder a una colocación exitosa de los implantes (114,115).

La microestructura porosa natural, la relación ideal de calcio/fósforo, la biocompatibilidad, la resistencia mecánica y la alta osteoconductividad son algunas de las ventajas de los xenoinjertos. Además de sus buenas propiedades fisicoquímicas pueden producirse en masa en grandes cantidades con un coste de fabricación relativamente bajo. Por otro lado, como desventajas se presenta su elevado precio de venta, un proceso de fabricación lento y cuestiones éticas debidas a su origen animal (114).

Los diferentes métodos físicos y químicos utilizados para purificar los xenoinjertos tienen gran influencia en las posteriores reacciones en los tejidos humanos. Por ello, el tratamiento térmico a diferentes temperaturas se ha descrito como un paso crucial en su fabricación ya que afecta a las características del material y a las subsiguientes reacciones provocadas por ellos (116–118).

Se cree que para la eliminación completa de patógenos, para prevenir infecciones cruzadas, son necesarias altas temperaturas de procesamiento (117). De hecho, Goller y cols. (117), postularon que la densificación y las propiedades mecánicas mejoran con el

aumento de la temperatura de sinterización y que una sinterización a temperaturas superiores de 1200 °C y 1300 °C producen materiales más resistentes.

Un ejemplo de ello es el estudio realizado por Pripatnanont y cols. (119), los cuales compararon tres formas diferentes de síntesis de HAB sometidas a distintas temperaturas (800 °C, 1200 °C y 1350 °C). Los autores concluyeron que el tratamiento térmico a 1200 °C en la síntesis de la HAB resultó superior a los demás grupos obteniendo una mayor osteoconducción y favoreciendo la neoformación ósea.

Este tipo de injertos xenógenos son muy utilizados en la práctica clínica habitual, mostrando buenos resultados para diferentes técnicas de regeneración ósea como la técnica de PAP, la elevación de seno y la regeneración de la cresta ósea en anchura y altura (120–122).

Así, el estudio realizado por Barone y cols. (123), evaluó el uso de xenoinjerto particulado empleando la técnica de PAP frente a un grupo control en el que no se rellenó el alveolo. Los autores observaron una reabsorción horizontal significativamente menor en los sitios rellenados con xenoinjerto en comparación con los sitios control ($2,5 \pm 1,2$ mm vs. $4,3 \pm 0,8$ mm respectivamente). La reducción en altura de la cresta ósea fue también menor en el grupo con xenoinjerto que en el grupo control ($0,7 \pm 1,4$ mm vs. $3,6 \pm 1,5$ mm respectivamente).

Los resultados encontrados en la literatura publicada sobre el empleo de la HAB frente a otro tipo de biomateriales en la técnica de PAP varían mucho. Algunos estudios

muestran pérdidas óseas del componente vertical y horizontal alveolar mayores frente al uso de otro tipo de injertos, mientras que otros estudios encuentran pérdidas similares.

Esto se puede ver en el estudio de Kotsakis y cols. (124) en el que se comparó la HAB frente a un material sintético en la técnica de PAP no encontrando diferencias estadísticamente significativas en la pérdida ósea. Por otro lado, el estudio de Shim y cols. (125), encontró mayor reducción del hueso alveolar cuando se empleaba HAB que cuando se utilizaba un material sintético.

También, a nivel histológico los resultados de la HAB varían mucho dependiendo del estudio consultado. Aun con estas variaciones, se ha demostrado que este material es capaz de obtener una neoformación ósea en torno al 18% presentando una cantidad de material residual en torno al 20% transcurrido un periodo de 6 a 8 meses tras realizar la técnica de PAP favoreciendo de este modo la posterior rehabilitación implantológica (126).

Este material de origen bovino también ha obtenido un gran éxito en otro tipo de técnicas diferentes a la PAP.

La revisión sistemática de Jensen y cols. (121), muestra el éxito del uso de la HAB en la técnica de elevación de seno abierta. Los resultados del estudio mostraron una supervivencia de los implantes de un 96% mediante el relleno del seno con HAB y de un 94% mediante el relleno de un compuesto formado por una mezcla de 80% de HAB y un 20% de hueso mandibular autógeno. Al comparar los grupos de estudio, se observó que la adición de una cantidad limitada de hueso autógeno a la HAB no pareció aumentar

significativamente la cantidad de formación de hueso nuevo y de contacto entre el hueso y el implante en comparación con la HAB sin mezclar.

El estudio de Fouad y cols. (127) de 2018, evaluó las diferencias en la técnica de elevación de seno junto con la colocación simultánea de implantes entre un grupo control en el que no se rellenó el seno con biomaterial y un grupo test en el que se rellenó con HAB. La ganancia de altura ósea en el grupo de xenoinjerto fue de $8,59 \pm 0,74$ mm mientras que la del grupo control fue de $4,85 \pm 0,5$ mm, siendo la diferencia estadísticamente significativa. Los parámetros de densidad ósea obtenida y de estabilidad del implante también fueron superiores resultando estadísticamente significativos a favor del grupo con xenoinjerto.

En los últimos años, se ha investigado la combinación de los biomateriales de HAB con otros compuestos para mejorar sus propiedades, consiguiendo así una sinergia de los mismos. Para ello, se ha empleado colágeno, hueso autólogo, factores de crecimiento, aspirado de médula ósea y diferentes iones para aumentar la actividad biológica (128).

Por otro lado, el estudio de Llanos y cols. (129), comparó en la técnica de PAP el uso de HAB con colágeno frente a la HAB sin colágeno, observando una respuesta similar en la reabsorción ósea alveolar tras la extracción. La pérdida ósea vertical y horizontal de los alveolos rellenos con el material con colágeno fue similar a las pérdidas de la HAB sin colágeno.

Además, la adición de colágeno no solo aumenta el coste del biomaterial sino que también modifica su manejo, pudiendo dificultar su adaptación en el alveolo en comparación con la HAB sin colágeno (129).

El estudio de Mendoza-Azpur y cols. (130) de 2019, comparó el uso de HAB sola o HAB combinada con hueso autólogo para el aumento de la cresta ósea en sentido horizontal. Los resultados mostraron que ambos grupos obtuvieron suficiente anchura de la cresta ósea para la colocación de los implantes con una supervivencia del 100% a los 18 meses. El grupo de injerto combinado obtuvo una ganancia de $5,6 \pm 1,35$ mm mientras que el grupo de xenoinjerto sin combinar obtuvo una ganancia de $4,8 \pm 0,79$ mm sin existir diferencias significativas entre ambos grupos.

Se ha observado que las células madre de diferentes orígenes son una posible fuente de regeneración del hueso alveolar. Entre las células más adecuadas para la regeneración ósea, se encuentran las células madre embrionarias, las células madre mesenquimales y las células madre pluripotentes inducidas. Además, la combinación de factores de crecimiento con los biomateriales de HAB puede aumentar el potencial osteogénico de las células madre mesenquimales (131).

Así, Kim y cols. (132), combinaron HAB con plasma rico en plaquetas (PRP) en un modelo de experimentación animal generando defectos de 15 mm de diámetro. Los resultados obtenidos a las 4 y 8 semanas mostraron que la combinación PRP junto a la HAB incrementaba la neoformación de tejido óseo.

Otros estudios, como el realizado por Torres y cols. (133), en un modelo de experimentación similar, permiten observar los resultados de estos materiales por separado. Los autores compararon dos grupos: uno tratado únicamente con HAB y otro solo con PRP. Los resultados revelaron que la aplicación de HAB fue superior en la neoformación ósea al PRP.

III.5.2. ORIGEN SINTÉTICO. MATERIAL O INJERTO ALOPLÁSTICO (ALOPLASTIA)

El hueso sintético es aquel obtenido de forma artificial. Este se puede generar a partir de cerámicas como los fosfatos cálcicos (que incluyen la HA y el β -TCP), los materiales polímeros y los vidrios bioactivos.

El primer uso documentado de un injerto óseo sintético fue descrito en 1892 por Van Meekeren (134). Desde entonces, los materiales clasificados como sintéticos se han utilizado ampliamente como injertos óseos en humanos en diferentes técnicas de regeneración ósea.

III.5.2.1. Fosfatos cálcicos (biocerámicas)

Los sustitutos de injertos óseos de fosfato de calcio son injertos obtenidos mediante el procesamiento de fosfato de calcio sintético. Estos incluyen la HA, el β -TCP y la combinación de ambos, denominándose materiales bifásicos.

Estos materiales presentan la ventaja de poder ser aplicados en forma de masa, gránulos, bloques o cementos autoajustables. El diseño del material se centra en obtener

un crecimiento rápido de tejido óseo neoformado en la zona con déficit óseo a regenerar más que en los aspectos mecánicos. Por lo tanto, dichos materiales suelen ser porosos, presentando una elevada microporosidad intrínseca para un rápido crecimiento de osteoblastos (que permitan la formación ósea) y de osteoclastos (para la reabsorción del material). Se requiere un tamaño mínimo de los poros de aproximadamente 0,1 mm para mejorar la formación de hueso nuevo y el crecimiento de capilares (135).

Hidroxiapatita sintética (HA)

El hueso es un compuesto orgánico e inorgánico natural que consta de fibrillas de colágeno que contienen nanocristales de apatita. La HA $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ es químicamente similar al componente inorgánico de la matriz ósea, lo que ha dado lugar a numerosos estudios de investigación para utilizar este material como sustituto óseo en el campo de la cirugía oral. Recientemente, la HA se ha utilizado en una variedad de aplicaciones biomédicas como matrices para la liberación de fármacos y materiales que actúan a modo de andamio en la ingeniería de tejidos óseos. La HA se puede sintetizar mediante una variedad de técnicas como el proceso sol-gel, la reacción en estado sólido, la reacción química húmeda y la deposición química en fase de vapor. La síntesis de HA mediante el método sol-gel consiste en la mezcla a nivel molecular de precursores de calcio y fósforo (136).

La HA y algunos otros materiales cerámicos a base de calcio pueden considerarse materiales bioactivos, ya que se ha observado que favorecen el crecimiento óseo pudiendo unirse al hueso. Su bioactividad está relacionada con sus propiedades osteoconductoras, que permiten la aposición y migración de los osteoblastos en la superficie del material. La HA sola o combinada con autoinjerto, aloinjerto o xenoinjerto se ha utilizado de forma

exitosa en el campo de la ROG encontrándose disponible en el mercado en una amplia variedad de formas (polvo, gránulos y bloques porosos) (137).

El metaanálisis realizado por Dewi y Ana (137) de 2018, concluye que la HA favorece una menor reabsorción de la cresta ósea en altura y anchura en la técnica de PAP en comparación con aquellos alveolos en los que no se rellena con ningún material. Al comparar los resultados de la HA frente al xenoinjerto de HAB, la HAB resultó superior al obtener menor reabsorción de la cresta ósea.

Beta fosfato tricálcico (β -TCP)

El β -TCP es un material reabsorbible que se reemplaza fácilmente por hueso nuevo. Su solubilidad y resistencia a la compresión son similares a la del hueso humano y, como resultado, el β -TCP es reabsorbido por los osteoclastos. Para ello, las células provocan una acidificación local que conduce a la disolución del β -TCP (138,139). Durante su descomposición y reabsorción, no se liberan compuestos citotóxicos y se logra obtener una reabsorción clínica, radiológica e histológica en un período suficiente para la posterior colocación de un implante dental en el lugar del injerto (140,141).

El β -TCP se presenta como una posible alternativa al hueso autógeno. Esto se puede ver en el estudio de Cavalcanti y cols. (142), quienes observaron que al igual que el injerto autógeno, el β -TCP también era capaz de obtener una neoformación ósea que iba en aumento con el paso del tiempo.

Si bien se sabe que el β -TCP es osteoconductor, carece de factores de crecimiento y componentes celulares y, por lo tanto, no tiene propiedades osteoinductoras. A pesar de

ello, algunos estudios sí que aseguran esta capacidad osteoinductora. El β -TCP ha demostrado ser capaz de soportar la formación de hueso nuevo tanto en estudios con modelos animales como en ensayos clínicos en humanos (143).

Como tal, el β -TCP se ha convertido en uno de los materiales de injerto óseo más empleados resultando un biomaterial de referencia en estudios comparativos. Así, en la técnica de PAP el β -TCP ha demostrado conseguir minimizar la pérdida ósea en altura y anchura además de obtener una gran cantidad de tejido óseo neoformado (144).

Al igual que otros compuestos, sus resultados de pérdida ósea e histomorfometría varían mucho dependiendo del estudio consultado. Se ha observado que el β -TCP es capaz de obtener una neoformación ósea en torno al 38% y una cantidad de tejido conectivo en torno al 15% (144).

El estudio de Brkovic y cols. (143), tras realizar la técnica de PAP con este material sin el uso adicional de membrana mostró una pérdida vertical de 0,50 mm y una pérdida horizontal de 1,29 mm. Los resultados de la neoformación ósea que obtuvieron fueron de 42,4% mientras que la cantidad de biomaterial residual fue de 9,7% a los 9 meses.

Con el objetivo de conseguir la máxima formación ósea en el menor tiempo posible, una gran cantidad de investigaciones se han centrado en mejorar la capacidad osteogénica de los materiales de injerto óseo a base de fosfato cálcico. El fin es poder utilizar estos biomateriales para rehabilitaciones con implantes, reduciendo el tiempo de tratamiento (145).

Existen modificaciones del compuesto β -TCP que se pueden obtener, debido a que los ortofosfatos de calcio [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$] poseen un punto de fusión relativamente alto ($> 1700\text{ }^\circ\text{C}$), agregando elementos a las composiciones básicas del sistema pseudo-binario CaKPO_4 - CaNaPO_4 para mejorar sus propiedades. De esta manera, se pueden crear materiales con una amplia gama de compuestos (146).

Se ha observado que los iones metálicos combinados con este material pueden mejorar la angiogénesis y la osteogénesis (147). La presencia de elementos como el silicio (Si), estroncio, monetita o la brushita pueden resultar en una mayor angiogénesis y proliferación de osteoblastos (148–154). También es posible combinar el β -TCP con PRP o colágeno para promover la regeneración ósea (143).

Tamimi y cols. (154), realizaron un estudio con el objetivo de comparar la eficacia de la brushita combinada con β -TCP frente a la HAB en la regeneración de defectos de 9 mm de diámetro situados en la calota de conejos. La cantidad de hueso neoformado y la cantidad de reabsorción de injerto a las 4 semanas fue mayor en el grupo de brushita combinada con β -TCP.

A pesar de ello, no todos los estudios han encontrado esta mejoría al combinar el β -TCP con otros compuestos. Así, el estudio de Cömert y cols. (155), comparó tres diferentes combinaciones de β -TCP en la técnica de elevación de seno maxilar en 26 pacientes. Para ello, se establecieron tres grupos de estudio: un primer grupo en el que se rellenó el seno con β -TCP solo, un segundo grupo en el que se utilizó el β -TCP combinado con PRP y un tercer grupo en el que el β -TCP se combinó con plasma rico en fibrina (PRF). Los autores concluyeron que no existían diferencias entre los grupos sin haber un

beneficio en la adición de estos compuestos al β -TCP para la obtención de mayor formación de hueso.

Entre los diferentes elementos que se pueden combinar con los biomateriales basados en fosfatos cálcicos destaca el Si ya que es un compuesto necesario para un adecuado desarrollo, crecimiento óseo y cartilaginoso. Se ha observado que los materiales de injerto óseo sintéticos de fosfato cálcico que incluyen niveles de Si en su estructura presentan un mejor comportamiento biológico. La mejora en el rendimiento se atribuye al hecho de que el Si estimula la actividad de los osteoblastos y la formación de hueso (152). Además, varios estudios han demostrado que la incorporación de Si aumenta la angiogénesis favoreciendo la neoformación ósea (149,150).

Esto se puede ver en el estudio de Patel y cols. (151), quienes compararon histomorfométricamente dos compuestos sintéticos modificando uno de ellos con Si. Los resultados revelaron que el material modificado con Si obtuvo un 15,5% más de crecimiento óseo y un 12,7% de cobertura ósea adicional de la superficie del implante en comparación con el material sin Si.

De este modo, han surgido nuevos materiales que incorporan en su estructura el Si demostrando poseer propiedades osteogénicas en diferentes investigaciones preclínicas y clínicas. Entre estos materiales destaca el CAPO-Si obteniendo excelentes resultados en diferentes estudios.

Un primer estudio in vitro realizado por Knabe y cols. (145) en 2008, comparó tres biomateriales utilizados como sustitutos óseos. El material que se utilizó para el

posterior desarrollo del compuesto de CAPO-Si obtuvo una mayor estimulación de la expresión del fenotipo de osteoblastos en comparación con el β -TCP puro, presentando una mayor capacidad de diferenciación osteoblástica. Las partículas de este biomaterial mostraron una alta tasa de reabsorción debido a diversos procesos de degradación de partículas, mostrándose adecuadas para la ROG ofreciendo un buen equilibrio entre reabsorción y osteogénesis.

La diferenciación osteogénica se define por tres fases biológicas principales: proliferación celular, maduración celular y mineralización de la matriz (156,157). Estas etapas se caracterizan por la expresión de marcadores osteogénicos específicos. La fosfatasa alcalina (ALP) se expresa durante el período postproliferativo de maduración de la matriz extracelular (157).

Con este pretexto, un estudio in vitro de Bernhardt y cols. (157) de 2013, evaluó el CAPO-Si encontrando que este biomaterial presentaba una correcta citocompatibilidad y expresión de marcador osteogénico. Las células osteoblásticas fueron capaces de adherirse y proliferar en los gránulos del material, lo que permitió la diferenciación osteogénica. Se observó que mostraba una actividad de la ALP significativamente mayor en las células osteoblásticas en comparación con las muestras de β -TCP.

Otro estudio in vivo, realizado por Knabe y cols. (156) en 2019, en omóplatos de oveja comparó tres grupos de materiales: CAPO-Si, β -TCP dopado con 4% de silicato de sodio con magnesio frente a un grupo control de β -TCP puro. Los tres materiales presentaron diferencias significativas en su biodegradabilidad, siendo el CAPO-Si el que mostró la mayor biodegradabilidad durante el período de estudio, seguido del β -TCP puro

y finalmente el β -TCP dopado. El CAPO-Si tuvo un efecto estimulante sobre la formación ósea y la expresión de marcadores osteogénicos, produciendo una regeneración más rápida en defectos óseos de tamaño crítico.

Un ensayo clínico, realizado por Knabe y cols. (158) en 2017, obtuvo una mayor formación de hueso y mejores resultados histológicos 6 meses después del tratamiento de elevación del seno maxilar, mostrando una mayor proporción de contacto entre el hueso y el biomaterial y una mayor degradación de las partículas en los 19 pacientes tratados con CAPO-Si en comparación con los 19 que recibieron injerto de β -TCP. Además, las muestras tratadas con CAPO-Si obtuvieron una mayor expresión de anticuerpos específicos de colágeno tipo I (componente principal de la matriz mineralizada), osteocalcina y sialoproteína ósea.

Materiales bifásicos de fosfato cálcico

Los materiales bifásicos de fosfato cálcico resultan de la unión de la HA con el β -TCP. La combinación de ambos materiales presenta las ventajas de las propiedades de cada uno de ellos proporcionando un excelente equilibrio entre los compuestos. Esta combinación logra una estabilidad a largo plazo consiguiendo obtener una formación de hueso nuevo (159).

Lee y cols. (160), realizaron un estudio en 2020 de PAP en 14 pacientes utilizando un material bifásico compuesto por HA y β -TCP. Para ello, compararon el empleo de este material en un grupo en el que se colocaron membranas reticuladas con ultravioleta frente a otro grupo que recibió el material junto con membranas reticuladas químicamente. Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas en los cambios

dimensionales óseos entre los grupos. Por otro lado, se pudo observar que al usar de forma combinada las membranas con el biomaterial bifásico se mejoró su biocompatibilidad y su resistencia mecánica.

III.5.2.2. Materiales polímeros

Desde hace mucho tiempo se reconoce que los biomateriales polímeros sintéticos podrían superar los problemas de obtención, los tiempos de reabsorción prolongados y unión ósea asociados con los demás injertos. La capacidad de variar la tasa de degradación de poliésteres biocompatibles, control del peso molecular y morfología explica el interés generalizado en estos materiales para la regeneración ósea. Estas tasas de reabsorción se pueden variar desde semanas hasta más de un año, de modo que la tasa de reabsorción puede ajustarse a las necesidades clínicas del defecto óseo (161).

Entre los polímeros no reabsorbibles se encuentra el material desarrollado por Ashman y Bruins (162) en 1985. Este material se compone de polimetilmetacrilato (PMMA) con polihidroxil-etilmetacrilato (PHEMA) y presenta propiedades de biocompatibilidad, microporosidad, hidrofilia y osteoconducción (163).

Entre los polímeros sintéticos reabsorbibles para la regeneración de tejido óseo se encuentran el ácido poliglicólico, el ácido poliláctico y el ácido poliláctico-glicólico. Estos polímeros se degradan por hidrólisis in vivo y tienen la ventaja de adaptarse fácilmente a las diferentes formas del defecto óseo facilitando su manejo y regeneración. Sin embargo, los polímeros sintéticos reabsorbibles todavía muestran aspectos a mejorar como su capacidad osteoinductiva, el tiempo de absorción y las alteraciones locales del

pH. Además, las superficies de los polímeros tienen la desventaja de poseer propiedades de unión inferiores a las células óseas (164).

El estudio realizado por Martínez-González y cols. (165), evaluó histológicamente un polímero no reabsorbible en la regeneración de defectos óseos creados en extremidades de conejos. Los autores encontraron resultados similares en el proceso reparativo entre el grupo control donde no existía ningún material implantado y el grupo test con injerto, no consiguiendo disminuir el tiempo de cicatrización ósea en condiciones fisiológicas. El injerto demostró ser biocompatible y osteoconductor favoreciendo la neoformación ósea.

III.5.2.3. Vidrios bioactivos (biovidrios)

Los vidrios bioactivos fueron desarrollados por primera vez por Hench a finales de la década de 1960 (166). En ese momento, los biomateriales se diseñaban para que fueran lo más inertes posibles reduciendo así reacciones no deseadas con los tejidos corporales. De este modo, se evitaba la formación de subproductos potencialmente tóxicos.

Estos materiales inertes, sin embargo, no se adherían al tejido corporal y muchos eran rechazados por el cuerpo. El vidrio bioactivo de Hench, una composición denominada Bioglass 45S5, constaba de un 46,1% de SiO₂, un 2,6% de P₂O₅, un 26,9% de CaO y un 24,4% de Na₂O resultando ser el primer material artificial en formar un vínculo íntimo con el hueso (167).

Los vidrios bioactivos tienen diferentes tasas de bioactividad dependiendo de su composición química. La característica crítica para la bioactividad es un contenido de SiO_2 menor al 60% en peso molecular. La unión más rápida se obtiene con vidrios bioactivos que contienen entre un 45% y un 52% en peso molecular de SiO_2 . Estos materiales son capaces de formar un enlace químico con el hueso y también con los tejidos blandos. Los vidrios con un contenido de SiO_2 del 55% al 60% en peso molecular reaccionan más lentamente mostrando una bioactividad prolongada en el tiempo y no se unen a los tejidos blandos (168).

Los primeros vidrios bioactivos se basaron en un sistema simple de cuatro componentes: SiO_2 , Na_2O , CaO y P_2O_5 . Estos vidrios (por ejemplo, el Bioglass® 45S5 y el S53P4) se han utilizado en técnicas de regeneración ósea tanto en forma de bloque como de partículas. Sin embargo, estos vidrios bioactivos de “primera generación” muestran una tendencia a la cristalización durante su fabricación a altas temperaturas. Para superar esta desventaja, se han desarrollado nuevos vidrios bioactivos basados en el sistema $\text{Na}_2\text{O-K}_2\text{O-MgO-CaO-B}_2\text{O}_3\text{-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2$. Esto amplía la posibilidad de fabricar vidrios bioactivos y proporciona una ventaja adicional para su uso en cirugía oral (168).

Las reacciones superficiales que experimentan los vidrios bioactivos cuando entran en contacto con los fluidos corporales dan como resultado la liberación de iones que incluyen calcio y fosfato. Estas reacciones conducen a la formación de una capa superficial de apatita; es decir, el mineral de fosfato de calcio del que están compuestos los huesos. Esta combinación de degradación y mineralización de apatita hace que los vidrios bioactivos tengan tanto éxito en su adhesión al hueso y su regeneración (169). A

medida que se degradan con el paso del tiempo estimulan la formación de hueso nuevo. De este modo, el defecto se rellena con hueso neoformado (170).

La revisión sistemática sobre los vidrios bioactivos realizada por Ioannou y cols. (171), concluye que son una alternativa como sustituto óseo en la PAP ya que obtienen porcentajes elevados de neoformación ósea. Por otro lado, en la técnica de elevación de seno la combinación de hueso autólogo con vidrios bioactivos muestra resultados histológicos similares al uso de hueso autólogo sin mezclar. El uso de hueso autólogo combinado con vidrios bioactivos disminuye la morbilidad de los tratamientos de regeneración ósea ya que reduce la cantidad de injerto necesario a obtener de la zona donante.

A modo de resumen, en la Tabla III.5 se muestran las ventajas y desventajas de cada biomaterial (172).

TIPO	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Autólogo	“Gold Standard” Buen porcentaje de volumen obtenido	Morbilidad por necesidad de una zona donante
Alógeno	Disponible en varias formas	Posibilidad de transmisión de enfermedades
Xenógeno	Similitud con el hueso humano	Cuestiones éticas por su origen animal
Sintético	Disponibilidad ilimitada	No se reabsorben completamente

Tabla III.5. Ventajas y desventajas de cada biomaterial.

IV. MATERIALES Y METODOLOGÍA

IV.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El presente trabajo corresponde a un estudio clínico controlado aleatorizado, longitudinal y prospectivo sobre pacientes que se llevó a cabo en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Todos los sujetos dieron su consentimiento informado para su inclusión antes de participar en el estudio. El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki y contó con la aprobación del protocolo por el Comité de Ética del Hospital Clínico San Carlos de Madrid (Reg. N° 20/594-EC).

El estudio estuvo compuesto por dos grupos:

- Grupo A (Test): Tras la extracción dentaria el alveolo se rellenó con CAPO-Si (Osseolive[®], Curasan AG, Kleinostheim, Alemania).
- Grupo B (Control): Tras la extracción dentaria el alveolo se rellenó con HAB (Bio-Oss[®], Geistlich Biomaterials, Wolhusen, Switzerland).

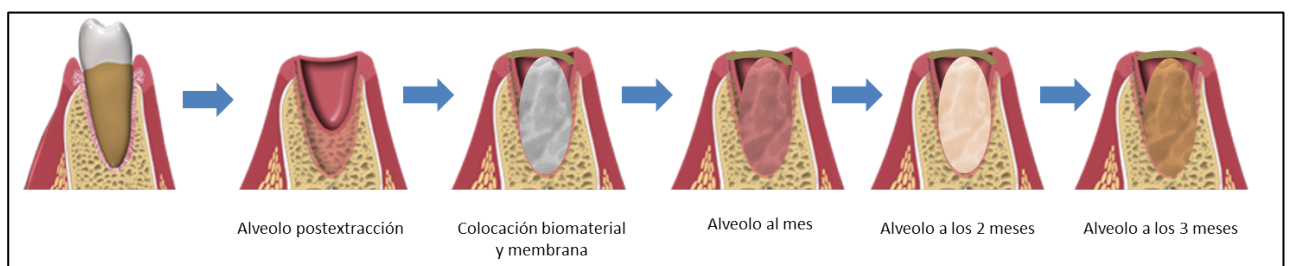


Figura IV.1. Esquema de preservación alveolar.

IV.2. POBLACIÓN DE REFERENCIA Y DE ESTUDIO

Población de referencia

Pacientes susceptibles de extracción dentaria para posteriormente ser rehabilitados con implantes.

Población de estudio

Pacientes que acudieron a la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

IV.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Criterios de inclusión

- Pacientes adultos mayores de 18 años.
- Pacientes con dientes unirradiculares o birradiculares susceptibles de extracción dentaria bilateral por diferentes circunstancias (caries, traumatismo, fractura corono/radicular, etc.) con presencia de dientes adyacentes.

Criterios de exclusión

- Pacientes fumadores.
- Exclusión de molares superiores e inferiores e incisivos inferiores.

- Pacientes que, de forma preoperatoria o como consecuencia de la propia extracción dentaria, presentasen un alveolo con defecto de alguna de sus corticales.
- Presencia de infección aguda o crónica del alveolo.
- Pacientes con desórdenes de calcio o inmunodeprimidos.
- Pacientes con tratamiento de bisfosfonatos (orales o inyectables), corticoides, inmunosupresores, radioterapia o fármacos que interfiriesen en el metabolismo del calcio.

IV.4. TAMAÑO MUESTRAL Y PROCEDIMIENTO DE MUESTREO

El tamaño de la muestra se determinó mediante un estudio piloto que se llevó a cabo en el Servicio de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid en base al parámetro de resultado primario (formación de hueso nuevo). El estudio, con un diseño de boca partida, englobó a 3 pacientes (6 alveolos) obteniendo una media de formación de hueso nuevo de $21 \pm 7\%$ en los alveolos test y de $13 \pm 5\%$ en los alveolos control. Usando G Power 3.1 (Dusseldorf, Alemania) la estimación resultó en 9 alveolos por grupo considerando un error de tipo alfa de 0,05 y un error de tipo beta de 0,20. Para evitar posibles abandonos de pacientes durante el estudio, se aumentó el número de pacientes a 15.

La aleatorización se realizó utilizando sobres opacos cuyo contenido determinó la asignación como alveolo control o test.

IV.5. BIOMATERIALES DE INJERTO EMPLEADOS

Los alveolos control se llenaron con una HAB desproteínizada (Bio-Oss[®], Geistlich Biomaterials, Wolhuser, Suiza). El compuesto Bio-Oss[®] es una apatita cristalina con un 7% de contenido de carbonato. Contiene una cantidad de calcio de $37,1 \pm 0,7\%$ y una cantidad de fósforo de $17,8 \pm 0,5\%$. El tamaño de partícula de la HAB empleada fue de 0,25-1 mm con una porosidad similar a la del hueso humano (75-80%).

Para la fabricación de este material, los gránulos de HAB se vuelven inorgánicos a través de un proceso de extracción patentado, que involucra el tratamiento con álcalis fuertes y solventes orgánicos bajo procesamiento a temperaturas de hasta 300 °C, que hace que el sustrato sea antigénico y libre de proteínas (173).

Los alveolos test se rellenaron con una cerámica porosa compuesta de ortofosfato de calcio alcalino cuya fórmula es $\text{Ca}_2\text{KNa}(\text{PO}_4)_2$ (Osseolive[®], Curasan AG, Kleinostheim, Alemania). Su composición consta de Ca ($22,5 \pm 2\%$), PO_4 ($48,4 \pm 3\%$), Na_2O ($9,6 \pm 2\%$), K_2O ($13,7 \pm 2\%$), MgO ($2,8 \pm 2\%$) y SiO_2 ($3,0 \pm 1\%$). La cerámica contiene un 4% de agregado de silicio. El tamaño de las partículas del biomaterial fue de 0,25-1 mm con una porosidad de $75 \pm 5\%$.

El material de CAPO-Si empleado en el grupo test presenta una temperatura más elevada de sinterización siendo esta de 1.000 °C (157).

IV.6. CIRUGÍA DE PRESERVACIÓN ALVEOLAR

En primer lugar, se desinfectó el campo quirúrgico con clorhexidina al 0,12% (Clorhexidina Lacer[®], Lacer SA, Barcelona, España) y luego se infiltró articaína 40 / 0,01 mg / ml con epinefrina como anestésico local (Ultracain[®], Laboratorios Normon SA, Madrid, España). La extracción dental se realizó de la forma más atraumática posible, comprobando la integridad de las corticales óseas y raspando el alveolo de forma rigurosa (Figura IV.2 y IV.3).

Posteriormente, se levantó un colgajo de espesor completo y se rellenó el alveolo con uno de los biomateriales (Figura IV.4), colocando una membrana de colágeno reabsorbible de 25 × 30 mm (Osgide[®], Curasan AG, Kleinostheim, Alemania) (Figura IV.5). A continuación, se volvió a reposicionar el colgajo y se suturó (tamaño 4-0) (Figura IV.6).

Las medidas postoperatorias consistieron en tratamiento antiinflamatorio (diclofenaco sódico 100 mg cada 12 horas durante 14 días) y enjuague bucal antiséptico con clorhexidina al 0,12%. La cobertura antibiótica solo se administró en caso de infección postoperatoria. Los pacientes regresaron a la clínica 7 días después para retirar la sutura. Se programaron citas de control durante el primer y segundo mes postoperatorio, realizando radiografías periapicales para controlar una correcta cicatrización de los tejidos.

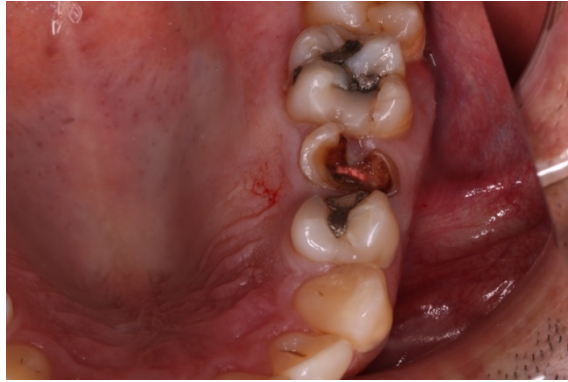


Figura IV.2. Diente para extraer.



Figura IV.3. Alveolo del diente extraído.

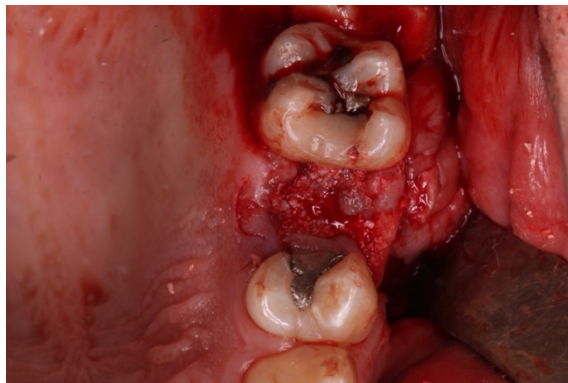


Figura IV.4. Relleno del alveolo con biomaterial.

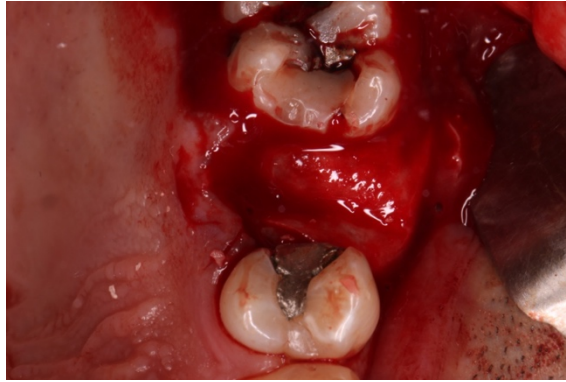


Figura IV.5. Colocación de membrana reabsorbible.

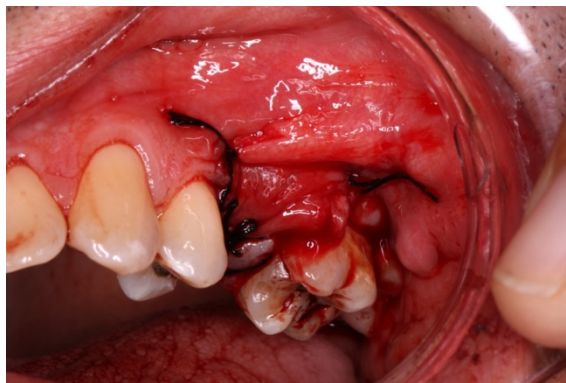


Figura IV.6. Sutura.

IV.7. RECOGIDA DE DATOS Y FUENTES DE INFORMACIÓN

Se registró la edad del paciente y el género. La recogida de datos se llevó a cabo por un investigador cegado, diferente al que realizó la intervención. Los parámetros que se evaluaron fueron la anchura y la altura de la cresta ósea. Esta recogida de datos se realizó tras la extracción dental y en el momento de la colocación del implante a los 3 meses. Los datos registrados se anotaron en un formulario.

IV.8. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES Y MÉTODOS

IV.8.1. ANÁLISIS DENSITOMÉTRICO

Se realizó una CBCT a todos los pacientes 3 meses después de las extracciones (Newtom modelo 5G XL, Verona, Italia) (Figura IV.7) para evaluar la densidad ósea obtenida por cada biomaterial. El análisis densitométrico se realizó utilizando el software NNT Viewer 7.2, expresando la densidad en el área del injerto de biomaterial en unidades Hounsfield (UH).

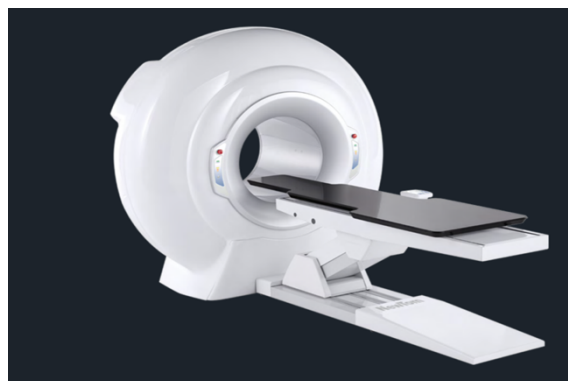


Figura IV.7. Escáner tomográfico Newtom modelo 5G XL.

IV.8.2. PRESENCIA RADIOGRÁFICA DE BIOMATERIAL RESIDUAL

Esta medición se llevó a cabo en la CBCT realizada a los 3 meses de la extracción. Para ello, se estableció una clasificación distinguiendo tres situaciones:

- Presencia total: el biomaterial rellenaba el alveolo en su totalidad.
- Presencia parcial: el biomaterial no rellenaba el alveolo en su totalidad.
- Ausencia: no se observó biomaterial en el alveolo.

IV.8.3. EVALUACIÓN DEL GRADO DE CORTICALIZACIÓN DE LA CRESTA ÓSEA

Esta evaluación se llevó a cabo con CBCT. Para ello, se utilizó la siguiente clasificación distinguiendo tres grados de corticalización:

- Ausente: cuando no se observó unión entre las corticales vestibular y palatino / lingual a nivel de la cresta alveolar (Figura IV.8a).
- Parcial: cuando se interrumpió la unión entre las corticales vestibular y palatino / lingual a nivel crestal del alveolo (Figura IV.8b).
- Completa: cuando se observó una unión entre las corticales vestibular y palatino / lingual a nivel de la cresta alveolar (Figura IV.8c).

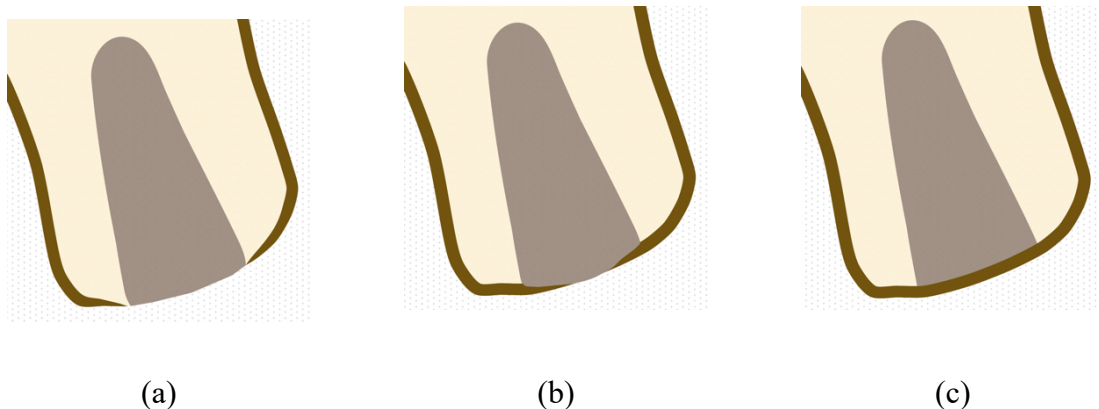


Figura IV.8. (a) Corticalización ausente a nivel crestal; (b) Corticalización parcial a nivel crestal; (c) Corticalización completa a nivel crestal.

IV.8.4. ANÁLISIS DE LA PÉRDIDA ÓSEA

La distancia vertical se midió desde el medio de la cresta ósea de la cortical vestibular, en el momento de la extracción dental, mediante el posicionamiento de una férula sostenida por los dientes adyacentes al sitio de extracción con un orificio de

inserción que permitió la medición con una sonda periodontal calibrada (Hu-Friedy®, Chicago, IL, EE. UU.). El ancho de la cresta ósea se midió con un calibre (Medesy®, Maniago, Italia) desde las porciones más coronales de la cresta ósea vestibular y palatino / lingual en el centro del alveolo.

Se repitieron las mismas mediciones 3 meses después de la extracción. Las pérdidas óseas verticales y horizontales se calcularon restando a los valores iniciales los valores obtenidos a los 3 meses.

IV.8.5. ANÁLISIS HISTOMORFOMÉTRICO

Después de 3 meses de seguimiento se colocaron implantes dentales en los sitios preservados. Se recogió una muestra del biomaterial para su análisis histomorfométrico. Las muestras se obtuvieron de los pacientes mediante una trefina, conectada a un motor quirúrgico a baja velocidad e irrigación continua, en dirección corono-apical en el centro del alveolo. Las muestras se fijaron en una solución tamponada de formaldehído al 10% durante al menos 2 semanas antes del procesamiento (Figura IV.9 y IV.10) y fueron remitidas para su análisis al Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias de la Facultad de Veterinaria de la Universidad de Santiago de Compostela.

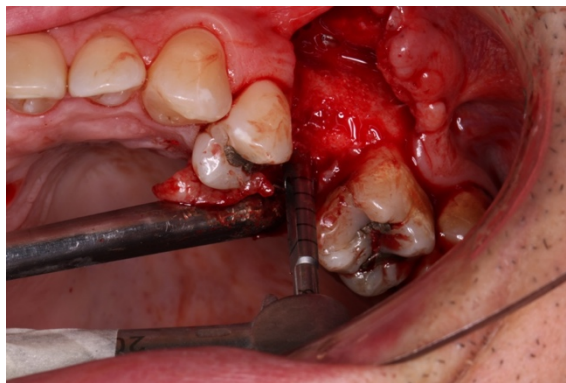


Figura IV.9. Recogida de muestra con trefina.



Figura IV.10. Trefina con biomaterial recogido en biopsia.

Las trefinas con los tejidos se deshidrataron mediante una serie de etanol graduado (70-100%) e infiltrado con 4 mezclas graduadas de etanol y una resina infiltrada glucometacrilato (Technovit 7200 VLR®, Heraus Kulzer GMBH, Werheim, Alemania). Las dos últimas infiltraciones fueron hechas con la resina infiltrada pura al vacío. A continuación, las muestras se polimerizaron, primero bajo luz ultravioleta de baja intensidad durante 4 horas y luego bajo luz ultravioleta de alta intensidad durante 12 horas. Por último, las muestras se introdujeron en un horno a 37 °C durante 24 horas para asegurar una polimerización completa.

Las muestras se prepararon y luego se micropulieron mecánicamente (Exakt Apparatebau, Norderstedt, Alemania) con papeles de carburo de grano 1200 y 4000

(Struers, Copenhagen, Dinamarca) para obtener muestras de aproximadamente 50 μm de espesor. Se empleó la tinción de Laczkó-Lévai para el examen histológico y análisis histomorfométrico.

La composición de la solución de tinción de Laczkó-Lévai fue azul de metileno y azur II (cada 0,25% en una solución de carbonato de sodio al 0,5% en agua destilada), fucsina básica al 0,5% y carbonato de sodio al 0,5% en agua destilada. Después de la tinción, las muestras se aclararon con agua y, si era necesario, los precipitados de la tinción se limpiaron con un paño empapado en acetona. Las muestras se secaron meticulosamente con un paño suave. Con este método, las muestras pudieron examinarse con una amplia gama de aumentos y el carácter tridimensional se pudo apreciar mejor (174).

Todas las secciones se analizaron mediante microscopía óptica y un sistema de captura de imágenes basado en PC (BX51, DP71, Olympus Corporation, Tokio, Japón) y se observaron histométricamente con un aumento de $\times 100$. Un examinador independiente calibrado, cegado a la asignación del grupo de tratamiento, registró las medidas. Las proporciones ocupadas por hueso, biomaterial y tejido blando se reconocieron a partir de las imágenes histológicas digitales utilizando una computadora con pluma (Cintiq Companion, Wacom, Düsseldorf, Alemania), luego se colorearon (Photoshop, Adobe, San José, CA, EE. UU.) y fueron medidas digitalmente con un sistema de análisis de imágenes automatizado (CellSens, Olympus Corporation). Para evitar alteraciones en los resultados, como en cada trefina se obtuvieron 2 secciones, se calculó la media de los resultados obtenidos de ambos cortes.

IV.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se introdujeron en una hoja de cálculo de Excel (MS Excel 2007, Microsoft Inc., Redmond, WA, EE. UU.). Un estadístico independiente analizó los datos con software estadístico (SPSS, versión 17.0, Chicago, IL, EE. UU.).

Todas las variables se analizaron con estadística descriptiva (media, desviación estándar y frecuencia). Las variables cuantitativas (formación de hueso nuevo, hueso laminar, biomaterial residual, tejido conectivo, densidad ósea radiográfica, pérdida ósea vertical y horizontal) se evaluaron con la prueba T de Student. Las variables cualitativas se evaluaron con la prueba de chi-cuadrado.

Se utilizó un intervalo de confianza del 95% para todos los resultados (nivel de significación $p < 0,05$).

CEIm Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

Que el CEIm Hospital Clínico San Carlos en reunión, acta 9.2/20, ha evaluado la respuesta a las aclaraciones solicitadas con anterioridad al estudio:

Título: "ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN"

Código Interno: 20/594-EC_P_Tesis

Alumno: Guillermo Cadenas Vacas. Facultad de Odontología de la U.C.M.

Tutor y Director: Prof. Dr. José M^a Martínez González

Tipo Documento		Fecha - Versión
Hoja Información de Paciente		sin versión
Protocolo		Septiembre 2020

Que en este estudio:

- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa legal aplicable en función de las características del estudio.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto.

Lo que firmo en Madrid, a 23 de Septiembre de 2020



Fdo.: Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

FORMULARIO

PACIENTE: _____ Nº: _____

EDAD: _____ SEXO: _____ PROFESIÓN: _____

TELÉFONO FIJO: _____ TELÉFONO MOVIL: _____

ALERGIAS: _____

ENFERMEDADES: _____

TRATAMIENTOS FARMACOLÓGICOS: _____

DÍA DE LA EXTRACCIÓN: _____

BIOMATERIAL UTILIZADO EN ALVEOLO: Fosfato cálcico modificado con silicio (Osseolive®)

Hidroxiapatita de origen bovino (Bio-Oss®)

VARIABLES REGISTRADAS	TEST (CAPO-Si)	CONTROL (HAB)
RESULTADOS DENSITOMÉTRICOS (UH)		
PRESENCIA RADIOGRÁFICA DE BIOMATERIAL RESIDUAL		
GRADO DE CORTICALIZACIÓN DE LA CRESTA ÓSEA		
ALTURA DE LA CRESTA ÓSEA INICIAL (mm)		
ANCHURA DE LA CRESTA ÓSEA INICIAL (mm)		
ALTURA DE LA CRESTA ÓSEA A LOS 3 MESES (mm)		
ANCHURA DE LA CRESTA ÓSEA A LOS 3 MESES (mm)		
CANTIDAD DE HUESO NEOFORMADO (%)		
CANTIDAD DE HUESO LAMINAR (%)		
CANTIDAD DE BIOMATERIAL RESIDUAL (%)		
CANTIDAD DE TEJIDO CONECTIVO (%)		

V. RESULTADOS

V.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

V.1.1. DISTRIBUCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra se compuso de 15 pacientes de los cuales se trataron 30 alveolos: 15 de ellos fueron rellenados con CAPO-Si (test) y 15 con HAB (control). Uno de los alveolos del grupo test no se pudo incluir en el estudio por fracaso de la PAP ya que se produjo una dehiscencia de la sutura con exposición del biomaterial.

GRUPO	ALVEOLOS	PORCENTAJE
Test (CAPO-Si)	14	48%
Control (HAB)	15	52%
Total	29	100%

Tabla V.1. Distribución de la muestra del estudio.

DISTRIBUCIÓN DE LA MUESTRA

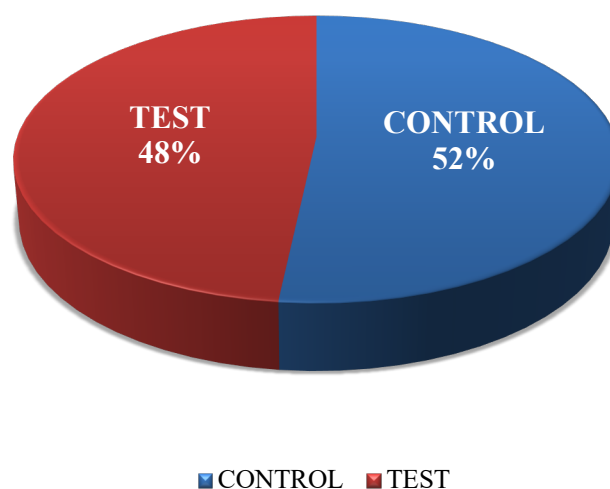


Figura V.1. Distribución de la muestra.

V.1.2. EDAD

La edad media de la muestra fue de 52 ± 10 años, encontrándose el rango mínimo de edad en los 29 años y el máximo en los 80 años.

EDAD	MEDIA	DE	MÍN.	MÁX.
	52	10	29	80

Tabla V.2. Distribución de edad de la muestra.

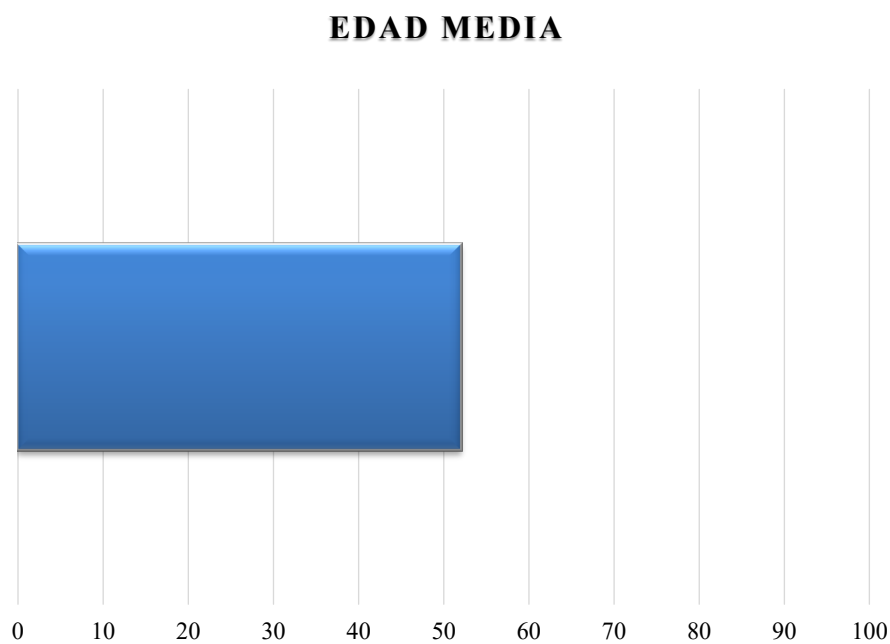


Figura V.2. Edad media de la muestra.

V.1.3. SEXO

La muestra estuvo compuesta por 9 mujeres y 6 hombres. Esto corresponde a un 60% de mujeres y un 40% de hombres con una proporción de 1,5:1 respectivamente.

SEXO	MUJERES	HOMBRES	PROPORCIÓN MUJER:HOMBRE
	9	6	1,5:1

Tabla V.3. Distribución del sexo de la muestra.

DISTRIBUCIÓN DEL SEXO

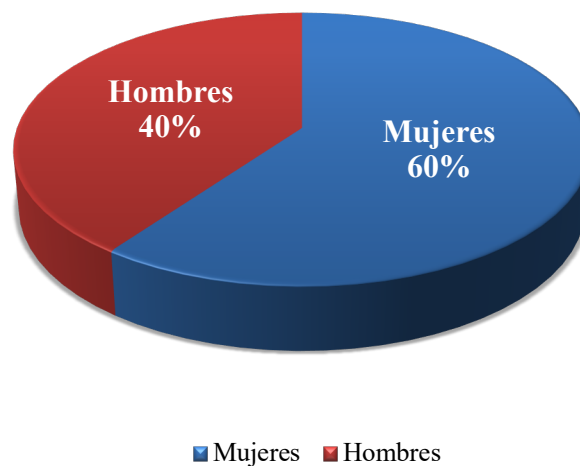


Figura V.3. Distribución del sexo de la muestra.

V.1.4. RESULTADOS DENSITOMÉTRICOS

El grupo test presentó una media de densidad mineral de $1117,82 \pm 106$ UH, encontrándose el rango mínimo de densidad ósea en 905,75 UH y el máximo en los 1300,71 UH.

El grupo control presentó una media de densidad mineral de $1078,55 \pm 119$ UH, encontrándose el rango mínimo de densidad ósea en 890,54 UH y el máximo en los 1287,70 UH.

Al comparar las medias de ambos grupos se observa una mayor densidad mineral en el grupo test que en el grupo control (Figura V.4).

DENSIDAD ÓSEA	MEDIA	MEDIANA	DE	MÍN.	MÁX.
Grupo test (CAPO-Si)	1117,82	1121,77	106,81	905,75	1300,71
Grupo control (HAB)	1078,55	1097,45	119,32	890,54	1287,70
Total	1097,51	1105,09	113,20	890,54	1300,71

Tabla V.4. Comparativa de la densidad ósea expresada en UH en el grupo test y control.

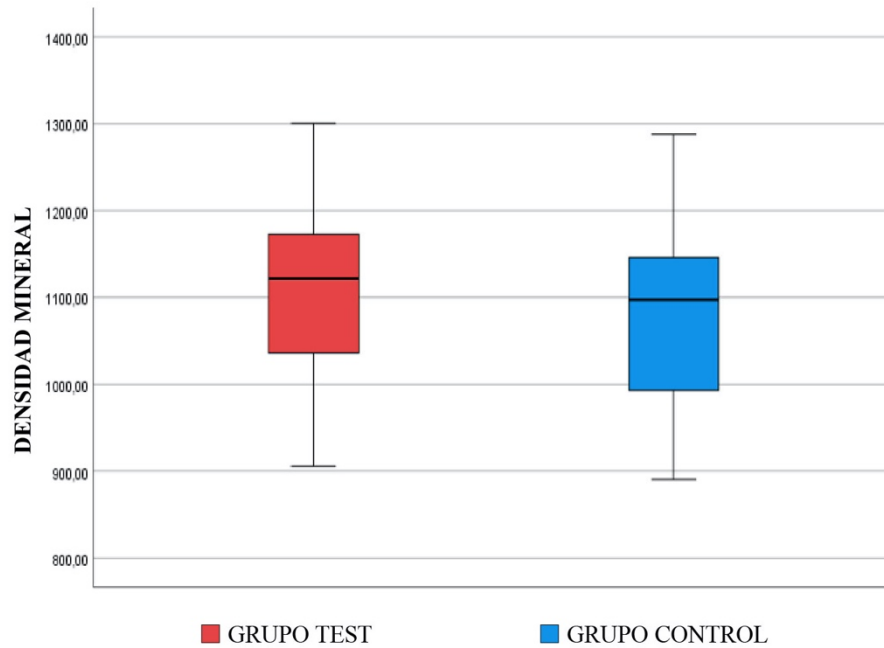


Figura V.4. Comparativa de la densidad mineral ósea expresada en UH entre ambos grupos. Test: CAPO-Si; Control: HAB.

V.1.5. RESULTADOS DE LA PRESENCIA RADIOGRÁFICA DE BIOMATERIAL RESIDUAL

El grupo test presenta 0 alveolos con ausencia de material residual, 10 alveolos con presencia parcial de material residual y 4 alveolos con presencia total de material residual.

Por otro lado, el grupo control presenta 0 alveolos con ausencia de material residual, 5 alveolos con presencia parcial de material residual y 10 alveolos con presencia total de material residual.

MATERIAL RESIDUAL	AUSENCIA	PARCIAL	TOTAL
Grupo test (CAPO-Si)	0 (0%)	10 (71%)	4 (29%)
Grupo control (HAB)	0 (0%)	5 (33%)	10 (67%)
Total	0 (0%)	15 (52%)	14 (48%)

Tabla V.5. Distribución de la presencia radiográfica de biomaterial residual de la muestra.

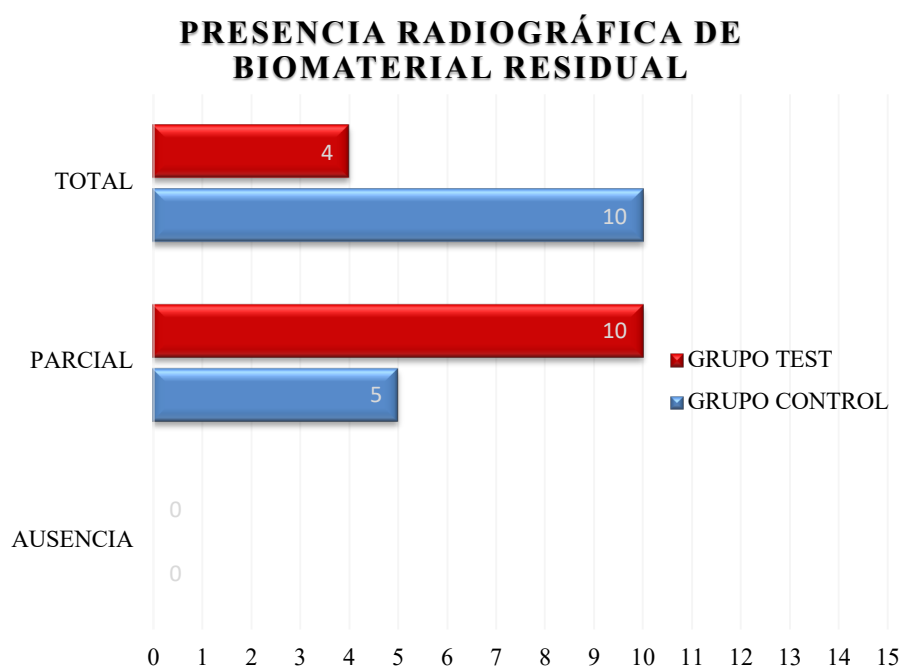


Figura V.5. Comparativa de la distribución de la presencia radiográfica de biomaterial residual alveolar entre los grupos.

V.1.6. RESULTADOS DEL GRADO DE CORTICALIZACIÓN DE LA CRESTA ÓSEA

El grupo test presenta 2 alveolos con corticalización ausente, 5 alveolos con corticalización parcial y 7 alveolos con corticalización completa.

El grupo control presenta 3 alveolos con corticalización ausente, 5 alveolos con corticalización parcial y 7 alveolos con corticalización completa.

CORTICALIZACIÓN	AUSENTE	PARCIAL	COMPLETA
Grupo test (CAPO-Si)	2 (14%)	5 (36%)	7 (50%)
Grupo control (HAB)	3 (20%)	5 (33%)	7 (47%)
Total	5 (17%)	10 (35%)	14 (48%)

Tabla V.6. Distribución del grado de corticalización de la cresta ósea de la muestra.

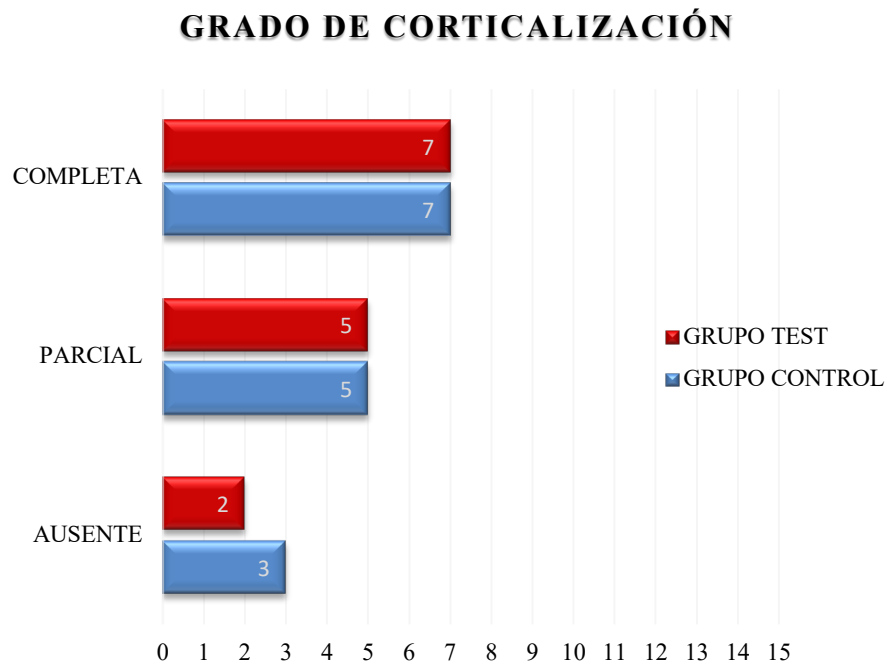


Figura V.6. Comparativa de la distribución de la corticalización de los alveolos entre los grupos control y test.

V.1.7. RESULTADOS DE LA PÉRDIDA ÓSEA

V.1.7.1. Resultados de pérdida ósea vertical

El grupo test presenta una media de pérdida ósea vertical de $0,64 \pm 0,29$ mm, encontrándose el rango mínimo de pérdida ósea en 0,3 mm y el máximo en los 1,4 mm.

GRUPO TEST (CAPO-Si)	PÉRDIDA ÓSEA VERTICAL
1	0,3
2	0,7
3	0,4
4	0,4
5	0,4
6	0,5
7	1
8	0,8
9	0,8
10	1,4
11	0,8
12	0,5
13	0,5
14	0,5

Tabla V.7. Distribución de la pérdida ósea vertical en milímetros del grupo test.

El grupo control presenta una media de pérdida ósea vertical de $0,73 \pm 0,22$ mm, encontrándose el rango mínimo de pérdida ósea en 0,4 mm y el máximo en los 1,1 mm.

GRUPO CONTROL (HAB)	PÉRDIDA ÓSEA VERTICAL
1	0,5
2	1
3	1
4	0,5
5	0,6
6	0,6
7	0,7
8	0,8
9	0,6
10	0,4
11	1,1
12	0,6
13	0,8
14	1,1
15	0,7

Tabla V.8. Distribución de la pérdida ósea vertical en milímetros del grupo control.

Al comparar las medias de ambos grupos se observa una menor pérdida ósea vertical en el grupo test que en el grupo Control (Figura V.7).

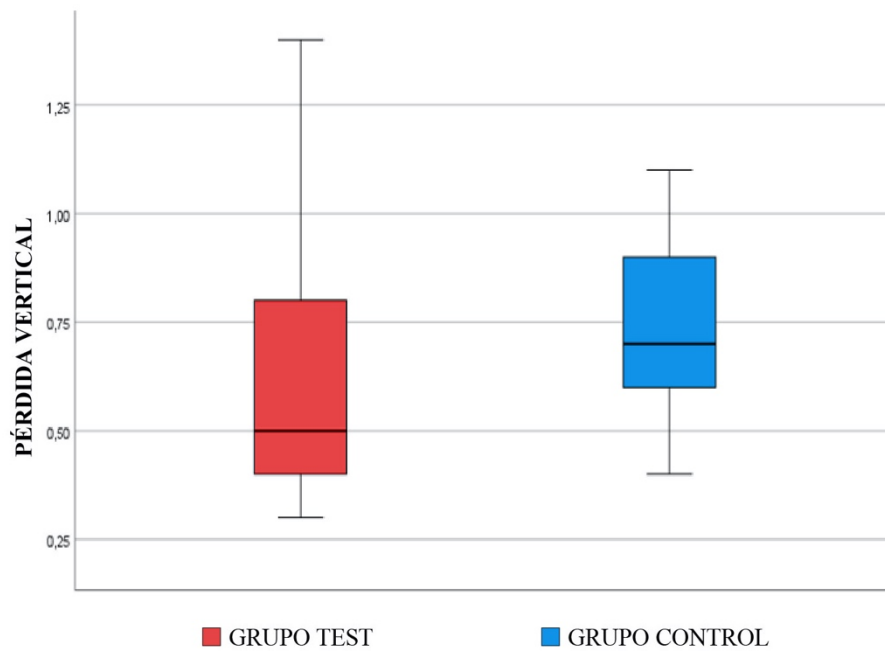


Figura V.7. Comparativa de la pérdida ósea vertical en milímetros en ambos grupos. Test: CAPO-Si; Control: HAB.

V.1.7.2. Resultados de pérdida ósea horizontal

El grupo test presenta una media de pérdida ósea horizontal de $0,92 \pm 0,20$ mm, encontrándose el rango mínimo de pérdida ósea en 0,6 mm y el máximo en los 1,3 mm.

GRUPO TEST (CAPO-Si)	PÉRDIDA ÓSEA HORIZONTAL
1	1
2	1,3
3	0,9
4	0,8
5	1,1
6	1,2
7	0,7
8	1,1
9	0,8
10	0,9
11	1,1
12	0,6
13	0,7
14	0,8

Tabla V.9. Distribución de la pérdida ósea horizontal en milímetros del grupo test.

El grupo control presenta una media de pérdida ósea horizontal de $1,22 \pm 0,29$ mm, encontrándose el rango mínimo de pérdida ósea en 0,8 mm y el máximo en los 1,6 mm.

GRUPO CONTROL (HAB)	PÉRDIDA ÓSEA HORIZONTAL
1	1,4
2	1,4
3	1,1
4	1,6
5	1,5
6	1,5
7	1,2
8	1,5
9	1,6
10	1,1
11	0,8
12	0,8
13	1,1
14	0,9
15	0,9

Tabla V.10. Distribución de la pérdida ósea horizontal en milímetros del grupo control.

Al comparar las medias de ambos grupos se observa una menor pérdida ósea horizontal en el grupo test que en el grupo control (Figura V.8).

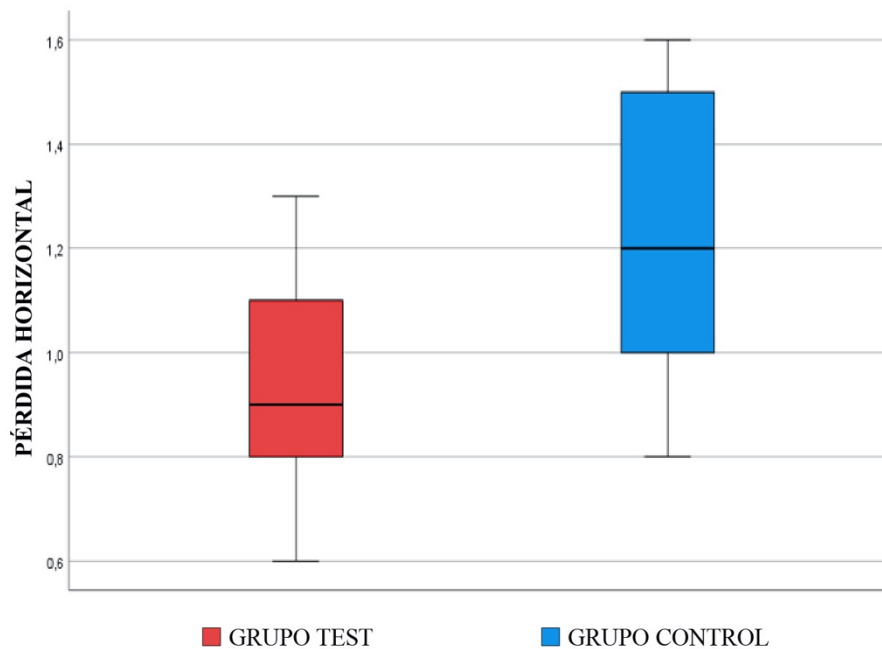


Figura V.8. Comparativa de la pérdida ósea horizontal en milímetros en ambos grupos. Test: CAPO-Si; Control: HAB.

V.1.8. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS

En general, las muestras consistieron en una porción de hueso compuesta por un área laminar rodeada de hueso en diferentes etapas de maduración (hueso inmaduro y en remodelación). Junto a esta región, se observó otra zona compuesta por biomaterial con una proporción variable de hueso. No hubo signos de necrosis o infección.

V.1.8.1. Cantidad de hueso neoformado

El grupo test presentó una media de hueso neoformado de $23,14 \pm 14,66\%$, encontrándose el rango mínimo de hueso neoformado en $4,26\%$ y el máximo en $51,27\%$.

El grupo control presentó una media de hueso neoformado de $11,04 \pm 6,80\%$, encontrándose el rango mínimo de hueso neoformado en $1,79\%$ y el máximo en $23,17\%$.

HUESO NEOFORMADO	MEDIA	DE	MÍN.	MÁX.
Grupo test (CAPO-Si)	23,14	14,66	4,26	51,27
Grupo control (HAB)	11,04	6,80	1,79	23,17
Total	17,09	12,72	1,79	51,27

Tabla V.11. Comparativa de la cantidad de hueso neoformado expresada en % en el grupo test y control.

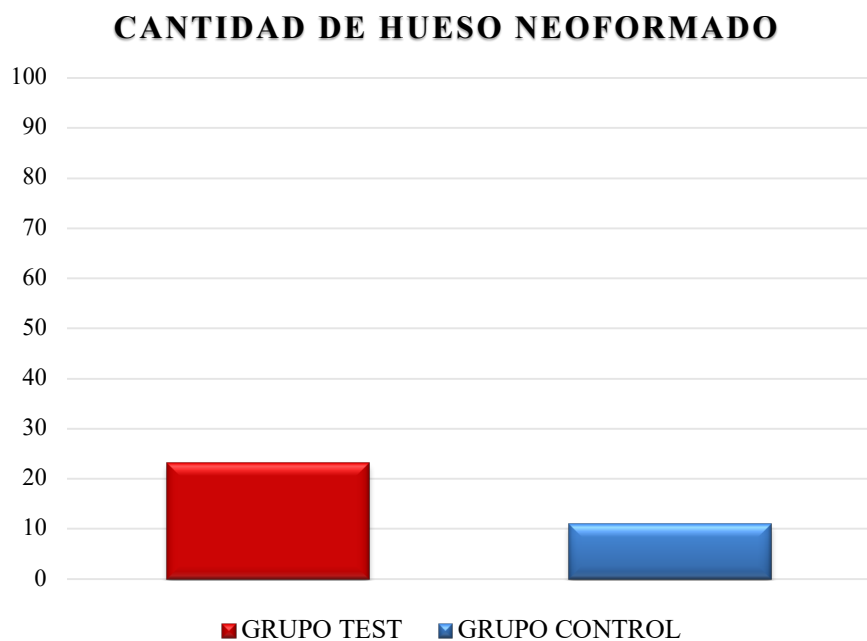


Figura V.9. Comparativa de la cantidad de hueso neoformado expresada en % de los alveolos entre los grupos test y control.

V.1.8.2. Cantidad de hueso laminar

El grupo test presentó una media de hueso laminar de $13,97 \pm 9,87\%$, encontrándose el rango mínimo de hueso laminar en $0,24\%$ y el máximo en $29,19\%$.

El grupo control presentó una media de hueso laminar de $9,44 \pm 9,77\%$, encontrándose el rango mínimo de hueso laminar en 0% y el máximo en $23,97\%$.

HUESO LAMINAR	MEDIA	DE	MÍN.	MÁX.
Grupo test (CAPO-Si)	13,97	9,87	0,24	29,19
Grupo control (HAB)	9,44	9,77	0	23,97
Total	11,71	9,81	0	29,19

Tabla V.12. Comparativa de la cantidad de hueso laminar expresada en % en el grupo test y control.

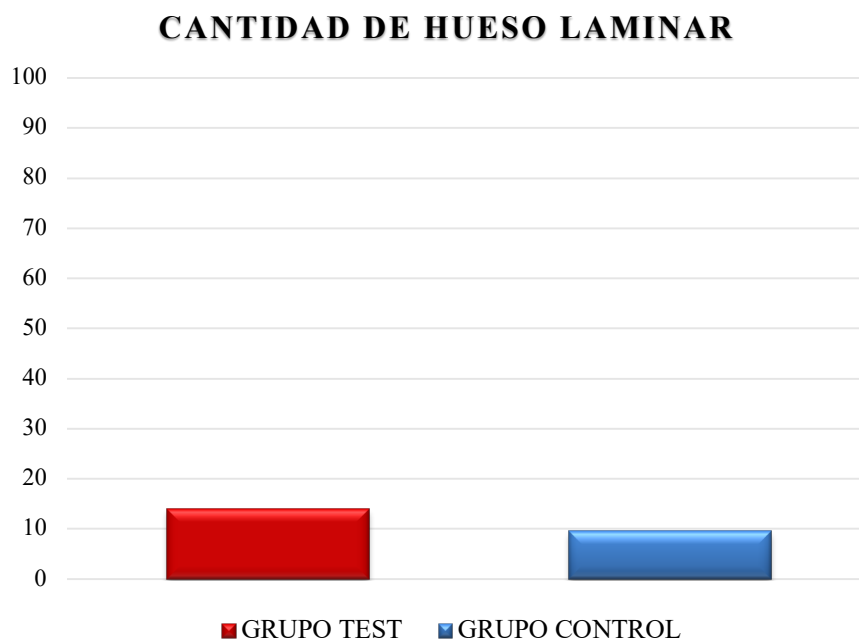


Figura V.10. Comparativa de la cantidad de hueso laminar expresada en % de los alveolos entre los grupos test y control.

V.1.8.3. Cantidad de biomaterial residual

El grupo test presentó una media de biomaterial residual de $5,14 \pm 10,04\%$, encontrándose el rango mínimo de biomaterial residual en 0% y el máximo en 31,01%.

El grupo control presentó una media de biomaterial residual de $17,41 \pm 13,38\%$, encontrándose el rango mínimo de biomaterial residual en 2,27% y el máximo en 38,75%.

BIOMATERIAL RESIDUAL	MEDIA	DE	MÍN.	MÁX.
Grupo test (CAPO-Si)	5,14	10,04	0	31,01
Grupo control (HAB)	17,41	13,38	2,27	38,75
Total	11,28	13,10	0	38,75

Tabla V.13. Comparativa de la cantidad de biomaterial residual expresada en % en el grupo test y control.

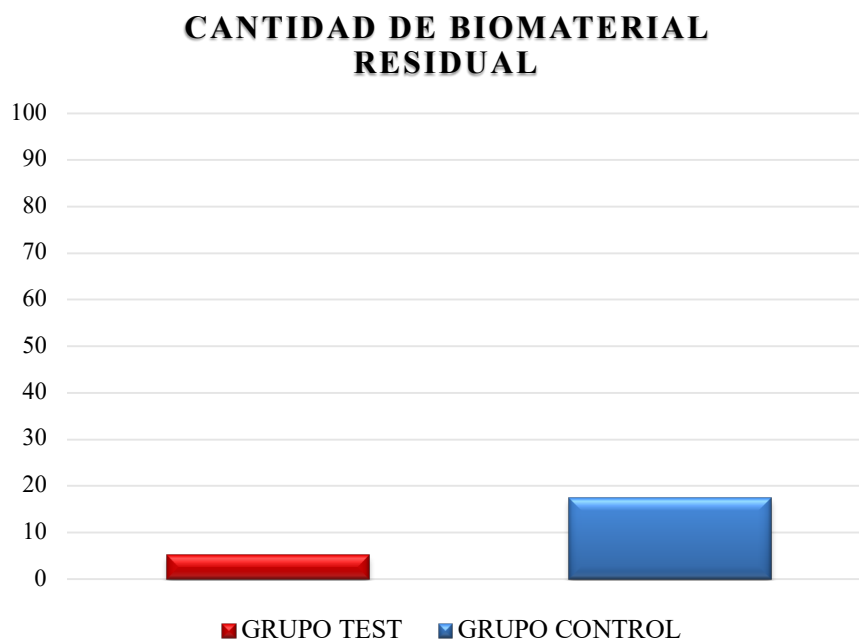


Figura V.11. Comparativa de la cantidad de biomaterial residual en % de los alveolos entre los grupos test y control.

V.1.8.4. Cantidad de tejido conectivo

El grupo test presentó una media de tejido conectivo de $57,75 \pm 15,67\%$, encontrándose el rango mínimo de tejido conectivo en $33,24\%$ y el máximo en $77,94\%$.

El grupo control presentó una media de tejido conectivo de $62,11 \pm 6,72\%$, encontrándose el rango mínimo de tejido conectivo en $51,73\%$ y el máximo en $74,52\%$.

TEJIDO CONECTIVO	MEDIA	DE	MÍN.	MÁX.
Grupo test (CAPO-Si)	57,75	15,67	33,24	77,94
Grupo control (HAB)	62,11	6,72	51,73	74,52
Total	59,93	11,91	33,24	77,94

Tabla V.14. Comparativa de la cantidad de tejido conectivo expresada en % en el grupo test y control.

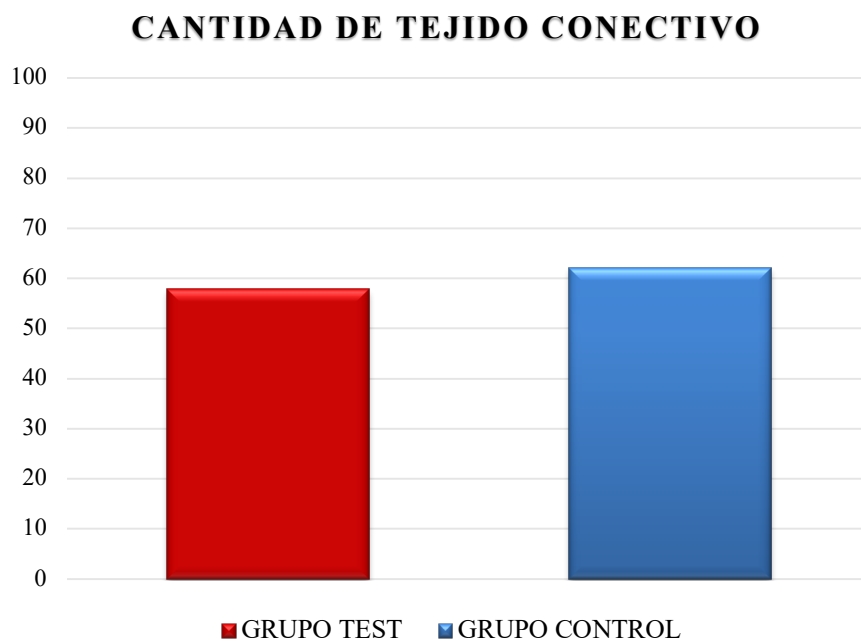


Figura V.12. Comparativa de la cantidad de tejido conectivo expresada en % de los alveolos entre los grupos test y control.

V.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

V.2.1. ANÁLISIS DENSITOMÉTRICO

Al comparar los resultados densitométricos obtenidos del grupo test frente al grupo control no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,360$).

DENSIDAD MINERAL									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	0,274	0,605	0,931	27	0,360	39,262	42,168	-47,25	125,78
No se asumen varianzas iguales			0,935	26,959	0,358	39,262	42,002	-46,92	125,45

Tabla V.15. Resultados de la comparativa de la densidad ósea entre ambos grupos.

V.2.2. PRESENCIA RADIOGRÁFICA DE BIOMATERIAL RESIDUAL

Al comparar la presencia radiográfica de biomaterial residual con los grupos de estudio mediante tablas cruzadas, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar estas variables mediante la prueba de chi-cuadrado.

PRESENCIA RAD. DE BIOMATERIAL RESIDUAL Y GRUPO DE ESTUDIO				
PRUEBA DE CHI-CUADRADO				
	Valor	gl	Sig. (bilat.)	Prob. en el punto
Chi-cuadrado de Pearson	4,209	1	0,066	
Corrección de continuidad	2,821	1		
Razón de verosimilitud	4,321	1	0,066	
Prueba de Fisher			0,066	
Asociación lineal por lineal	4,063	1	0,066	0,039

Tabla V.16. Prueba de chi-cuadrado comparativa entre la presencia radiográfica de biomaterial residual y ambos grupos de estudio.

Al comparar la presencia radiográfica de biomaterial residual con el sexo mediante tablas cruzadas, tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

La prueba de chi-cuadrado no mostró diferencias estadísticamente significativas al evaluar estas variables.

V.2.3. GRADO DE CORTICALIZACIÓN DE LA CRESTA ÓSEA

Los resultados mostraron que la comparativa entre el grado de corticalización de la cresta ósea con los grupos de estudio, mediante tablas cruzadas, no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas.

La prueba de chi-cuadrado tampoco mostró diferencias estadísticamente significativas al comparar estas variables.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar el grado de corticalización de la cresta ósea con el sexo mediante tablas cruzadas.

Al comparar estas variables, la prueba de chi-cuadrado no mostró diferencias estadísticamente significativas.

V.2.4. RESULTADOS DE LA PÉRDIDA ÓSEA

V.2.4.1. Pérdida ósea vertical

Al comparar los resultados de pérdida ósea vertical obtenidos de un grupo frente al otro, no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, obteniendo una $p = 0,363$.

PÉRDIDA ÓSEA VERTICAL									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	0,786	0,383	-0,926	27	0,363	-0,090	0,097	-0,29	0,11
No se asumen varianzas iguales			-0,917	24,207	0,368	-0,090	0,098	-0,29	0,11

Tabla V.17. Resultados de la comparativa de la pérdida ósea vertical entre ambos grupos.

V.2.4.2. Pérdida ósea horizontal

Por otro lado, al comparar los resultados de pérdida ósea horizontal obtenidos de ambos grupos se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,004$) mostrando el grupo test (CAPO-Si) una menor pérdida horizontal.

PÉRDIDA ÓSEA HORIZONTAL									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	3,535	0,071	-3,144	27	0,004	-0,298	0,094	-0,49	-0,10
No se asumen varianzas iguales			-3,180	25,386	0,004	-0,298	0,093	-0,49	-0,10

Tabla V.18. Resultados de la comparativa de la pérdida ósea horizontal entre ambos grupos.

V.2.5. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS

V.2.5.1. Cantidad de hueso neoformado

Al comparar la cantidad de hueso neoformado entre ambos grupos se encontró una mayor cantidad en el grupo test que en el grupo control ($23,14 \pm 14,66\%$ frente a $11,04 \pm 6,80\%$, respectivamente) siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,039$).

CANTIDAD DE HUESO NEOFORMADO									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	3,703	0,072	2,246	16	0,039	12,101	5,388	0,67	23,52
No se asumen varianzas iguales			2,246	11,292	0,046	12,101	5,388	0,27	23,92

Tabla V.19. Resultados de la comparativa de la cantidad de hueso neoformado entre ambos grupos.

V.2.5.2. Cantidad de hueso laminar

En cuanto a la comparación de los resultados obtenidos entre ambos grupos de la cantidad de hueso laminar revelan que son también mayores en el grupo test que en el grupo control ($13,97 \pm 9,87\%$ frente a $9,44 \pm 9,77\%$, respectivamente), pero sin alcanzar un resultado estadístico significativo ya que se obtuvo una $p = 0,342$.

CANTIDAD DE HUESO LAMINAR									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	0,065	0,802	0,979	16	0,342	4,534	4,631	-5,28	14,35
No se asumen varianzas iguales			0,979	15,998	0,342	4,534	4,631	-5,28	14,35

Tabla V.20. Resultados de la comparativa de la cantidad de hueso laminar entre ambos grupos.

V.2.5.3. Cantidad de biomaterial residual

Con respecto a las cantidades de biomaterial residual entre ambos grupos, el grupo test mostró una menor cantidad que el grupo control ($5,14 \pm 10,04\%$ vs. $17,41 \pm 13,38\%$, respectivamente), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,043$).

CANTIDAD DE BIOMATERIAL RESIDUAL									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estánd.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	2,474	0,135	-2,201	16	0,043	-12,27	5,576	-24,09	-0,44
No se asumen varianzas iguales			-2,201	14,843	0,044	-12,27	5,576	-24,16	-0,37

Tabla V.21. Resultados de la comparativa de la cantidad de biomaterial residual entre ambos grupos.

V.2.5.4. Cantidad de tejido conectivo

Los resultados de la cantidad de tejido conectivo también fueron menores en el grupo test que en el control ($57,75 \pm 15,67\%$ frente a $62,11 \pm 6,72\%$, respectivamente), aunque no se obtuvo en el test estadístico un resultado significativo, obteniendo un valor de $p = 0,454$.

CANTIDAD DE TEJIDO CONECTIVO									
PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES									
	PRUEBA DE LEVENE DE IGUALDAD DE VARIANZAS				PRUEBA T PARA IGUALDAD DE MEDIAS (95% DE INTERVALO DE CONFIANZA)				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat.)	Dif. de medias	Dif. error estándar.	Inf.	Sup.
Se asumen varianzas iguales	6,619	0,020	-0,768	16	0,454	-4,364	5,682	-16,41	7,68
No se asumen varianzas iguales			-0,768	10,848	0,459	-4,364	5,682	-16,89	8,16

Tabla V.22. Resultados de la comparativa de la cantidad de tejido conectivo entre ambos grupos.

VI. DISCUSIÓN

La obtención de nuevo tejido óseo mediante técnicas de regeneración constituye uno de los mayores retos en el campo de la cirugía bucal e implantología. Aquellos defectos óseos generados como consecuencia de diferentes procesos patológicos conllevan, en numerosas ocasiones, un enfoque terapéutico dirigido a la regeneración con injertos óseos o biomateriales (175–177).

Además, la pérdida dental conlleva una subsecuente reducción irreversible de soporte óseo en anchura y en altura determinada por una serie de factores fisiológicos, hereditarios y mecánicos. Esta pérdida ósea puede comprometer la posibilidad de una rehabilitación implantológica (178–180).

En los últimos años se han venido investigando diferentes tipos de biomateriales de injerto óseo y ninguno de ellos ha conseguido, por ahora, frenar totalmente la reabsorción de la cresta alveolar tras la extracción dental (11,74).

Entre ellos destaca el hueso autólogo ya que es el único injerto óseo que ofrece propiedades osteogénicas, osteoinductivas, osteoconductoras (96,97).

Por el contrario, como refleja el estudio de Park y cols. (101), presenta ciertas desventajas como la necesidad de un segundo sitio quirúrgico, una mayor morbilidad por el requerimiento de una zona donante de hueso, una disponibilidad limitada del hueso extraído, unas tasas de reabsorción impredecibles y una necesidad de anestesia general para la extracción de hueso extraoral.

Debido a estos inconvenientes, se han realizado diferentes investigaciones con otros sustitutos óseos con el fin de conseguir reemplazar al hueso autólogo, manteniendo sus propiedades en la regeneración ósea (181,182).

Entre los sustitutos óseos investigados, se encuentran los injertos alogénicos que fueron introducidos como una primera alternativa al hueso autólogo. Sin embargo, como refleja el estudio de Kloss y cols. (109) de 2018, tampoco están exentos de desventajas, presentando el riesgo, siendo este bajo, de transmitir enfermedades del donante. Este injerto también muestra las desventajas de una tasa de reabsorción impredecible y la posibilidad de exposición del injerto por dehiscencia de la herida (111).

Como reflejan diferentes estudios (101,183–189), los sustitutos óseos de origen porcino, equino y fundamentalmente bovino han sido empleados con éxito en diferentes técnicas de regeneración ósea.

Entre ellos, la HAB es la más estudiada. Debido a la similitud que presenta con el hueso humano, al tener una proporción de calcio-fosfato de 1,67, este material ha demostrado una gran capacidad osteoconductora. Su matriz sirve como componente estable para la neoformación ósea, previniendo la reabsorción prematura de los injertos (190–192).

Además, la HAB ha conseguido conservar con éxito las dimensiones de la cresta ósea tras la extracción dental en diferentes investigaciones de PAP. Por ello, este biomaterial ha resultado ser un referente de comparación en el campo de la ROG (14–16).

Entre los materiales sintéticos, los compuestos de fosfato cálcico han sido utilizados con éxito en numerosos estudios de regeneración ósea, incluyendo la PAP (18–22). Además, como reflejan diferentes investigaciones, la incorporación de Si a diferentes compuestos de fosfato cálcico ha resultado en un aumento de la osteogénesis (151,152,193–197).

Aun así, ningún material ha conseguido mostrarse superior frente a otro en la técnica de PAP. Entre los diferentes estudios publicados, se ha observado que los resultados radiológicos, clínicos e histológicos varían dependiendo del tipo de biomaterial utilizado (11,74).

Por estos motivos, en el presente estudio se eligió el injerto de HAB (Bio-Oss®) como biomaterial de referencia en los alveolos del grupo control frente a un nuevo material sintético compuesto por CAPO-Si (Osseolive®) en los alveolos del grupo test, comparando sus resultados desde un punto de vista radiológico, clínico e histológico.

Para el análisis radiológico, se utilizaron las UH obtenidas en las CBCT para evaluar la densidad y calidad ósea. Las UH se utilizan para evaluar la densidad radiológica de los materiales y se establecen sobre una base en la que el aire equivale a < 1000 UH, el agua equivale a 0 UH y el material con mayor densidad presenta > 3000 UH. La mayoría de las densidades óseas oscilan entre 100 y 1900 UH (160).

Misch (198) estableció una clasificación para poder evaluar la calidad ósea mediante las UH. Esta clasificación, aún vigente, distingue las siguientes densidades óseas:

- D1: hueso con cortical densa. Presenta > 1250 UH.
- D2: hueso con cortical densa a porosa y trabéculas gruesas. Presenta 850-1250 UH.
- D3: hueso con cortical porosa delgada y trabéculas finas. Presenta 350-850 UH.
- D4: hueso con trabéculas finas. Presenta 150-350 UH.
- D5: hueso con mineralización incompleta. Presenta < 150 UH.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio revelan que la densidad mineral media del biomaterial en el grupo test (CAPO-Si) es superior a la densidad obtenida en el grupo control (HAB), sin llegar a mostrar diferencias estadísticamente significativas. La densidad del biomaterial para ambos grupos corresponde, según la clasificación de Misch, a un hueso tipo D2.

La importancia de estos resultados reside en poder conocer el comportamiento densitométrico radiológico que ambos biomateriales alcanzan en un periodo de 90 días desde su aplicación en el alveolo. Este resultado densitométrico irá reduciéndose con el transcurso del tiempo debido a una reabsorción y reemplazo por hueso neoformado.

Un estudio similar al nuestro, realizado por Henao y cols. (139) en 2016, comparó la utilización de dos biomateriales en la técnica de PAP en 37 alveolos. Para ello, estableció un grupo test en el que el alveolo se rellenó con β -TCP y un grupo control rellenado con un material bifásico de HA y β -TCP. Las UH obtenidas en las CBCT, realizadas a los 3 meses para evaluar la densidad y calidad ósea de los biomateriales, revelaron una densidad media de 1052 UH para el grupo test y de 1020 UH para el grupo

control, concluyendo que no existían diferencias densitométricas estadísticamente significativas entre un biomaterial y otro.

Si analizamos estos valores obtenidos y los de nuestra investigación, podemos apreciar que las densidades de la HAB y el CAPO-Si son similares a otros materiales como el β -TCP y los materiales bifásicos, mostrando una densidad media en el transcurso de 3 meses en torno a las 1000 UH.

Por otro lado, el estudio de Wallace (59) de 2015 empleó la técnica de PAP, mediante el uso de HAB combinada con membrana de colágeno. En este caso, se realizó una CBCT transcurridos 4 meses obteniendo valores densitométricos medios para este material de 543 UH, encontrando el valor mínimo en 420 UH y el máximo en 822 UH.

Al comparar los resultados obtenidos en el trabajo de Wallace (59) con los nuestros podemos ver valores densitométricos relativamente más bajos. Esto puede ser debido a que en su estudio se esperaron 4 meses para proceder a la realización de la CBCT y a la colocación de los implantes mientras que nosotros esperamos únicamente 3 meses. Esto significaría que a mayor tiempo de maduración del injerto en el alveolo este presentará menor densidad radiológica.

Esto mismo sucede con los injertos de fosfato de calcio como se puede apreciar en la investigación realizada por Das y cols. (140) de 2016 quienes compararon la densidad ósea obtenida en las CBCT tras realizar la técnica de PAP en 26 pacientes estableciendo un alveolo test relleno con β -TCP y un alveolo control relleno con PRF. Los valores densitométricos fueron registrados en el momento inicial y también a

los 6 meses. Los resultados obtenidos a los 6 meses revelaron una densidad para el β -TCP de 740,02 UH frente a 895,82 UH encontradas en el grupo relleno con PRF. Los autores concluyeron que las densidades del PRF en el alveolo aumentaron mientras que las del β -TCP se redujeron ligeramente de sus valores iniciales.

Haciendo referencia a la variable del presente estudio que analizó la presencia de biomaterial residual en el alveolo a nivel radiológico, hay que tener en cuenta que todo biomaterial utilizado como sustituto óseo, con el fin de obtener una regeneración, debe permanecer en su estado original temporalmente, actuando como soporte para la neoformación ósea. De esta manera, gradualmente debe sufrir una reabsorción completa, reemplazándose por una neoformación de tejido óseo funcional; cuanto antes se complete este proceso antes se podrá insertar el implante (145).

Esta reabsorción del biomaterial es de gran importancia ya que una neoformación ósea exitosa permitirá que el implante se osteointegre y se logre un contacto óptimo entre el hueso y el implante. La osteointegración solo puede tener lugar entre el tejido óseo funcional y la superficie del implante, no entre el biomaterial residual y la superficie del implante (156).

En la presente investigación se apreció una mayor reabsorción del CAPO-Si frente a la HAB a nivel radiológico. Por otro lado, en ninguno de los casos del grupo test ni del grupo control se obtuvo una reabsorción completa de los biomateriales. Estos resultados revelan que el periodo de 90 días, tras realizar la técnica de PAP, es un tiempo insuficiente para obtener una reabsorción completa de este tipo de injertos.

Este hallazgo está en concordancia con otros estudios como el realizado por Artzi y cols. (141). En este estudio, los autores evaluaron el tiempo que conllevaba la reabsorción completa de los injertos de HAB y de β -TCP. Los resultados revelaron que el tiempo requerido para una reabsorción completa del injerto de β -TCP varía desde los 9 meses hasta los 12 meses, mientras que el tiempo para la reabsorción completa de la HAB es mucho mayor, encontrando todavía partículas residuales transcurridos los 12 meses.

Otro estudio realizado por Pérez-Sayáns y cols. (153) en 2019, evaluó también un nuevo biomaterial compuesto por fosfato cálcico modificado con monetita frente a la HAB en la regeneración de defectos óseos. Los autores encontraron a los 4 meses una menor cantidad de material residual del fosfato cálcico modificado con monetita que de HAB, concluyendo que esta mayor tasa de reabsorción del fosfato cálcico permitió una mayor obtención de tejido óseo neoformado reemplazando al injerto.

Conocer estos resultados sobre la tasa de reabsorción resulta de gran importancia en el campo de la implantología ya que la presencia de grandes cantidades de injerto residual puede llegar a dificultar el posterior proceso de osteointegración tras la colocación del implante (115).

A pesar de ello, en el estudio realizado por Berglundh y Lindhe (115), se observa que, incluso con la presencia de algunos gránulos residuales en los alrededores del implante, se produce una interfaz hueso-implante normal a nivel histológico, participando estos gránulos en el proceso de remodelación ósea.

La corticalización del alveolo se debe a la formación de un puente óseo a nivel coronal que une el hueso crestal vestibular y palatino/lingual (39). Araújo y Lindhe (39) mostraron en un estudio con perros que en alveolos en los que no se realiza la técnica de PAP la corticalización o cierre alveolar tiene lugar entre la 4ª y la 8ª semana después de la extracción dentaria.

En otro estudio, realizado por Scala y cols. (40) en monos, observaron la formación de un puente óseo 30 días después de la extracción dental. Este puente óseo se convirtió en hueso maduro a los 90 días.

Al comparar los resultados de los estudios de Araújo y Lindhe (39) y Scala y cols. (40) con los nuestros, observamos que el proceso natural de cicatrización alveolar parece verse alterado cuando los alveolos son rellenados con un biomaterial. No todos los casos del presente estudio llegaron a obtener una corticalización completa mediante la formación de un puente óseo que conectase el hueso cortical vestibular y el palatino/lingual a nivel crestal en el periodo de 90 días después de la extracción. Estos resultados indican la necesidad de esperar un tiempo mayor para la obtención de una curación y maduración completa del hueso a nivel crestal. A pesar de ello, ambos biomateriales presentaron un comportamiento similar en cuanto al grado de corticalización obtenido por los alveolos.

En este sentido, el presente estudio fue innovador ya que distingue diferentes grados de corticalización en los alveolos tratados con PAP mediante un sistema de clasificación ósea a nivel crestal. No se ha podido comparar estos resultados con otros estudios de PAP ya que no analizan esta variable.

A pesar de esta ausencia de corticalización completa y de no llegar a obtener una reabsorción total de los biomateriales a nivel radiológico en el periodo de 90 días, en la literatura publicada se ha observado que el tiempo esperado para la colocación de los implantes tras realizar la técnica de PAP varía notablemente entre los diferentes estudios. Esto se puede apreciar en la revisión sistemática de Vignoletti y cols. (48), que muestra tiempos de espera que van desde los 3 hasta los 7 meses.

De esta manera, podría pensarse que períodos de curación más largos mejorarían los resultados del implante ya que se proporcionaría más tiempo para la mineralización del tejido óseo en el alveolo después de realizar la técnica PAP.

Esta afirmación queda contradicha por recientes revisiones sistemáticas como la realizada por Mardas y cols. (23) en 2015 o por De Risi y cols. (5) en 2015. Los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en las tasas de supervivencia y de éxito obtenidas entre los estudios en los que se colocaron los implantes en diferentes períodos de cicatrización tras realizar la PAP. Por ello, la colocación del implante podría realizarse transcurridos 3 ó 4 meses de cicatrización, independientemente de los materiales de injerto óseo utilizados.

Prueba de ello es el estudio realizado por Crespi y cols. (45) que evaluó el comportamiento de implantes colocados transcurridos tres meses de la extracción en alveolos en los que se había realizado la técnica de PAP con tres biomateriales de diferente composición (HA enriquecida con magnesio, SCA y HAB). Los resultados mostraron que no hubo diferencias significativas entre los diferentes grupos, obteniendo

todos ellos una tasa de supervivencia del 100% de los implantes en el periodo de seguimiento de 24 meses.

Según lo argumentado anteriormente, parece que el éxito de la técnica de PAP no se ve influenciado ni por el grado de reabsorción del injerto en el alveolo ni por el grado de cicatrización alveolar. Por estos motivos, en el presente estudio el tiempo de espera fue de 3 meses tras la realización de la técnica de PAP para proceder a la colocación de los implantes.

Por el contrario, otras técnicas de ROG, destinadas a conseguir un aumento en anchura y altura de la cresta alveolar, así como la técnica de elevación de seno abierta se ven influenciadas por el tiempo de espera para la maduración del injerto. Esto queda reflejado en la revisión sistemática de Aghaloo y cols. (46) de 2016, en la que diferentes autores presentan en sus estudios de ROG tiempos de espera desde los 4 a los 6 meses para poder proceder a la colocación de los implantes y lograr obtener de este modo un hueso con un mayor grado de maduración.

Con respecto a los cambios dimensionales que sufre el alveolo tras la extracción dental, el estudio de Schropp y cols. (49), revela que la cresta ósea pierde el 50% de su ancho alveolar durante los primeros 12 meses tras la extracción, lo que supone una reducción crestal de 5 a 7 mm. Debido a esto, la colocación en la posición ideal del implante puede verse comprometida (2,48).

Además, como refleja el estudio de Andrés-Veiga y cols. (175), hay que tener en cuenta que esta cantidad de reabsorción ósea varía entre un individuo y otro. También

sufre variaciones dependiendo de la edad del individuo y está condicionada por la influencia de una serie de factores locales y sistémicos.

En aquellas situaciones en las que el implante no se puede colocar inmediatamente después de la extracción, es recomendable realizar la técnica de PAP como muestra el metaanálisis llevado a cabo por Willenbacher y cols. (4) que concluye que la realización de PAP en comparación con no rellenar el alveolo con biomaterial puede reducir esta reabsorción hasta en 1,54 mm en anchura y en 1,12 mm en altura durante los 6 primeros meses. Por otra parte, la revisión realizada por Horowitz y cols. (70), señala una pérdida ósea mayor al no realizar la PAP, siendo esta de 3 mm en anchura y de más de 1 mm en altura.

Los resultados del presente estudio sobre la pérdida ósea muestran una menor reabsorción vertical en aquellos alveolos tratados con CAPO-Si que en los tratados con HAB aunque la diferencia no alcanzó significación estadística.

Por otro lado, los resultados de pérdida ósea horizontal mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, siendo el CAPO-Si el que menor pérdida obtuvo.

Al observar en conjunto esta reducción de las dimensiones óseas, se puede apreciar que los valores obtenidos son bajos en ambos grupos, lo que favorece la posterior rehabilitación implantológica al minimizar la pérdida ósea de la cresta alveolar. Estos resultados obtenidos son similares a los encontrados en otros estudios publicados.

En el estudio realizado por Cardaropoli y cols. (41), se aplicó la técnica de PAP sobre 48 alveolos encontrando una pérdida ósea vertical a los cuatro meses de 0,58 mm para el grupo tratado con HAB y membrana de colágeno, mientras que el grupo control, que consistía en alveolos vacíos, obtuvo una pérdida vertical de a 1,67 mm. La pérdida horizontal fue de 0,71 mm frente a 4,04 mm respectivamente.

Los resultados obtenidos por estos autores, en cuanto a la pérdida ósea vertical y horizontal empleando el material de HAB, son ligeramente menores a los obtenidos en nuestro estudio tanto para el grupo de HAB como para el grupo de CAPO-Si.

Lee y Jeong (47), realizaron un estudio en 2020 sobre 28 pacientes, estableciendo 3 grupos tras realizar la técnica de PAP. Un primer grupo rellenando el alveolo con HAB combinada con matriz derivada de esmalte, un segundo grupo rellenándolo únicamente con HAB y un tercer grupo control sin realizar un relleno con biomaterial en el alveolo. Los resultados de pérdida ósea vertical encontrados a los 5 meses de seguimiento fueron 0,61 mm, 0,90 mm y 1,30mm respectivamente. Los resultados de pérdida ósea horizontal fueron de 1,44 mm, 1,42 mm y 2,36 mm respectivamente.

Al analizar estos resultados, observamos que la combinación de la HAB con derivado de esmalte aumenta su efectividad en la técnica de PAP frente a la HAB sola. Por otro lado, los resultados de pérdida ósea vertical y horizontal obtenidos por el material de HAB de este estudio son ligeramente superiores a los encontrados en nuestro estudio. El material dopado muestra mejores resultados, apreciando una menor pérdida ósea como sucede en nuestro estudio con el material test que fue dopado con Si. La pérdida ósea

vertical de la HAB dopada es similar al CAPO-Si, mientras que el CAPO-Si presenta una menor pérdida ósea horizontal.

Se ha observado que el grosor de la cortical ósea vestibular varía según la zona maxilar y mandibular en la que se encuentre el diente. Así, en el sector anterior del maxilar se encuentra el menor espesor de cortical vestibular, siendo este en torno a 1 mm. La presencia de esta cortical vestibular es determinante en el grado de pérdida ósea durante la fase de cicatrización y remodelación tras la extracción del diente. Diferentes investigaciones concluyen que el empleo de injerto óseo ayuda al mantenimiento de la cortical vestibular (53,129,199).

Esto se puede observar en el estudio de Llanos y cols. (129) de 2019, quienes compararon un injerto de HAB con un 10% de colágeno frente a HAB en el relleno de alveolos postextracción de dientes del sector anterior (incisivos centrales, laterales y caninos maxilares). Para ello, realizaron la técnica de PAP en 65 pacientes, divididos en un grupo test (HAB con 10% de colágeno) y otro grupo control (HAB), cubriendo el alveolo con una membrana de colágeno en ambos grupos. Los resultados a los 4 meses revelaron una pérdida ósea vertical de la cortical vestibular empleando HAB con 10% de colágeno de 6,11 mm frente a 6,95 mm en el grupo con HAB. La pérdida ósea horizontal fue de 1,60 mm frente a 1,37 mm respectivamente. Los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Como se puede apreciar, los resultados obtenidos por estos autores sobre la pérdida ósea vertical son notablemente más elevados a los obtenidos en nuestra investigación. El motivo puede deberse a que en los criterios de inclusión aceptaron

alveolos con dehiscencia de la cortical vestibular mientras que en nuestro estudio estos alveolos quedaron excluidos. Además, los resultados de la presente investigación sobre la pérdida ósea horizontal tanto en el grupo CAPO-Si como en el grupo HAB también fueron menores. Analizando estos resultados podemos apreciar la importancia del mantenimiento de la integridad de la cortical vestibular en las técnicas de preservación ya que ayuda significativamente a reducir la pérdida ósea que sufre el alveolo tras la extracción dental.

Una investigación, con un diseño similar al presente estudio, realizada por Kotsakis y cols. (124), comparó también la HAB frente a un compuesto de fosfosilicato de calcio en 24 pacientes. Los resultados de la pérdida ósea vertical fueron de 0,88 mm vs. 0,84 mm respectivamente y de la pérdida ósea horizontal de 1,39 mm vs. 1,26 mm respectivamente, mostrando ambos grupos una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la pérdida horizontal al compararse frente a un grupo control en el que no se rellenó el alveolo con ningún material.

Estos resultados son similares a los encontrados en nuestro estudio con los materiales de HAB y CAPO-Si en las variables de pérdida ósea analizadas, excepto para la pérdida ósea horizontal ya que el compuesto de fosfosilicato de calcio muestra una mayor pérdida que el compuesto de CAPO-Si. Esto puede deberse a la diferente composición de los biomateriales.

El estudio de Brkovic y cols. (143), evaluó en la técnica de PAP el uso de β -TCP combinado con membrana en alveolos test y β -TCP sin membrana en alveolos control. Transcurridos 9 meses de seguimiento, la pérdida ósea vertical media fue de 0,12 mm y

de 0,50 mm respectivamente. La pérdida ósea horizontal fue de 0,86 mm y de 1,29 mm respectivamente. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Al comparar estos resultados con los de nuestra investigación, podemos apreciar una reducción ósea similar del compuesto formado por fosfato cálcico (β -TCP) con el empleado en nuestro estudio (CAPO-Si). Llama la atención ver resultados similares con diferentes tiempos de análisis de las variables de pérdida ósea. En el estudio mencionado transcurrieron 9 meses y en nuestro estudio, únicamente 3 meses.

Esto coincide con el estudio de Schropp y cols. (49), quienes tras analizar la pérdida ósea alveolar tras la extracción dental en un periodo de 12 meses observaron que la mayor parte de esta pérdida se produce en los primeros 3 meses, existiendo una reducción más paulatina en los siguientes meses.

Por otro lado, resulta interesante comparar los resultados obtenidos en nuestro trabajo con otros biomateriales de diferente composición para la regeneración ósea.

Así, un ensayo clínico realizado por Barone y cols. (200) en 2017, con un período de seguimiento de 3 meses, comparó las pérdidas óseas que sufría el alveolo estableciendo tres grupos con diferentes biomateriales de relleno: hueso cortical porcino, hueso cortico-esponjoso porcino y un grupo control en el que no se rellenó con ningún biomaterial. Las pérdidas óseas verticales obtenidas fueron de 0,30 mm, 0,57 mm y de 2,10 mm respectivamente. Por otro lado, las pérdidas óseas horizontales fueron de 1,33 mm, 0,93 mm, y 3,6 mm respectivamente. Estos resultados mostraron que ambos biomateriales de

relleno conseguían preservar las dimensiones óseas significativamente frente al grupo control.

Como se puede apreciar, al comparar sus resultados con los nuestros, la HAB y el CAPO-Si presentan una pérdida mayor del componente vertical que el hueso cortico-esponjoso porcino. Por otro lado, los resultados de la pérdida horizontal del hueso cortico-esponjoso porcino son menores que los de la HAB y similares a los del CAPO-Si.

En la investigación realizada por Aimetti y cols. (201), con un periodo de seguimiento de 3 meses sobre 40 pacientes, el grupo test fue tratado con SCA, mientras que el grupo control constaba de alveolos sin rellenar. En ninguno de los grupos se utilizó ningún tipo de membrana. Los resultados obtenidos revelaron que el grupo tratado con el biomaterial obtuvo menor reabsorción vertical (0,5 mm frente a 1,2 mm) y menor pérdida de anchura (2 mm frente a 3,2 mm).

Al comparar estos resultados con el material sintético que hemos empleado en este trabajo vemos que el SCA presenta menor pérdida ósea vertical, pero mayor pérdida horizontal que el CAPO-Si.

En cuanto a los resultados histomorfométricos del presente estudio revelaron que el grupo test presentó una mayor cantidad de hueso neoformado que el grupo control con una diferencia estadísticamente significativa. Por otro lado, los resultados de la cantidad de hueso laminar fueron mayores en el grupo test que en el grupo control sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas.

Con respecto al porcentaje medio, a nivel histomorfométrico, de biomaterial residual fue significativamente más bajo en el grupo test que en el grupo control. Estos resultados apuntan a una tasa de reabsorción más rápida del CAPO-Si que de la HAB, produciendo una mayor neoformación ósea. Además, la cantidad de tejido conectivo fue menor en el grupo test que en el grupo control pero sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas.

El estudio de Shim y cols. (125) de 2018, comparó en la técnica de PAP un grupo test relleno con una HA combinada con BMP frente a un grupo control que fue relleno con HAB. En las biopsias recolectadas a los 3 meses, el porcentaje de hueso neoformado en el grupo test fue de 25,37% en comparación con el grupo de control que fue de 6,13%. La proporción de biomaterial residual fue de 12,03% en el grupo test en comparación con un 16,79% en el grupo control.

Al analizar los resultados histomorfométricos, apreciamos una superioridad del compuesto sintético frente al xenógeno. Esto mismo sucede en nuestro estudio. Además, los porcentajes de hueso neoformado y biomaterial residual para el grupo de HA combinada con BMP son similares a los encontrados en nuestra investigación para el material sintético de CAPO-Si. También, al analizar el grupo control, los resultados obtenidos para la HAB son similares a los nuestros.

Por otro lado, en otros trabajos no se ha encontrado esta superioridad de los compuestos sintéticos frente a los xenoinjertos. Una investigación muy similar a la nuestra, realizada por Gholami y cols. (126), con un diseño a boca partida sobre 12 pacientes, se rellenaron los alveolos del grupo control con HAB y los alveolos del grupo

test con HA. Los resultados histomorfométricos obtenidos para la HA frente a la HAB fueron: una cantidad de hueso neoformado de 13,21% vs. 18,21% respectivamente y de biomaterial residual 13,68% vs. 20,62% respectivamente. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables analizadas.

Los resultados del biomaterial xenógeno empleado en la investigación son similares a los encontrados en nuestro estudio por el mismo material de HAB. Por el contrario, el material sintético de HA presenta una menor cantidad de hueso neoformado y de biomaterial residual que el empleado en nuestro grupo test (CAPO-Si).

Un estudio con modelo animal, realizado por Leventis y cols. (202) en 2018, empleó la técnica de PAP en cerdos, utilizando β -TCP frente a alveolos sin tratar. Los resultados histomorfométricos obtenidos a los 3 meses revelaron una cantidad de hueso neoformado de 20,33% vs. 15,40%, tejido conectivo de 76,24% vs. 83,26% y biomaterial residual de 0,26% vs. 0% respectivamente, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas en los resultados.

Al comparar estos resultados con los obtenidos en la presente investigación vemos que el β -TCP obtiene ligeramente menor cantidad de tejido neoformado y mayor cantidad de tejido conectivo que el compuesto CAPO-Si. Por otro lado, en este estudio el biomaterial de β -TCP había desaparecido casi por completo en los alveolos en el periodo de 3 meses, siendo su porcentaje de material residual ínfimo.

Otro estudio, realizado por Saito y cols. (144) en 2021, con un tiempo de espera mayor en la obtención de las biopsias, siendo este de 5 meses, comparó en la técnica de

PAP el β -TCP (grupo test) frente a aloinjerto (grupo control). Los resultados mostraron una mayor cantidad de tejido mineralizado (neoformado y laminar) en el grupo test que en el control ($38,2 \pm 12,5\%$ vs. $27,0 \pm 22,1\%$ respectivamente), menor cantidad de biomaterial residual ($15,7 \pm 7,0\%$ vs. $20,5 \pm 16,8\%$ respectivamente) y menor cantidad de tejido conectivo ($46,1 \pm 10,5\%$ vs. $52,5 \pm 11,8\%$ respectivamente).

Estos resultados obtenidos por el compuesto de fosfato cálcico son muy similares a los obtenidos por el compuesto de CAPO-Si empleado en nuestra investigación, excepto para el porcentaje de biomaterial residual que fue menor en el compuesto de CAPO-Si mostrando una tasa de reabsorción más acelerada.

A nivel histológico y a nivel radiológico, ya comentado anteriormente, resulta que el período de espera de 90 días después de la técnica PAP es insuficiente para obtener la reabsorción completa del biomaterial injertado en el alveolo. Así, un tiempo de espera mayor resultaría con una mayor neoformación ósea y una mayor reabsorción del injerto.

Por ello, es necesario alargar los tiempos de espera al aplicar estos biomateriales en otras técnicas de ROG, diferentes a la PAP, que presenten una mayor dependencia para su éxito en la maduración del injerto y en el porcentaje de hueso neoformado (203).

Esta relación entre el tiempo y la maduración del injerto se puede observar en el estudio de Ramaglia y cols. (13) de 2018, quienes compararon dos grupos de alveolos tratados con HAB, tomando biopsias en diferentes periodos de curación (cuatro y ocho meses). Los resultados histomorfométricos fueron superiores en el grupo de ocho meses ya que presentó una mayor cantidad de hueso neoformado ($35,58\%$ vs. $47,76\%$

respectivamente) y una menor proporción de biomaterial residual (34,23% vs. 25,43% respectivamente) debido a un mayor tiempo de maduración del injerto.

El uso combinado de membrana junto con biomaterial, en ambos grupos de esta investigación (test y control), se justifica desde un punto de vista mecánico, ya que estabiliza el coágulo sanguíneo, actuando así como barrera con un efecto de mantenimiento de espacio evitando el crecimiento epitelial hacia el interior del alveolo, mientras que el biomaterial evita el colapso de esta, estimulando la formación ósea dentro del alveolo. Así mismo, se ha observado que desde el punto de vista biológico, dependiendo de su composición, proporciona una fuente adicional de colágeno, minerales y factores de crecimiento (5,204).

Prueba de ello es el metaanálisis realizado por Ávila-Ortiz y cols. (71), el cual concluye que existen diferencias estadísticamente significativas a favor del uso de membrana, obteniendo mejores resultados en la técnica de PAP.

Tomando como referencia el metaanálisis llevado a cabo por Willenbacher y cols. (4), que concluyó que un 20,8% de los alveolos no preservados necesitarán el empleo de técnicas de aumento con injerto óseo para su rehabilitación implantológica, mientras que por otro lado, los alveolos preservados solo lo precisarán en un 9,9% de los casos, el uso de CAPO-Si como biomaterial de relleno tras la extracción dental podría ser de gran utilidad al haber demostrado una menor reabsorción de la cresta ósea en el componente horizontal, una mayor neoformación ósea y una menor cantidad de biomaterial residual frente a la HAB.

Este biomaterial de relleno podría emplearse de forma habitual tras la extracción dental, previniendo la futura necesidad de técnicas quirúrgicas complejas que aumenten la morbilidad y el riesgo de complicaciones de los procedimientos de rehabilitación con implantes, especialmente en pacientes inmunocomprometidos (205).

Con respecto a los diferentes orígenes de los materiales empleados en este estudio, el CAPO-Si podría ser una nueva alternativa en aquellos pacientes que por razones socioculturales, religiosas o económicas rechacen los injertos de origen animal.

VII. CONCLUSIONES

1. Ambos materiales presentan un comportamiento similar en cuanto a sus resultados densitométricos, obteniendo densidades superiores a 1000 UH, siendo el grupo test el que mayor densidad presenta sin ser estadísticamente significativa.
2. Radiológicamente, en ambos grupos permanecieron restos de biomaterial a los tres meses, mostrando una mayor reabsorción el grupo test frente al grupo control.
3. La corticalización a nivel crestral en el periodo de 90 días tras la extracción dental fue incompleta tanto en el grupo test como en el grupo control.
4. Los cambios dimensionales producidos tras la extracción dental en sentido vertical fueron similares en ambos grupos; por el contrario, los cambios horizontales fueron menores en el grupo test.
5. Los resultados histomorfométricos mostraron una mayor formación de hueso y menor cantidad de biomaterial residual en el grupo test que en el grupo control, observando que un periodo de 90 días de curación del alveolo tras la extracción dental resulta ser un tiempo insuficiente para un remplazo completo de ambos biomateriales por hueso neoformado. La cantidad de hueso laminar y tejido conectivo fue similar entre ambos grupos.
6. Sobre la base de los presentes hallazgos, el grupo test obtuvo mejores resultados que el grupo control en la técnica de PAP, mostrándose como un biomaterial alternativo en las técnicas de ROG.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Al Yafi F, Alchawaf B, Nelson K. What is the Optimum for Alveolar Ridge Preservation? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):399–418.
2. Jung RE, Ioannidis A, Hämmerle CH, Thoma DS. Alveolar ridge preservation in the esthetic zone. *Periodontol 2000.* 2018 Jun 1;77(1):165–75.
3. Kalsi AS, Kalsi JS, Bassi S. Alveolar ridge preservation: why, when and how. *Br Dent J.* 2019 Aug 1;227(4):264–74.
4. Willenbacher M, Al-Nawas B, Berres M, Kämmerer PW, Schiegnitz E. The Effects of Alveolar Ridge Preservation: A Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016 Dec 1;18(6):1248–68.
5. De Risi V, Clementini M, Vittorini G, Mannocci A, De Sanctis M. Alveolar ridge preservation techniques: A systematic review and meta-analysis of histological and histomorphometrical data. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Jan 1;26(1):50–68.
6. Canellas JVDS, Ritto FG, Figueredo CMDS, Fischer RG, de Oliveira GP, Thole AA, et al. Histomorphometric evaluation of different grafting materials used for alveolar ridge preservation: a systematic review and network meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Jun 1;49(6):797–810.
7. Pang C, Ding Y, Zhou H, Qin R, Hou R, Zhang G, et al. Alveolar ridge preservation with deproteinized bovine bone graft and collagen membrane and delayed implants. *J Craniofac Surg.* 2014;25(5):1698–702.
8. Mayer Y, Zigdon-Giladi H, Machtei EE. Ridge Preservation Using Composite Alloplastic Materials: A Randomized Control Clinical and Histological Study in Humans. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016 Dec 1;18(6):1163–70.
9. MacBeth N, Trullenque-Eriksson A, Donos N, Mardas N. Hard and soft tissue changes following alveolar ridge preservation: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Aug 1;28(8):982–1004.

10. Bassir S, Alhareky M, Wangsrimongkol B, Jia Y, Karimbux N. Systematic Review and Meta-Analysis of Hard Tissue Outcomes of Alveolar Ridge Preservation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Sep;33(5):979–94.
11. Avila-Ortiz G, Chambrone L, Vignoletti F. Effect of alveolar ridge preservation interventions following tooth extraction: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2019 Jun 1;46(Suppl 21):195–223.
12. Iocca O, Farcomeni A, Pardiñas Lopez S, Talib HS. Alveolar ridge preservation after tooth extraction: a Bayesian Network meta-analysis of grafting materials efficacy on prevention of bone height and width reduction. *J Clin Periodontol*. 2017 Jan 1;44(1):104–14.
13. Ramaglia L, Saviano R, Matarese G, Cassandro F, Williams R, Isola G. Histologic Evaluation of Soft and Hard Tissue Healing Following Alveolar Ridge Preservation with Deproteinized Bovine Bone Mineral Covered with Xenogenic Collagen Matrix. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018 Sep;38(5):737–45.
14. Taschieri S, Del Fabbro M, Panda S, Goker F, Babina KS, Tampieri A, et al. Prospective clinical and histologic evaluation of alveolar socket healing following ridge preservation using a combination of hydroxyapatite and collagen biomimetic xenograft versus demineralized bovine bone. *J Craniofac Surg*. 2019;30(4):1089–94.
15. Min S, Freire M, Bakshallian N, Wu I, Zadeh H. A Histologic and Histomorphometric Retrospective Analysis of the Outcomes of Ridge Preservation Using Anorganic Bovine Bone Minerals and a Nonresorbable Membrane. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018 Sep;38(5):637–44.
16. Fischer K, Mühlemann S, Jung R, Friedmann A, Fickl S. Dimensional Evaluation of Different Ridge Preservation Techniques with a Bovine Xenograft: A

- Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018 Jul;38(4):549–56.
17. Troeltzsch M, Troeltzsch M, Kauffmann P, Gruber R, Brockmeyer P, Moser N, et al. Clinical efficacy of grafting materials in alveolar ridge augmentation: A systematic review. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2016 Oct 1;44(10):1618–29.
 18. Flichy-Fernández AJ, Blaya-Tárraga JA, O’Valle F, Padial-Molina M, Peñarrocha-Diago M, Galindo-Moreno P. Sinus floor elevation using particulate PLGA-coated biphasic calcium phosphate bone graft substitutes: A prospective histological and radiological study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Oct 1;21(5):895–902.
 19. Helder MN, van Esterik FAS, Kwehandjaja MD, ten Bruggenkate CM, Klein-Nulend J, Schulten EAJM. Evaluation of a new biphasic calcium phosphate for maxillary sinus floor elevation: Micro-CT and histomorphometrical analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2018 May 1;29(5):488–98.
 20. Friedmann A, Gissel K, Konermann A, Götz W. Tissue reactions after simultaneous alveolar ridge augmentation with biphasic calcium phosphate and implant insertion—histological and immunohistochemical evaluation in humans. *Clin Oral Investig*. 2015 Sep 19;19(7):1595–603.
 21. Machtei EE, Mayer Y, Horwitz J, Zigdon-Giladi H. Prospective randomized controlled clinical trial to compare hard tissue changes following socket preservation using alloplasts, xenografts vs no grafting: Clinical and histological findings. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Feb 1;21(1):14–20.
 22. Canullo L, Tronchi M, Kawakami S, Iida T, Signorini L, Mordini L. Horizontal Bone Augmentation in the Anterior Esthetic Area of the Maxilla Using a Flap Design Adapted from Mucogingival Surgery in Association with PLA Membrane

- and β -TCP. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019 Feb;39(2):195–201.
23. Mardas N, Trullenque-Eriksson A, MacBeth N, Petrie A, Donos N. Does ridge preservation following tooth extraction improve implant treatment outcomes: a systematic review: Group 4: Therapeutic concepts & methods. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Sep 1;26(Suppl 11):180–201.
 24. Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG, Duncan W, Faggion CM, Esposito M. Interventions for replacing missing teeth: Alveolar ridge preservation techniques for dental implant site development. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015 May 28;2015(5):CD010176.
 25. Chang G, Boone S, Martel D, Rajapakse CS, Hallyburton RS, Valko M, et al. MRI assessment of bone structure and microarchitecture. *J Magn Reson Imaging*. 2017;46(2):323–37.
 26. Seeman E. Age- and menopause-related bone loss compromise cortical and trabecular microstructure. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2013;68(10):1218–25.
 27. Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *J Biomech Eng*. 2015;137(1):1–15.
 28. Wu D, Isaksson P, Ferguson SJ, Persson C. Young's modulus of trabecular bone at the tissue level: A review. *Acta Biomater*. 2018 Sep 15;78:1–12.
 29. Morgan EF, Unnikrisnan GU, Hussein AI. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annu Rev Biomed Eng*. 2018;20:119–43.
 30. Li N, Song J, Zhu G, Li X, Liu L, Shi X, et al. Periosteum tissue engineering - A review. *Biomater Sci*. 2016;4(11):1554–61.
 31. Cavaleri JM, Monaco EA. Periostin: a potential target for glioblastoma multiforme treatment. *Neurosurgery*. 2015;76(6):N17–9.

32. Maruotti N, Corrado A, Cantatore FP. Osteoblast role in osteoarthritis pathogenesis. *J Cell Physiol.* 2017 Nov 1;232(11):2957–63.
33. Lee WC, Guntur AR, Long F, Rosen CJ. Energy metabolism of the osteoblast: Implications for osteoporosis. *Endocr Rev.* 2017;38(3):255–66.
34. Uda Y, Azab E, Sun N, Shi C, Pajevic PD. Osteocyte Mechanobiology. *Curr Osteoporos Rep.* 2017 Aug 1;15(4):318–25.
35. Cappariello A, Maurizi A, Veeriah V, Teti A. The Great Beauty of the osteoclast. *Arch Biochem Biophys.* 2014;558:70–8.
36. Nixon A. *Equine Fracture Repair.* 2nd ed. New York: John Wiley & Sons Inc; 2019.
37. Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 6th ed. New York: John Wiley & Sons; 2015.
38. Sanz M, Vignoletti F. Key aspects on the use of bone substitutes for bone regeneration of edentulous ridges. *Dent Mater.* 2015;31(6):640–7.
39. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2005 Feb 1;32(2):212–8.
40. Scala A, Lang NP, Schweikert MT, de Oliveira JA, Rangel-Garcia I, Botticelli D. Sequential healing of open extraction sockets. An experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Mar 1;25(3):288–95.
41. Cardaropoli D, Tamagnone L, Roffredo A, Gaveglione L. Relationship Between the Buccal Bone Plate Thickness and the Healing of Postextraction Sockets With/Without Ridge Preservation. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(2):211–7.
42. Cardaropoli G, Araújo M, Lindhe J. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2003

- Sep;30(9):809–18.
43. Bäumer D, Zuhr O, Rebele S, Hürzeler M. Socket Shield Technique for immediate implant placement – clinical, radiographic and volumetric data after 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(11):1450–8.
 44. Araújo MG, Silva CO, Misawa M, Sukekava F. Alveolar socket healing: what can we learn? *Periodontol 2000.* 2015;68(1):122–34.
 45. Crespi R, Cappare P, Gherlone E. Dental Implants Placed in Extraction Sites Grafted With Different Bone Substitutes: Radiographic Evaluation at 24 Months. *J Periodontol.* 2009 Oct 1;80(10):1616–21.
 46. Aghaloo T, Misch C, Lin GH, Iacono V, Wang HL. Bone Augmentation of the Edentulous Maxilla for Implant Placement: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;31:s19–30.
 47. Lee JH, Jeong SN. Effect of enamel matrix derivative on alveolar ridge preservation in the posterior maxilla: A randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(5):622–30.
 48. Vignoletti F, Matesanz P, Rodrigo D, Figuero E, Martin C, Sanz M. Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction. A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl 5):22–38.
 49. 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 Restor Dent.* 2003 Aug;23(4):313–23.
 50. Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part II. Prosthetic/periodontal interrelationships. *Compend Contin Educ Dent.* 1983 Nov;4(6):549–62.
 51. Couso-Queiruga E, Stuhr S, Tattan M, Chambrone L, Avila-Ortiz G. Post-

- extraction dimensional changes: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2021;48(1):126–44.
52. López-Jarana P, Díaz-Castro CM, Falcão A, Falcão C, Ríos-Santos J V., Herrero-Climent M. Thickness of the buccal bone wall and root angulation in the maxilla and mandible: An approach to cone beam computed tomography. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):194.
53. Zekry A, Wang R, Chau AC, Lang NP. Facial alveolar bone wall width - a cone-beam computed tomography study in Asians. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):194–206.
54. Benic GI, Hämmerle CH. Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):13–40.
55. Retzepi M, Donos N. Guided Bone Regeneration: Biological principle and therapeutic applications. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jun;21(6):567–76.
56. Dimitriou R, Mataliotakis GI, Calori GM, Giannoudis PV. The role of barrier membranes for guided bone regeneration and restoration of large bone defects: Current experimental and clinical evidence. *BMC Med*. 2012 Jul 26;10:81.
57. Hämmerle CH, Jung RE, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol*. 2002;29(Suppl 3):226–31.
58. Wang HL, Boyapati L. “PASS” principles for predictable bone regeneration. *Implant Dent*. 2006;15(1):8–17.
59. Wallace S. Histomorphometric and 3D cone-beam computerized tomographic evaluation of socket preservation in molar extraction sites using human particulate mineralized cancellous allograft bone with a porcine collagen xenograft barrier: A

- case series. *J Oral Implantol.* 2015 Jun 1;41(3):293–8.
60. Kim YK, Ku JK. Guided bone regeneration. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2020 Oct 1;46(5):361–6.
 61. Lundgren AK, Lundgren D, Hämmerle CH, Nyman S, Sennerby L. Influence of decortication of the donor bone on guided bone augmentation. An experimental study in the rabbit skull bone. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(2):99–106.
 62. Wessing B, Lettner S, Zechner W. Guided Bone Regeneration with Collagen Membranes and Particulate Graft Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(1):87–100.
 63. Elgali I, Omar O, Dahlin C, Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *Eur J Oral Sci.* 2017 Oct 1;125(5):315–37.
 64. Urban I, Lozada J, Wessing B, Suárez-López del Amo F, Wang H-L. Vertical Bone Grafting and Periosteal Vertical Mattress Suture for the Fixation of Resorbable Membranes and Stabilization of Particulate Grafts in Horizontal Guided Bone Regeneration to Achieve More Predictable Results: A Technical Report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016;36(2):153–9.
 65. Balli G, Ioannou A, Powell CA, Angelov N, Romanos GE, Soldatos N. Ridge Preservation Procedures after Tooth Extractions: A Systematic Review. *Int J Dent.* 2018:8546568.
 66. García-González S, Galve-Huertas A, Aboul-Hosn S, Mareque-Bueno S, Satorres-Nieto M, Hernández-Alfaro F. Volumetric changes in alveolar ridge preservation with a compromised buccal wall: A systematic review and meta-analysis. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal.* 2020;25(5):e565–75.
 67. Wongpairojpanich J, Kijartorn P, Suwanprateeb J, Buranawat B. Effectiveness of bilayer porous polyethylene membrane for alveolar ridge preservation: A

- randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021;23(1):73–85.
68. Ashman A, Bruins P. A new immediate hard tissue replacement (HTR)™ for bone in the oral cavity. *J Oral Implantol*. 1982;10(3):419–52.
69. Cha JK, Song YW, Park SH, Jung RE, Jung UW, Thoma DS. Alveolar ridge preservation in the posterior maxilla reduces vertical dimensional change: A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Jun 1;30(6):515–23.
70. Horowitz R, Holtzclaw D, Rosen PS. A review on alveolar ridge preservation following tooth extraction. *J Evid Based Dent Pract*. 2012;12(Suppl 3):149–60.
71. Avila-Ortiz G, Elangovan S, Kramer KW, Blanchette D, Dawson DV. Effect of alveolar ridge preservation after tooth extraction: A systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*. 2014 Oct 1;93(10):950–8.
72. Debel M, Toma S, Vandenberghe B, Brex MC, Lasserre JF. Alveolar ridge dimensional changes after two socket sealing techniques. A pilot randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2021;25(3):1235–43.
73. Serrano CA, Lang NP, Caneva M, Ramírez G, Mora G, Botticelli D. Comparison of allografts and xenografts used for alveolar ridge preservation. A clinical and histomorphometric RCT in humans. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Aug 1;19(4):608–15.
74. Horváth A, Mardas N, Mezzomo LA, Needleman IG, Donos N. Alveolar ridge preservation. A systematic review. *Clin Oral Investig*. 2013 Mar 1;17(2):341–63.
75. Atieh MA, Alfardan L, Alsabeeha NHM. Flapped versus flapless alveolar ridge preservation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2021 Jun;S0901-5027(21):00208–3.
76. Avila-Ortiz G, Gubler M, Romero-Bustillos M, Nicholas CL, Zimmerman MB,

- Barwacz CA. Efficacy of Alveolar Ridge Preservation: A Randomized Controlled Trial. *J Dent Res*. 2020;99(4):402–9.
77. Elian N, Cho SC, Froum S, Smith RB, Tarnow DP. A simplified socket classification and repair technique. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2007 Mar;19(2):99–104.
78. Tan-Chu J, Tuminelli F, Kurtz K, Tarnow D. Analysis of Buccolingual Dimensional Changes of the Extraction Socket Using the “Ice Cream Cone” Flapless Grafting Technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(3):399–403.
79. Brugnami F, Caiazzo A. Efficacy evaluation of a new buccal bone plate preservation technique: a pilot study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31(1):67–73.
80. Jiang X, Zhang Y, Chen B, Lin Y. Pressure Bearing Device Affects Extraction Socket Remodeling of Maxillary Anterior Tooth. A Prospective Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(2):296–305.
81. Zadeh HH, Abdelhamid A, Omran M, Bakhshalian N, Tarnow D. An open randomized controlled clinical trial to evaluate ridge preservation and repair using SocketKAP™ and SocketKAGE™: Part 1-three-dimensional volumetric soft tissue analysis of study casts. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(6):640–9.
82. Abdelhamid A, Omran M, Bakhshalian N, Tarnow D, Zadeh HH. An open randomized controlled clinical trial to evaluate ridge preservation and repair using SocketKAP™ and SocketKAGE™: Part 2-three-dimensional alveolar bone volumetric analysis of CBCT imaging. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Jun 1;27(6):631–9.
83. Staehler P, Abraha SM, Bastos J, Zuhr O, Hürzeler M. The socket-shield

- technique: a step-by-step protocol after 12 years of experience. *Int J Esthet Dent*. 2020;15(3):288–305.
84. Hürzeler MB, Zuhr O, Schupbach P, Rebele SF, Emmanouilidis N, Fickl S. The socket-shield technique: A proof-of-principle report. *J Clin Periodontol*. 2010;37(9):855–62.
 85. Mattiola A, Bosshardt D, Schmidlin PR. The rigid-shield technique: A new contour and clot stabilizing method for ridge preservation. *Dent J*. 2018;6(2):1–12.
 86. Abd-Elrahman A, Shaheen M, Askar N, Atef M. Socket shield technique vs conventional immediate implant placement with immediate temporization. Randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2020 Oct 1;22(5):602–11.
 87. Bramanti E, Norcia A, Cicciù M, Maticena G, Cervino G, Troiano G, et al. Postextraction dental implant in the aesthetic zone, socket shield technique versus conventional protocol. *J Craniofac Surg*. 2018 Jun 1;29(4):1037–41.
 88. Khan SN, Cammisa FPJ, Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM. The biology of bone grafting. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005;13(1):77–86.
 89. Urist MR. Bone: formation by autoinduction. *Science*. 1965;150(3698):893–9.
 90. Miron RJ, Zhang YF. Osteoinduction: A review of old concepts with new standards. *J Dent Res*. 2012 Aug;91(8):736–44.
 91. Fillingham Y, Jacobs J. Bone grafts and their substitutes. *Bone Joint J*. 2016 Jan;98-B(1 Suppl A):6–9.
 92. Muñoz M, Trullenque A. Comparación entre distintos sustitutos óseos utilizados para procedimientos de elevación de seno maxilar previo a la colocación de implantes dentales. *Av Periodoncia*. 2008;20(3):155–64.
 93. Dhanvanth M, Ganapathy D, Jain AR. Alloplastic bone grafts in periodontal surgery. *Drug Invent Today*. 2018;10(12):2383–9.

94. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2001;10(Suppl 2):S96–101.
95. Pekkan G, Aktas A, Pekkan K. Comparative radiopacity of bone graft materials. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012;40(1):e1-4.
96. Wallace SC. Guided bone regeneration for socket preservation in molar extraction sites: Histomorphometric and 3D computerized tomography analysis. *J Oral Implantol.* 2013 Aug;39(4):503–9.
97. Spiekermann H. *Atlas de Implantología.* Barcelona: Masson; 1995.
98. 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 Feb 1;44(1):74–84.
99. Khoury F, Hanser T. Three-Dimensional Vertical Alveolar Ridge Augmentation in the Posterior Maxilla: A 10-year Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019 Mar;34(2):471–80.
100. Meloni SM, Jovanovic SA, Pisano M, De Riu G, Baldoni E, Tallarico M. One-stage horizontal guided bone regeneration with autologous bone, anorganic bovine bone and collagen membranes: Follow-up of a prospective study 30 months after loading. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11(1):89–95.
101. Park JW, Ko HJ, Jang JH, Kang H, Suh JY. Increased new bone formation with a surface magnesium-incorporated deproteinized porcine bone substitute in rabbit calvarial defects. *J Biomed Mater Res A.* 2012;100(4):834–40.
102. Kim YK, Kim SG, Byeon JH, Lee HJ, Um IU, Lim SC, et al. Development of a novel bone grafting material using autogenous teeth. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010;109(4):496–503.
103. de Oliveira GS, Miziara MN, Silva ERD, Ferreira EL, Biulchi APF, Alves JB.

- Enhanced bone formation during healing process of tooth sockets filled with demineralized human dentine matrix. *Aust Dent J*. 2013 Sep;58(3):326–32.
104. Kabir MA, Murata M, Akazawa T, Kusano K, Yamada K, Ito M. Evaluation of perforated demineralized dentin scaffold on bone regeneration in critical-size sheep iliac defects. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Nov 1;28(11):e227–35.
105. Gual-Vaqués P, Polis-Yanes C, Estrugo-Devesa A, Ayuso-Montero R, Mari-Roig A, López-López J. Autogenous teeth used for bone grafting: A systematic review. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2018 Jan 20;23(1):e112–9.
106. Sánchez-Labrador L, Martín-Ares M, Ortega-Aranegui R, López-Quiles J, Martínez-González JM. Autogenous dentin graft in bone defects after lower third molar extraction: A split-mouth clinical trial. *Materials (Basel)*. 2020 Jul 10;13(14):3090.
107. Blume O, Back M, Born T, Donkiewicz P. Reconstruction of a Unilateral Alveolar Cleft Using a Customized Allogenic Bone Block and Subsequent Dental Implant Placement in an Adult Patient. *J Oral Maxillofac Surg*. 2019 Oct;77(10):2127.e1-2127.e11.
108. Wang W, Yeung KWK. Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review. *Bioact Mater*. 2017 Dec 7;2(4):224–47.
109. Kloss FR, Offermanns V, Kloss-Brandstätter A. Comparison of allogeneic and autogenous bone grafts for augmentation of alveolar ridge defects—A 12-month retrospective radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Nov 1;29(11):1163–75.
110. Deluiz D, Santos Oliveira L, Ramôa Pires F, Reiner T, Armada L, Nunes MA, et al. Incorporation and Remodeling of Bone Block Allografts in the Maxillary Reconstruction: A Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017

- Feb 1;19(1):180–94.
111. Starch-Jensen T, Deluiz D, Tinoco EMB. Horizontal Alveolar Ridge Augmentation with Allogeneic Bone Block Graft Compared with Autogenous Bone Block Graft: a Systematic Review. *J Oral Maxillofac Res.* 2019 Mar 31;11(1):e1.
 112. Wood RA, Mealey BL. Histologic Comparison of Healing After Tooth Extraction With Ridge Preservation Using Mineralized Versus Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft. *J Periodontol.* 2012;83(3):329–36.
 113. Moussa NT, Dym H. Maxillofacial Bone Grafting Materials. *Dent Clin North Am.* 2020;64(2):473–90.
 114. Amid R, Kheiri A, Kheiri L, Kadkhodazadeh M, Ekhlasmankermani M. Structural and chemical features of xenograft bone substitutes: A systematic review of in vitro studies. *Biotechnol Appl Biochem.* 2020:1–21.
 115. Berglundh T, Lindhe J. Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss®: An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(2):117–24.
 116. Accorsi-Mendonça T, Conz MB, Barros TC, de Sena LÁ, Soares G, Granjeiro JM. Physicochemical characterization of two deproteinized bovine xenografts. *Braz Oral Res.* 2008;22(1):5–10.
 117. Goller G, Oktar FN, Agathopoulos S, Tulyaganov DU, Ferreira JMF, Kayali ES, et al. Effect of sintering temperature on mechanical and microstructural properties of bovine hydroxyapatite (BHA). *J Sol-Gel Sci Technol.* 2006 Feb 6;37(2):111–5.
 118. Barbeck M, Udeabor S, Lorenz J, Schlee M, Holthaus MG, Raetscho N, et al. High-Temperature sintering of xenogeneic bone substitutes leads to increased multinucleated giant cell formation: In vivo and preliminary clinical results. *J Oral*

- Implantol. 2015;41(5):e212–22.
119. Pripatnanont P, Nuntanaranont T, Vongvatcharanon S, Limlertmongkol S. Osteoconductive Effects of 3 Heat-Treated Hydroxyapatites in Rabbit Calvarial Defects. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(12):2418–24.
 120. Aludden HC, Mordenfeld A, Hallman M, Dahlin C, Jensen T. Lateral ridge augmentation with Bio-Oss alone or Bio-Oss mixed with particulate autogenous bone graft: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Aug 1;46(8):1030–8.
 121. Jensen T, Schou S, Stavropoulos A, Terheyden H, Holmstrup P. Maxillary sinus floor augmentation\with Bio-Oss or Bio-Oss mixed with autogenous bone as graft: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Mar;23(3):263–73.
 122. Botilde G, Colin PE, González-Martín O, Lecloux G, Rompen E, Lambert F. Hard and soft tissue analysis of alveolar ridge preservation in esthetic zone using deproteinized bovine bone mineral and a saddle connective tissue graft: A long-term prospective case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020 Jun 1;22(3):387–96.
 123. Barone A, Aldini NN, Fini M, Giardino R, Calvo Guirado JL, Covani U. Xenograft Versus Extraction Alone for Ridge Preservation After Tooth Removal: A Clinical and Histomorphometric Study. *J Periodontol.* 2008 Aug;79(8):1370–7.
 124. Kotsakis GA, Salama M, Chrepa V, Hinrichs JE, Gaillard P. A Randomized, Blinded, Controlled Clinical Study of Particulate Anorganic Bovine Bone Mineral and Calcium Phosphosilicate Putty Bone Substitutes for Socket Preservation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):141–51.
 125. Shim JY, Lee Y, Lim JH, Jin MU, Lee JM, Suh JY, et al. Comparative Evaluation of Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2/Hydroxyapatite and

- Bovine Bone for New Bone Formation in Alveolar Ridge Preservation. *Implant Dent.* 2018 Dec;27(6):623–9.
126. Gholami GA, Najafi B, Mashhadiabbas F, Goetz W, Najafi S. Clinical, histologic and histomorphometric evaluation of socket preservation using a synthetic nanocrystalline hydroxyapatite in comparison with a bovine xenograft: A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(10):1198–204.
127. Fouad W, Osman A, Atef M, Hakam M. Guided maxillary sinus floor elevation using deproteinized bovine bone versus graftless Schneiderian membrane elevation with simultaneous implant placement: Randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018 Jun 1;20(3):424–33.
128. Pripatnanont P, Nuntanaranont T, Vongvatcharanon S. Proportion of deproteinized bovine bone and autogenous bone affects bone formation in the treatment of calvarial defects in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(4):356–62.
129. Llanos AH, Sapata VM, Jung RE, Hämmerle CH, Thoma DS, César Neto JB, et al. Comparison between two bone substitutes for alveolar ridge preservation after tooth extraction: Cone-beam computed tomography results of a non-inferiority randomized controlled trial. *J Clin Periodontol.* 2019;46(3):373–81.
130. Mendoza-Azpur G, de la Fuente A, Chavez E, Valdivia E, Khouly I. Horizontal ridge augmentation with guided bone regeneration using particulate xenogenic bone substitutes with or without autogenous block grafts: A randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(4):521–30.
131. Capparè P, Tetè G, Sberna MT, Panina-Bordignon P. The Emerging Role of Stem Cells in Regenerative Dentistry. *Curr Gene Ther.* 2020 Aug 19;20(4):259–68.
132. Kim ES, Park EJ, Choung PH. Platelet concentration and its effect on bone formation in calvarial defects: An experimental study in rabbits. *J Prosthet Dent.*

- 2001;86(4):428–33.
133. Torres JJ, Tamimi FM, Tresguerres IF, Alkhraisat MH, Khraisat A, Blanco L, et al. Effect of solely applied platelet-rich plasma on osseous regeneration compared to Bio-Oss: a morphometric and densitometric study on rabbit calvaria. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(2):106–12.
 134. Carson JS, Bostrom MP. Synthetic bone scaffolds and fracture repair. *Injury*. 2007 Mar;38(Suppl 1):S33-7.
 135. Hettich G, Schierjott RA, Epple M, Gbureck U, Heinemann S, Mozaffari-Jovein H, et al. Calcium phosphate bone graft substitutes with high mechanical load capacity and high degree of interconnecting porosity. *Materials (Basel)*. 2019;12(21):3471.
 136. Tsai SW, Huang SS, Yu WX, Hsu YW, Hsu FY. Fabrication and characteristics of porous hydroxyapatite-CaO composite nanofibers for biomedical applications. *Nanomaterials*. 2018;8(8):570.
 137. Dewi AH, Ana ID. The use of hydroxyapatite bone substitute grafting for alveolar ridge preservation, sinus augmentation, and periodontal bone defect: A systematic review. *Heliyon*. 2018 Oct 1;4(10):e00884.
 138. Bohner M, Santoni BLG, Döbelin N. β -tricalcium phosphate for bone substitution: Synthesis and properties. *Acta Biomater*. 2020;113:23–41.
 139. Henao SL, Morales LM, Valencia C, Arce S, Jaramillo A, Cruz C, et al. Determinación de los cambios en altura y densidad ósea después de un proceso de preservación con un sustituto óseo sintético. *Rev Estomatol*. 2017;24(1):11–7.
 140. Das S, Jhingran R, Bains VK, Madan R, Srivastava R, Rizvi I. Socket preservation by beta-tri-calcium phosphate with collagen compared to platelet-rich fibrin: A clinico-radiographic study. *Eur J Dent*. 2016;10(2):264–76.

141. Artzi Z, Weinreb M, Givol N, Rohrer MD, Nemcovsky CE, Prasad HS, et al. Biomaterial resorption rate and healing site morphology of inorganic bovine bone and beta-tricalcium phosphate in the canine: a 24-month longitudinal histologic study and morphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):357–68.
142. Cavalcanti SC, Pereira CL, Mazzone R, de Moraes M, Moreira RW. Histological and histomorphometric analyses of calcium phosphate cement in rabbit calvaria. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2008;36(6):354–9.
143. Brkovic BM, Prasad HS, Rohrer MD, Konandreas G, Agrogiannis G, Antunovic D, et al. Beta-tricalcium phosphate/type I collagen cones with or without a barrier membrane in human extraction socket healing: Clinical, histologic, histomorphometric, and immunohistochemical evaluation. *Clin Oral Investig*. 2012;16(2):581–90.
144. Saito H, Couso-Queiruga E, Shiao HJ, Stuhr S, Prasad H, Allareddy TV, et al. Evaluation of poly lactic-co-glycolic acid-coated β -tricalcium phosphate for alveolar ridge preservation: A multicenter randomized controlled trial. *J Periodontol*. 2021;92(4):524–35.
145. Knabe C, Houshmand A, Berger G, Ducheyne P, Gildenhaar R, Kranz I, et al. Effect of rapidly resorbable bone substitute materials on the temporal expression of the osteoblastic phenotype in vitro. *J Biomed Mater Res A*. 2008;84(4):856–68.
146. Berger G, Gildenhaar R, Ploska U. Rapid resorbable, glassy crystalline materials on the basis of calcium alkali orthophosphates. *Biomaterials*. 1995;16(16):1241–8.
147. Limongi T, Susa F, Allione M, di Fabrizio E. Drug Delivery Applications of Three-Dimensional Printed (3DP) Mesoporous Scaffolds. *Pharmaceutics*. 2020 Sep

- 1;12(9):1–18.
148. Kumar P, Vinitha B, Fathima G. Bone grafts in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci.* 2013;5(Suppl 1):125–7.
 149. Zhai W, Lu H, Chen L, Lin X, Huang Y, Dai K, et al. Silicate bioceramics induce angiogenesis during bone regeneration. *Acta Biomater.* 2012 Jan;8(1):341–9.
 150. Alt V, Kögelmaier DV, Lips KS, Witt V, Pacholke S, Heiss C, et al. Assessment of angiogenesis in osseointegration of a silica-collagen biomaterial using 3D-nano-CT. *Acta Biomater.* 2011 Oct;7(10):3773–9.
 151. Patel N, Best SM, Bonfield W, Gibson IR, Hing KA, Damien E, et al. A comparative study on the in vivo behavior of hydroxyapatite and silicon substituted hydroxyapatite granules. *J Mater Sci Mater Med.* 2002 Dec 1;13(12):1199–206.
 152. Pietak AM, Reid JW, Stott MJ, Sayer M. Silicon substitution in the calcium phosphate bioceramics. *Biomaterials.* 2007 Oct;28(28):4023–32.
 153. Pérez-Sayáns M, Lorenzo-Pouso AI, Galindo-Moreno P, Muñoz-Guzón F, González-Cantalapiedra A, López-Peña M, et al. Evaluation of a new tricalcium phosphate for guided bone regeneration: an experimental study in the beagle dog. *Odontology.* 2019;107(2):209–18.
 154. Tamimi FM, Torres J, Tresguerres I, Clemente C, López-Cabarcos E, Blanco LJ. Bone augmentation in rabbit calvariae: Comparative study between Bio-Oss® and a novel β -TCP/DCPD granulate. *J Clin Periodontol.* 2006;33(12):922–8.
 155. Cömert Kılıç S, Güngörmüş M, Parlak SN. Histologic and histomorphometric assessment of sinus-floor augmentation with beta-tricalcium phosphate alone or in combination with pure-platelet-rich plasma or platelet-rich fibrin: A randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Oct 1;19(5):959–67.
 156. Knabe C, Adel-Khattab D, Hübner WD, Peters F, Knauf T, Peleska B, et al. Effect

- of silicon-doped calcium phosphate bone grafting materials on bone regeneration and osteogenic marker expression after implantation in the ovine scapula. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2019 Apr 1;107(3):594–614.
157. Bernhardt A, Lode A, Peters F, Gelinsky M. Comparative evaluation of different calcium phosphate-based bone graft granules - an *in vitro* study with osteoblast-like cells. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Apr;24(4):441–9.
158. Knabe C, Knauf T, Adel-Khattab D, Peleska B, Höbner WD, Peters F, et al. Effect of a rapidly resorbable calcium alkali phosphate bone grafting material on osteogenesis after sinus floor augmentation in humans. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017;107(3):594–614.
159. Owen RH, Dard M, Larjava H. Hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate biphasic ceramics as regenerative material for the repair of complex bone defects. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018 Aug 1;106(6):2493–512.
160. Lee JT, Lee Y, Lee D, Choi Y, Park J, Kim S. Evaluation of the mechanical properties and clinical efficacy of biphasic calcium phosphate-added collagen membrane in ridge preservation. *J Periodontal Implant Sci*. 2020;50(4):238–50.
161. Coombes AG, Meikle MC. Resorbable synthetic polymers s replacements for bone graft. *Clin Mater*. 1994;17(1):35–67.
162. Ashman A, Bruins P. Prevention of alveolar bone loss postextraction with HTR grafting material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1985;60(2):146–53.
163. Marín M, San Hipólito L, Belarra C, Martín F, Martínez-González JM. Injertos sustitutos no óseos: Aportaciones del ácido poliláctico y poliglicólico. *Av Periodoncia*. 2009;21(1):45–52.
164. Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Rossi F, Perale G. Bone grafts: which is the ideal biomaterial? *J Clin Periodontol*. 2019 Jun 1;46(Suppl 21):92–102.

165. Martínez-González JM, Barona C, Furió V, Gómez R, Sanz GR. Estudio de la neoformación ósea tras la aplicación de polímero HTR. *Av Periodoncia*. 1997;9(3):121–31.
166. Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res*. 1971 Nov 1;5(6):117–41.
167. Musgraves JD, Hu J, Calvez L. *Springer Handbook of Glass*. Berlin: Springer; 2019.
168. Välimäki VV, Aro HT. Molecular basis for action of bioactive glasses as bone graft substitute. *Scand J Surg*. 2006;95(2):95–102.
169. Sepulveda P, Jones JR, Hench LL. Bioactive sol-gel foams for tissue repair. *J Biomed Mater Res*. 2002;59(2):340–8.
170. Oonishi H, Hench LL, Wilson J, Sugihara F, Tsuji E, Matsuura M, et al. Quantitative comparison of bone growth behavior in granules of Bioglass, A-W glass-ceramic, and hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res*. 2000 Jul 1;51(1):37–46.
171. Ioannou AL, Kotsakis GA, Kumar T, Hinrichs JE, Romanos G. Evaluation of the bone regeneration potential of bioactive glass in implant site development surgeries: a systematic review of the literature. *Clin Oral Investig*. 2015 Mar 1;19(2):181–91.
172. Sánchez-Labrador L, Pérez F, Martín-Ares M, Madrigal C, López-Quiles J, Martínez-González JM. Use of Autogenous Dentin as Graft Material in Oral Surgery. *Cient Dent*. 2019;16(2):37–44.
173. Berberi A, Samarani A, Nader N, Noujeim Z, Dagher M, Kanj W, et al. Physicochemical characteristics of bone substitutes used in oral surgery in comparison to autogenous bone. *Biomed Res Int*. 2014;2014:320790.

174. Laczko J, Levai G. A simple differential staining method for semi thin sections of ossifying cartilage and bone tissues embedded in epoxy resin. *Mikroskopie*. 1975;31(1-2):1-4.
175. Andrés-Veiga M, Barona-Dorado C, Martínez-González MJ, López-Quiles J, Martínez-González JM. Influence of the patients' sex, type of dental prosthesis and antagonist on residual bone resorption at the level of the premaxilla. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Jan;17(1):e178-82.
176. Arias-Irimia O, Barona-Dorado C, Gómez-Moreno G, Bretón-Brinkmann JC, Martínez-González JM. Pre-operative measurement of the volume of bone graft in sinus lifts using CompuDent. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Sep;23(9):1070-4.
177. López-Quiles J, Garcés R, Trapote S, Paterna E, Cáceres E, Martínez-González JM. Distracción ósea en el maxilar y rehabilitación con implantes : a propósito de un caso. *Dent Pract*. 2010;1(2):32-6.
178. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):447-62.
179. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent*. 1972;27(2):120-32.
180. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A, Lazić B. Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers. *Resorptive Chang Maxillary Mandibular Bone Struct Removable Denture Wearers*. 2002;36(2):261-5.
181. Orsini G, Ricci J, Scarano A, Pecora G, Petrone G, Iezzi G, et al. Bone-Defect

- Healing with Calcium-Sulfate Particles and Cement: An Experimental Study in Rabbit. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004 Feb 15;68(2):199–208.
182. Sakkas A, Wilde F, Heufelder M, Winter K, Schramm A. Autogenous bone grafts in oral implantology—is it still a “gold standard”? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. *Int J Implant Dent*. 2017 Dec 1;3(1):1–17.
183. Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, López-Marí L, Guardia J, Marínez-González JM, Barone A, et al. Actions of melatonin mixed with collagenized porcine bone versus porcine bone only on osteointegration of dental implants. *J Pineal Res*. 2010;48(3):194–203.
184. Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, Guardia J, Ortiz-Ruiz A, Piatelli A, Barone A, et al. Biological response to porcine xenograft implants: An experimental study in rabbits. *Implant Dent*. 2012;21(2):112–7.
185. Torres J, Tamimi F, Tresguerres IF, Alkhraisat MH, Khraisat A, Blanco L, et al. Effect of combining platelet-rich plasma with anorganic bovine bone on vertical bone regeneration: early healing assessment in rabbit calvariae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;25(1):123–9.
186. Volkov AV, Alekseeva IS, Kulakov AA, Gol’Dshtein DV, Shustrov SA, Shuraev AI, et al. Regeneration of skull bones in adult rabbits after implantation of commercial osteoinductive materials and transplantation of a tissue-engineering construct. *Bull Exp Biol Med*. 2010;149(4):505–10.
187. Schlegel KA, Donath K, Rupprecht S, Falk S, Zimmermann R, Felszeghy E, et al. De novo bone formation using bovine collagen and platelet-rich plasma. *Biomaterials*. 2004;25(23):5387–93.
188. Terheyden H, Jepsen S, Möller B, Tucker MM, Rueger DC. Sinus floor augmentation with simultaneous placement of dental implants using: A

- combination of deproteinized bone xenografts and recombinant human osteogenic protein-1: A histometric study in miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):510–21.
189. Heinemann F, Hasan I, Schwahn C, Bourauel C, Mundt T. Bone level change of extraction sockets with Bio-Oss collagen and implant placement: A clinical study. *Ann Anat.* 2012;194(6):508–12.
190. Hämmerle CH, Karring T. Guided bone regeneration at oral implant sites. *Periodontol 2000.* 1998;17(1):151–75.
191. Artzi Z, Tal H, Dayan D. Porous bovine bone mineral in healing of human extraction sockets. Part 1: histomorphometric evaluations at 9 months. *J Periodontol.* 2000 Jun;71(6):1015–23.
192. Artzi Z, Tal H, Dayan D. Porous bovine bone mineral in healing of human extraction sockets: 2. Histochemical observations at 9 months. *J Periodontol.* 2001;72(2):152–9.
193. Bohner M. Silicon-substituted calcium phosphates - A critical view. *Biomaterials.* 2009 Nov;30(32):6403–6.
194. Fielding G, Bose S. SiO₂ and ZnO dopants in three-dimensionally printed tricalcium phosphate bone tissue engineering scaffolds enhance osteogenesis and angiogenesis in vivo. *Acta Biomater.* 2013 Nov;9(11):9137–48.
195. Al-Sabbagh M, Burt J, Barakat A, Kutkut A, El-Ghannam A. Alveolar ridge preservation using resorbable bioactive ceramic composite: a histological study. *J Int Acad Periodontol.* 2013 Jul;15(3):91–8.
196. Shakibaie-M B. Comparison of the Effectiveness of Two Different Bone Substitute Materials for Socket Preservation After Tooth Extraction: A Controlled Clinical Study. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2013 Mar;33(2):223–8.

197. Lorenz J, Korzinskas T, Chia P, Maawi SA, Eichler K, Sader RA, et al. Do clinical and radiological assessments contribute to the understanding of biomaterials? Results from a prospective randomized sinus augmentation split-mouth trial. *J Oral Implantol*. 2018 Feb 1;44(1):62–9.
198. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Elsevier; 2008.
199. Spinato S, Galindo-Moreno P, Zaffe D, Bernardello F, Soardi CM. Is socket healing conditioned by buccal plate thickness? A clinical and histologic study 4 months after mineralized human bone allografting. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):e120-6.
200. Barone A, Toti P, Quaranta A, Alfonsi F, Cucchi A, Negri B, et al. Clinical and Histological changes after ridge preservation with two xenografts: preliminary results from a multicentre randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2017 Feb 1;44(2):204–14.
201. Aimetti M, Romano F, Griga FB, Godio L. Clinical and histologic healing of human extraction sockets filled with calcium sulfate. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):902–9.
202. Leventis M, Agrogiannis G, Fairbairn P, Vasiliadis O, Papavasileiou D, Theodoropoulou E, et al. Evaluation of an in situ hardening β -tricalcium phosphate graft material for alveolar ridge preservation. A histomorphometric animal study in pigs. *Dent J*. 2018;6(3):27.
203. Naenni N, Lim HC, Papageorgiou SN, Hämmerle CH. Efficacy of lateral bone augmentation prior to implant placement: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2019;46(Suppl 21):287–306.
204. Mardas N, Chadha V, Donos N. Alveolar ridge preservation with guided bone regeneration and a synthetic bone substitute or a bovine-derived xenograft: A

- randomized, controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jul;21(7):688–98.
205. Capparé P, Teté G, Romanos GE, Nagni M, Sannino G, Gherlone EF. The “All-on-four” protocol in HIV-positive patients: A prospective, longitudinal 7-year clinical study. *Int J Oral Implant.* 2019;12(4):501–10.

IX. ANEXOS

IX.1. ANEXO 1

HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

Título del estudio: “ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE FOSFATO CÁLCICO VS. HUESO BOVINO EN EL RELLENO ALVEOLAR POSTEXTRACCIÓN”.

Estimado paciente, le invitamos a formar parte de un estudio comparativo entre dos tipos de materiales de injerto óseo en la cavidad oral.

Antes de decidir si desea formar parte, es importante que entienda por qué se realiza este estudio y qué es lo que implica si desea participar.

Por favor, lea detenidamente la información, y si necesita alguna aclaración, no deje de consultarlo.

Descripción del estudio, objetivo y beneficios: *consiste en la colocación de biomaterial de injerto óseo en sus alveolos dentales una vez realizada la exodoncia de sus dientes. Transcurrido un periodo de 3 meses se colocará un implante dental en estos alveolos, tras realizar un escáner, a la vez que se tomará una muestra del biomaterial injertado para poder evaluar su estado. El objetivo es determinar qué material de injerto obtiene mayor cantidad de hueso neoformado. Los beneficios de su participación en el estudio están encaminados a preservar las dimensiones óseas del alveolo durante los 3 meses hasta que se coloque el implante.*

¿Por qué ha sido elegido? *Ha sido elegido para participar en este estudio porque cumple los requisitos de selección, presenta un buen estado de salud general y un estadio de dentición definitiva.*

Confidencialidad: *se garantiza el derecho a la intimidad y confidencialidad de todos los datos obtenidos durante la investigación en los términos establecidos en la Ley 3/2018 de protección de datos y en la Ley 41/2002 reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.*

Consideraciones éticas: *este estudio se realizará de acuerdo con la Declaración de Helsinki.*

Este estudio no tiene ánimo de lucro. Las personas que voluntariamente acepten ser incluidas así como los investigadores que intervienen en el mismo no recibirán compensación económica alguna.

ASPECTOS ÉTICOS Y CONFIDENCIALIDAD

Este estudio se realizará de acuerdo con la Declaración de Helsinki. El tratamiento que se va a llevar a cabo está destinado a un beneficio del paciente, mejorando la futura colocación del implante y su rehabilitación protésica sin producir un perjuicio sobre el mismo.

Debe saber que su participación en este estudio es voluntaria y que puede decidir no participar o cambiar su decisión y retirar el consentimiento en cualquier momento sin que por ello se altere la relación con su médico ni se produzca perjuicio alguno en su tratamiento. Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos y puede exigir su retirada cuando desee.

En todo momento, usted podrá realizar cualquier consulta o preguntar cualquier duda al investigador. Cualquier nueva información referente a los procedimientos utilizados en el estudio y que pueda afectar a su disposición para participar, que se descubra durante su participación, le será comunicada por su médico lo antes posible.

También debe saber que puede ser excluido del estudio si los investigadores lo consideran oportuno ya sea por motivos de seguridad o porque consideren que no está cumpliendo con los procedimientos establecidos. En cualquiera de los casos, usted recibirá una explicación adecuada del motivo que ha ocasionado su retirada del estudio.

Su participación en el estudio no le supondrá ningún gasto. El coste del instrumental necesario será asumido por el investigador principal sin que repercuta en el paciente.

De acuerdo con la Ley 3/2018 de Protección de datos de Carácter Personal, los datos personales que se le requieren (por ejemplo: edad, sexo, datos de salud) son los mínimos para cubrir los objetivos del estudio. Deberá responder a las preguntas que le plantee el doctor que le atiende. En caso de no querer responder a dichas preguntas, no podrá participar en el estudio.

En ninguno de los informes del estudio aparecerá su nombre y su identidad no será revelada a persona alguna salvo para cumplir con los fines del estudio o en el caso de urgencia médica o requerimiento legal.

Sus datos se transferirán de forma codificada. Le será asignado un número que sólo el equipo médico del estudio podrá conectar con su nombre. Los resultados del estudio podrán ser comunicados eventualmente a la comunidad científica a través de congresos y/o publicaciones manteniendo en todo momento la confidencialidad y derechos de los participantes.

De acuerdo con la Ley vigente, tiene usted derecho al acceso de sus datos personales; asimismo, y si está justificado, tiene derecho a su rectificación y cancelación. Si así lo desea, deberá solicitarlo al médico que le atiende en este estudio.

En Madrid ade.....de 20.....

DNI Y FIRMA DEL PARTICIPANTE

DNI Y FIRMA DEL INVESTIGADOR

PROTECCIÓN DE DATOS DE CARÁCTER PERSONAL

Todos los datos relativos a usted y a su salud que se recojan durante el transcurso del estudio serán utilizados únicamente para la realización del mismo. El responsable del tratamiento de sus datos es José María Martínez González (Prof. Titular de Cirugía. Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid) que guardará todas las medidas de seguridad necesarias para la protección de sus datos. Puede retirar el consentimiento en cualquier momento, sin que ello afecte a la licitud del tratamiento previo a su retirada.

Sus datos se gestionarán bajo la confidencialidad más estricta, su nombre y demás datos identificativos se sustituirán por un código. La única persona que tendrá acceso a la clave de códigos es el investigador principal del estudio. Sus datos personales, incluidos los de salud, genéticos y biométricos, no serán comunicados a terceros, salvo cuando ello sea obligatorio por Ley o sean requeridos por autoridades competentes en la materia, como la Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios o el Comité de Ética del Centro.

Sus datos serán conservados durante la duración del estudio y una vez finalizado este, durante los plazos legalmente previstos. Dichos datos también podrán ser utilizados en estudios futuros relacionados con la misma línea de investigación, previamente aprobados por un Comité de Ética.

De acuerdo con la normativa vigente en Protección de Datos Personales, usted puede ejercer sus derechos de acceso, rectificación, oposición, supresión y limitación del tratamiento de sus datos. También tiene derecho a solicitar una copia o que se trasladen a un tercero (portabilidad) los datos que usted ha facilitado para el estudio, en la medida que sean aplicables. Para ejercitar estos derechos, diríjase al investigador principal del estudio (José María Martínez González. Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid. Tel.: +34-913-941-968) o al Delegado de Protección de Datos del Centro (en el caso de Madrid: Comité Delegado de Protección de Datos de la Consejería de Sanidad de la Comunidad de Madrid protecciondedatos.sanidad@madrid.org). Así mismo, tiene derecho a dirigirse a la Agencia Española de Protección de Datos si no quedara satisfecho/a. Para obtener información más detallada puede consultar el siguiente enlace: <https://www.aepd.es/sites/default/files/2019-12/guia-pacientes-usuarios-sanidad.pdf>.

VENTAJAS, RIESGOS Y ALTERNATIVAS

Ventajas

El tratamiento que se va a realizar pretende minimizar la reabsorción ósea de la cresta alveolar que se produce tras la pérdida dental, facilitando la futura colocación del implante en su posición ideal.

De esta forma, no solo se mejora el resultado funcional sino que también se mejora el resultado estético del tratamiento protésico del implante. La necesidad de intervenciones adicionales futuras de aumento óseo también se ven reducidas.

Riesgos

Todo procedimiento quirúrgico lleva implícito el riesgo de la infección. Mediante la programación de citas de revisión continuadas, el doctor podrá detectar de forma precoz la presencia de infección, determinando su tratamiento y control absoluto hasta su eliminación. Como primera medida terapéutica, se utilizará antibiótico vía oral.

La intervención presenta los riesgos de inflamación, dolor y/o presencia de hematomas habituales tras una intervención quirúrgica a nivel oral. Las pruebas que se le realizarán para participar en el estudio no conllevan ningún riesgo adicional.

Alternativas

Puede decidir la abstención del tratamiento no rellenando el alveolo con ningún material tras la extracción dental y realizar controles radiológicos mensuales.

En el momento de rehabilitar esta ausencia dental, se podrá decidir entre la colocación de un implante, un puente fijo sobre dientes, una prótesis removible o abstenerse manteniendo la ausencia dentaria. En caso de rehabilitar su ausencia con un implante dental, puede ser necesaria la utilización de técnicas de aumento óseo adicionales.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

He leído y he entendido la hoja de información del paciente. He tenido la oportunidad de comprender las cuestiones relacionadas con esta información.

Entiendo que la participación es voluntaria y que soy libre de abandonar el estudio en cualquier momento sin que esto vaya en detrimento de mis derechos legales.

En caso de dudas o cuestiones relacionadas con el estudio, puede contactar con José María Martínez González (jmargo@odon.ucm.es) que será la persona encargada de resolverlas en la mayor brevedad posible.

Entiendo que los datos puedan ser utilizados estrictamente de forma confidencial.

He leído la información anterior y acepto participar en el estudio.

Fecha: _____

PARTICIPANTE

Nombre y apellidos: _____

Firma:

INVESTIGADOR

Nombre y apellidos: _____

Firma:

IX.2. ANEXO 2



Article

Calcium Phosphate Modified with Silicon vs. Bovine Hydroxyapatite for Alveolar Ridge Preservation: Densitometric Evaluation, Morphological Changes and Histomorphometric Study

Guillermo Cadenas-Vacas , Natalia Martínez-Rodríguez, Cristina Barona-Dorado, Luis Sánchez-Labrador * , Jorge Cortés-Bretón Brinkmann , Cristina Meniz-García and José María Martínez-González

Department of Dental Clinical Specialities, Faculty of Dentistry, Complutense University of Madrid (UCM), Plaza Ramon y Cajal S/N, 28040 Madrid, Spain; gcaden01@ucm.es (G.C.-V.); hospinatmr@hotmail.com (N.M.-R.); cbarona@ucm.es (C.B.-D.); brinkmann55@hotmail.com (J.C.-B.B.); cmenizga@ucm.es (C.M.-G.); jmargo@ucm.es (J.M.M.-G.)

* Correspondence: luisanc@ucm.es; Tel.: +34-620-739-946



Citation: Cadenas-Vacas, G.; Martínez-Rodríguez, N.; Barona-Dorado, C.; Sánchez-Labrador, L.; Cortés-Bretón Brinkmann, J.; Meniz-García, C.; Martínez-González, J.M. Calcium Phosphate Modified with Silicon vs. Bovine Hydroxyapatite for Alveolar Ridge Preservation: Densitometric Evaluation, Morphological Changes and Histomorphometric Study. *Materials* **2021**, *14*, 940. <https://doi.org/10.3390/ma14040940>

Academic Editor: Gherlone Felice Enrico
Received: 23 January 2021
Accepted: 15 February 2021
Published: 17 February 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: After tooth extraction, the alveolar bone undergoes a physiological resorption that may compromise the future placement of the implant in its ideal position. This study evaluated bone density, morphological changes, and histomorphometric results undergone by alveolar bone after applying a new biomaterial composed of calcium phosphate modified with silicon (CAPO-Si) compared with hydroxyapatite of bovine origin (BHA). Alveolar ridge preservation (ARP) was performed in 24 alveoli, divided into a test group filled with CAPO-Si and a control group filled with BHA. Three months later, the mineral bone density obtained by the biomaterials, horizontal and vertical bone loss, the degree of alveolar corticalization, and histomorphometric results were evaluated. Both biomaterials presented similar behavior in terms of densitometric results, vertical bone loss, and degree of alveolar corticalization. Alveoli treated with CAPO-Si showed less horizontal bone loss in comparison with alveoli treated with BHA (0.99 ± 0.2 mm vs. 1.3 ± 0.3 mm), with statistically significant difference ($p = 0.017$). Histomorphometric results showed greater bone neoformation in the test group than the control group ($23 \pm 15\%$ vs. $11 \pm 7\%$) ($p = 0.039$) and less residual biomaterial ($5 \pm 10\%$ vs. $17 \pm 13\%$) ($p = 0.043$) with statistically significant differences. In conclusion, the ARP technique obtains better results with CAPO-Si than with BHA.

Keywords: biomaterials; calcium phosphate; silicon; bovine hydroxyapatite; alveolar preservation

1. Introduction

Rehabilitation by means of dental implants is an everyday procedure employed to restore lost teeth. When inserting a dental implant, sufficient bone volume is necessary to permit ideal implant placement in all three spatial dimensions [1]. However, the loss of a tooth from the alveolus triggers a cascade of biological events that lead to an irreversible reduction of the alveolar bone crest in both horizontal and vertical direction [2–4].

A systematic review conducted by Tan et al. [5], which evaluated the dimensional changes suffered by the alveolus after dental extraction, observed horizontal bone losses of 29–63% and vertical losses of 11–22% six months after extraction. Andrés-Veiga et al. [6] reported that these bone losses varied from one individual to another and may differ in the same subject at different times of life due to the influence of local and systemic factors.

The reduction in bone volume is due to a lack of stimulation to the residual bone, which triggers reductions in trabecular bone and in bone density [7]. Bone vascularization will also be altered by resorption, changing from intraosseous to periosteal centripetal irrigation [8]. All these changes will condition the potential for ideal implant placement in a three-dimensionally correct position [2–4].