



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

BIOMATERIALES UTILIZADOS EN ELEVACIÓN DE
MEMBRANA SINUSAL

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

TONANTZIN MONSERRAT HERNÁNDEZ CASTRO

TUTOR: Mtro. GABRIEL PIÑERA FLORES

ASESOR: Esp. MARCOS SOTO FRANCO



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

A mi familia, principalmente mis padres: Eulalia Castro, Rey Hernández, al ser los principales promotores de mi evolución personal y académica, agradezco a ellos por confiar en mí, apoyarme en cada decisión, por su tiempo, preocupación amor, paciencia y enseñanza.

Gracias principalmente a mi madre, quien siempre estuvo en cada logro y caída, quien se preocupa por mí en todo momento, quien estuvo al pendiente de mis desvelos, y siempre esperándome con motivación al llegar a casa, alentándome a seguir y no rendirme ante las dificultades que se presentaron en cada etapa de mi carrera universitaria,

A mi hermano, que a pesar de ser menor que yo, siempre estuvo dispuesto a ayudarme o despertarme cuando era necesario, para seguir estudiando o terminar trabajos.

Gracias a Dios por permitirme seguir adelante, con mis propósitos, sueños académicos, y lograr llegar a este punto de una de mis metas.

A mi Universidad, que me permitió conocer grandes amigos y compañeros, así como profesores quienes me han inspirado a ser mejor persona y profesional, así como grandes enseñanzas de vida y que me permitieron adquirir conocimientos académicos y sobre todo a su dedicación y amor por la profesión.

Gracias a mi tutor de tesina Mtro. Gabriel Piñera Flores y a mi asesor Esp. Marcos Soto Franco quienes estuvieron al pendiente y con disposición absoluta para poder lograr este trabajo.



ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	3
2. BIOMATERIALES	
2.1 Antecedentes Históricos.....	4-5
2.2 Evolución de los biomateriales.....	5
2.3 1ª, 2ª, 3ª, 4ª Generación.....	6-7
2.4 Clasificación.....	8-9
3. CICATRIZACIÓN ÓSEA	
3.1 Biología básica del hueso.....	9
3.2 Células óseas.....	10-12
3.3 Modelado y remodelado óseo.....	13-14
3.4 Cicatrización ósea.....	14-16
4. REGENERACIÓN ÓSEA	
4.1. Generalidades.....	17
4.2. Secuencia del proceso biológico.....	18-19
4.3. Regeneración ósea guiada.....	20
4.4. Mecanismo de acción.....	20-21
5. INJERTOS	
5.1. Clasificación de injertos óseos.....	21-23
5.2. Técnicas de obtención de injertos.....	23-28
5.3. Características/Propiedades de injertos.....	29-44
6. MEMBRANAS	
6.1. Generalidades.....	45
6.2. Clasificación.....	46
6.3. Características/Propiedades tipos de membranas.....	49-53
7. ELEVACIÓN SENO MAXILAR	
7.1. Antecedentes.....	53-54
7.2. Desarrollo y Anatomía del seno maxilar.....	54-58
7.3. Fisiología seno maxilar: irrigación e inervación.....	58-60
7.4. Técnicas de elevación de seno maxilar; indicaciones/ contraindicaciones.....	60-71
8. CONCLUSIÓN.....	71-72
9. REFERENCIAS.....	72-79

1. INTRODUCCIÓN

El tejido óseo se considera sensible a una variedad de factores ambientales y/o fisiológicos que influyen en su funcionamiento, así como en el mantenimiento de su integridad. La pérdida ósea asociada a traumatismos, patologías, enfermedad periodontal, infecciones agudas o crónicas son los escenarios que frecuentemente conducen a modificaciones en la integridad dimensional del hueso en el maxilar o mandibular.

La implantología como alternativa para sustituir dientes de forma unitaria o múltiple ha tomado una gran importancia en la actualidad. A medida que se ha desarrollado la odontología implantológica, se ha hecho más evidente que la región maxilar posterior con frecuencia se encuentra limitada para la colocación estándar de implantes dentales. De manera puntual, la pérdida ósea en las zonas posteriores maxilares conduce a deficiencias que no solo afectan al reborde óseo resultante en términos de altura y anchura, sino que también provocan alteraciones a estructuras anatómicas adyacentes, como el seno maxilar que tiende a neumatizarse y dificultar la adecuada colocación de implantes.

Debido a dificultades relacionadas con el volumen óseo disponible y dimensiones del seno maxilar que se pueden presentar en un paciente que busca como alternativa de tratamiento la colocación de implantes dentales, han surgido diferentes técnicas de elevación del piso del seno maxilar, las cuales pueden ejecutarse antes o durante la terapia implantar con la finalidad de obtener resultados funcionales y estéticos aceptables.

Junto con el desarrollo de las diferentes técnicas para la elevación del piso del seno maxilar y técnicas para la regeneración ósea guiada basadas en los conceptos de regeneración tisular guiada, han aparecido en el mercado un gran número de biomateriales que ayudan a conseguir un resultado favorable y predecible para un tratamiento exitoso en la terapia de aumento óseo y de la terapia con implantes.

Por tal motivo se hace necesario que el cirujano dentista aprenda a identificar estas deficiencias en el hueso maxilar, a diagnosticarlas, prevenirlas y tratarlas o remitirlas al especialista indicado, conocer las

indicaciones, contraindicaciones, ventajas y desventajas de las técnicas disponibles para la elevación del piso del seno maxilar y de los biomateriales para garantizar un resultado óptimo para el paciente.

2. BIOMATERIALES

2.1 Antecedentes Históricos

A lo largo de la historia en odontología, se han desarrollado y evolucionado términos aplicados a biomateriales que permiten llevar a cabo procedimientos quirúrgicos tales como regeneración ósea.¹

En el año 1928, el químico alemán W. Bauer desarrolla un nuevo material plástico transparente capaz de sustituir al vidrio, el cual durante la Segunda Guerra mundial fue producido a escala industrial, denominado polimetacrilato de metilo (PMMA), provocando leves reacciones a los aviadores durante la Segunda Guerra Mundial; a principios de la década de 1960, Charnley utilizó PMMA en conjunto con acero inoxidable, como método de reemplazo de cadera, de manera que esta aplicación de materiales sintéticos abarcó gran parte en la historia de la medicina, sin embargo, el término “biomateriales” aún no estaba definido.¹

En el año 1975, en conjunto con científicos, se crea: “The Society For Biomaterials”, quienes trataron de consolidar una definición concreta sobre el término “biomateriales”, el cual fue el siguiente: “biomaterial es una sustancia sistémica y farmacológicamente inerte, diseñada para ser implantada o incorporada en un ser vivo”.²

Posteriormente, en el año 1986, “The European Society for Biomaterials Consensus Conference” añade la definición de biomateriales como: “un biomaterial es una sustancia o material usado solo o en la fabricación de un aparato médico diseñado para interactuar con los tejidos humanos en el monitoreo de funciones corporales o para tratar alguna condición patológica del cuerpo”.³

A través del transcurso de avances científicos, es en el año 1987 cuando Williams añade: biomaterial es aquel que se utiliza en un dispositivo médico, destinado a interactuar con los sistemas biológicos”; agregándole

posteriormente un complemento: “Biocompatibilidad”, la cual la describe como: “Capacidad de un material para funcionar en respuesta adecuada a una aplicación específica”.¹

De manera que biocompatibilidad implica que el material no le cause daño al cuerpo, de esta manera, los tejidos que lo rodean no alteran el material mismo.

El desarrollo de nuevas tecnologías permite que los materiales cuenten con propiedades físicas, químicas y mecánicas que los hacen aptos para implantes de cualquier tipo en el área de ciencias de la salud. En la medicina moderna los biomateriales se emplean principalmente en cirugía ortopédica, en cirugía maxilofacial, en cirugía cardiovascular y en oftalmología.³

2.2 Evolución de los biomateriales

En el transcurso del tiempo, el desarrollo de biomateriales que permiten la regeneración ósea se han modificado, sin embargo, su aplicación requiere de investigación y control de calidad, en relación a su estructura, superficie o sus propiedades, definiendo parámetros que permitan evaluar las interacciones entre el mismo y un sistema biológico, de esta forma podremos analizar su comportamiento posterior a la implantación.

El estudio sobre los biomateriales involucra diversas áreas de conocimiento, ejemplo de ello es el campo de ciencias básicas tales como biología celular y molecular, la bioquímica y la ciencia de los materiales.

Desde los inicios de esta nueva era, en el área de odontología, han progresado cambios en implantología y regeneración ósea, se sabe que en inicios los pacientes solamente eran candidatos a colocación de implantes si tenían suficiente soporte óseo; los primeros recursos para solventar el soporte óseo fueron los injertos de otras zonas del cuerpo del paciente, actualmente hemos presenciando nuevas técnicas de odontología regenerativa, con nuevos biomateriales, y soluciones viables para poder obtener concentrados de diferentes fracciones del plasma con las que ayudar a obtener las proteínas, que incluyen factores de crecimiento y

células madre propias, permitiendo eficacia y velocidad en la regeneración ósea.⁴

2.3 Generaciones:

- **Primera Generación:** Abarca los años 60's-70's, donde los materiales representativos son el acero y polietileno, cuyo objetivos fueron el logro de propiedades físicas muy similares al tejido a reemplazar.⁵
- **Segunda generación:** Desarrollo de la industria aeronáutica, con materiales como el titanio y sus aleaciones, cuyas características relevantes son la inercia y la pasividad, que presentan inconvenientes en la adaptación al organismo y la alta probabilidad de rechazo. ⁵
- **Tercera generación:** 90's, se consideraba que: "no es el cuerpo el que debe adaptarse al material, sino el material el que debe adaptarse al cuerpo; el término biomaterial designa aquellos materiales que presentan similitudes en composición o en superficie con el sistema biológico"; encontrándose como ejemplos característicos los fosfatos de calcio, hidroxiapatita y biovidrios. *Jacota, 2008; Zárate y Reyes, 2006.* ⁵
- **Cuarta generación:** El objetivo es obtener materiales que interactúen en profundidad con los sistemas biológicos mediante la regularización del proceso biológico, integrándose en el organismo teniendo como finalidad la degradación, evitando infecciones; además se les denomina "materiales inteligentes", ya que adaptan sus propiedades y funciones, que permiten interactuar con los sistemas biológicos. *Jacota, 2008.*⁵

Las estructuras de los biomateriales incluyen metales, cerámicas, vidrios, polímeros sintéticos de múltiples clases, polímeros naturales, tejidos biológicos modificados. En cuanto a su función, algunos biomateriales

incluyen células vivas constituyendo los denominados «biomateriales híbridos». ⁶

En la actualidad, cualquier biomaterial, para poder ser implantado, debe cumplir requisitos generales que se engloban:

- Biocompatibilidad: se incluyen su tolerancia, bioestabilidad a corto y largo plazo, o el mantenimiento de sus propiedades y estructura químico-física en el entorno biológico durante el tiempo que permanezca en el organismo.³
- Propiedades mecánicas y químicas específicas que aseguren la función para la cual se diseña.²
- Químicamente inerte y estable (sin degradación respecto al tiempo).
- Peso y densidad adecuados, rechazo al crecimiento de patógenos orales.²
- Hidrofilia, facilidad de uso y manipulación.

Fases de los biomateriales en respuesta al huésped



Jonathan B. *Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility* [Internet]. 4th ed. UNITED STATES OF AMERICA; 2006. 498 p. Available from:

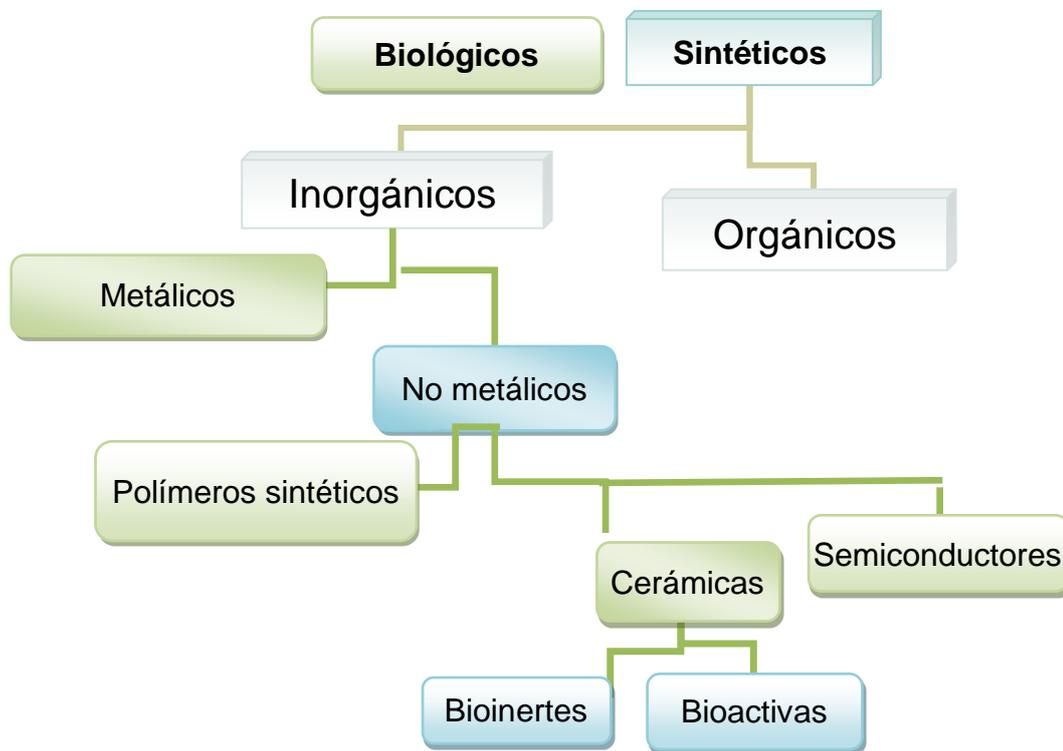
<https://books.google.com.mx/books?id=2kDLx3mKm1EC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>.⁷

2.4 Clasificación de biomateriales

Los biomateriales de uso en cirugía se clasifican de la siguiente manera:

- Materiales biológicos: hueso autógeno, homólogo, proteínas morfogénicas óseas (BMP), heterólogo, colágeno y plasma del paciente enriquecido con factores de crecimiento y plaquetas.⁸
- Materiales no biológicos/ sintéticos: metálicos, cerámicos, cristales bioactivos o bioinertes o polímeros.⁸

Figura 1: Clasificación de biomateriales



Fernández JS, Ballester Alfaro JJ, Fernández-Fairen M. Biomateriales y sustitutos óseos: bases generales. *Traumatología y Ortopedia General*. 2020;435–44.p.

Los biomateriales clasificados como inorgánicos-metálicos, incluyen acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto, aleaciones de titanio (generalmente con aluminio, vanadio o niobio) y tantalio (espumas metálicas); tiene excelentes propiedades mecánicas y puede ser utilizado como sustituto óseo en diferentes aplicaciones, es un material osteoconductor-osteoinductor, no reabsorbible, que ofrece una gran biocompatibilidad.

Entre los biomateriales inorgánicos no metálicos, se incluyen cerámicas, que pueden ser bioinertes (alúmina y circonio), o bioactivas; hidroxiapatita y fosfato tricálcico comercial.⁶

3. CICATRIZACIÓN ÓSEA

3.1 Biología básica del hueso

El hueso es un tejido conjuntivo especializado que está compuesto por matriz orgánica e inorgánica mineralizada, la matriz orgánica del hueso está integrada por proteínas de colágeno de tipo I, donde se depositan iones de fosfato y calcio e hidroxiapatita (HA), está innervado y vascularizado para que pueda regenerarse.⁹

Esta composición permite que el tejido óseo:

- Resistencia a cargas.
- Protege a órganos altamente sensibles, de fuerzas externas.
- Participa como reservorio de minerales que contribuyen a la homeostasis sistémica del cuerpo.

Figura 2: Células óseas

Célula	Morfología	Localización	Función	Fuente	Célula Precursora	Diferenciación
Osteoblasto	Redondeado, células basófilas se tiñen para fosfatasa alcalina	Superficie ósea, en áreas de remodelación activa y formación de hueso.	Producir matriz ósea.	Periostio, endostio, médula ósea	Preosteoblasto, células de revestimiento óseo.	Osteocito
Osteocito	Células con procesos citoplasmáticos delgados	Incrustado en lagunas.	Mecanosensorial, homeostasis mineral, resorción ósea.	Osteoblastos que se vuelven osteoides.	Osteoblastos	Célula diferenciada
Osteoclasto	Alargado, células multinucleares, tinción positiva para ácido resistente a tartrato fosfatasa.	Endostio y superficies periósticas del hueso en áreas de remodelación ósea. Superficies en hueso fracturado.	Resorción ósea	Médula ósea, sangre.	Célula madre hematopoyética	Ninguno

Seitz IA, Teven CM, Reid RR. 21 - Repair and grafting of bone. Fourth Edition. Plastic Surgery. Elsevier Inc.; 2016. 425-463.e16 p. disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-1733-4.00121-X>

3.2 Células óseas

Las células del tejido óseo tienen origen mesenquimatoso y las relacionadas con la formación y mantenimiento del hueso con las células osteoprogenitoras, osteoblastos y células de la superficie.¹⁰

➤ Osteoblastos

Son células que producen matriz orgánica del hueso. Se originan a partir de células mesenquimatosas y monocitos sanguíneos, diferenciándose en células pre-osteoblásticas y posteriormente en osteoblastos.¹⁰

Son células diferenciadas y carecen de capacidad para migrar y reproducirse, es por ello que para poder formarse hueso en un sitio específico, deben migrar en conjunto células progenitoras

mesenquimáticas indiferenciadas (células osteoprogenitoras), para proliferar y convertirse en osteoblastos.¹¹

Están ubicados sobre superficies de hueso, que exhiben depósito de matriz, transformándose posteriormente en:

- **Células de revestimiento óseo:** Células alargadas que cubren una superficie de tejido óseo, no tienen actividad sintética.
- **Osteocitos:** Células de forma estrellada ubicadas dentro de matriz ósea mineralizada, permaneciendo en contacto con otras células óseas por medio de delgadas prolongaciones citoplasmáticas. Están organizados como un sincitio que suministra un área de contacto entre células y sus prolongaciones, asimismo con la parte no celular del tejido óseo, permitiendo así que los osteocitos participen en la regulación de homeostasis de calcio en sangre y perciban la carga mecánica señalizando la información para otras células del hueso.¹¹

La diferenciación y desarrollo de osteoblastos a partir de células osteoprogenitoras dependen de la liberación de factores de crecimiento (GF) osteoinductores u osteopromotores como las proteínas morfogénicas del hueso (BMP), asimismo factores de crecimiento como: factor de crecimiento similar a la insulina (IGF), factor de crecimiento derivado de plaquetas (PDGF) y factor de crecimiento fibroblástico (FGF).¹¹

Fase de la cicatrización	Factor de crecimiento	Célula de origen	Funciones
Inflamatoria	PDGF	Plaquetas	Aumenta monotaxis de neutrófilos y monocitos.
	TGF	Plaquetas, leucocitos, fibroblastos	Aumenta monotaxis de neutrófilos y monocitos.
Proliferativa	VEGF	Plaquetas, leucocitos, fibroblastos	Aumenta permeabilidad vascular
	EGF	Macrófagos, cel. Mesenquimáticas, plaquetas	Estimula proliferación y migración epitelial.
	FGF-2	Macrófagos, cel. Endoteliales	Proliferación de fibroblastos y síntesis de MEC, aumenta la quimiotaxis, proliferación y diferenciación de células endoteliales.

Remodelado óseo	KGF(FGF-7)	Queratinocitos, fibroblastos	Estimula proliferación y migración epitelial.
	PDGF	Macrófagos, células endoteliales.	Estimula proliferación de fibroblastos y síntesis de MEC, aumenta quimiotaxis, proliferación y diferenciación de células endoteliales.
	TGF-B	Macrófagos, leucocitos, fibroblastos.	Proliferación y migración epitelial, proliferación de fibroblastos y síntesis de MEC.
	VEGF	Macrófagos	Aumenta quimiotaxis de células progenitoras endoteliales, estimula proliferación de células endoteliales.
	BMP 2-4	Osteoblastos	Estimula proliferación de células progenitoras mesenquimáticas.
	BMP-7	Osteoblastos	Estimula diferenciación de osteoblastos y condroblastos.
	FGF-2	Macrófagos, células endoteliales.	Estimula proliferación de células progenitoras mesenquimáticas.
	IGF-II	Macrófagos, fibroblastos.	Proliferación de osteoblastos y síntesis de MEC.
	PDGF	Macrófagos, osteoblastos	Estimula diferenciación de osteoblastos en miofibroblastos.
	TGF-B	Fibroblastos, osteoblastos	Induce apoptosis de células endoteliales y fibroblastos, induce diferenciación de fibroblastos en miofibroblastos, estimula quimiotaxis y supervivencia de osteoblastos.
VEGF	Macrófagos	Quimiotaxis de células madre mesenquimáticas, efecto antiapoptótico sobre células formadoras de hueso, promoción de angiogénesis.	

Figura 3: Adaptada con autorización de: (Kaigler D, Creil A y Giannobile w 2006). Administración de factores de crecimiento en tejidos orales y periodontales. PDGF= Factor De crecimiento derivado de plaquetas. TGF= Factor transformador del crecimiento; VEGF= Factor de crecimiento vascular endotelial; EGF= Factor de crecimiento epidérmico; FGF= Factor de crecimiento fibroblástico; KGF= Factor de crecimiento de queratinocitos; BMP= Proteína morfogénica del hueso; IGF= Factor de crecimiento similar a la insulina; TNF α = Factor de necrosis tumoral alfa; MEC= Matriz extracelular; Lindhe J, Karring T, Lang NP. Periodontología clínica e implantología odontológica [Internet]. 5ta ed. Marina G, Silvina F, Jorge F, editors. Buenos Aires; 2009. 592 p.

3.3 Modelado y remodelado óseo

La remodelación ósea es el proceso continuado por el cual el hueso es reabsorbido y sustituido mediante un proceso estable y dinámico que mantiene la salud del mismo. Este proceso afecta continuamente a todo el esqueleto, superficialmente el hueso puede parecer un tejido estático, sin embargo es muy dinámico y experimenta una remodelación constante a lo largo de la vida del organismo; la remodelación ósea puede ser una respuesta a las tensiones mecánicas o microfracturas que experimenta el tejido óseo.¹²

El modelado óseo adapta la estructura a las cargas y elimina las zonas dañadas para mantener la resistencia del hueso, comprende zonas independientes de reabsorción y formación que alteran el tamaño y la forma de los huesos. El estímulo es una tensión localizada adicional (como el movimiento ortodrómico de un diente y el levantamiento de pesas); este proceso se explica por la ley de Wolff, que postula que el hueso de una persona o un animal sanos se adaptará a las cargas allí donde se apliquen estas últimas.¹²

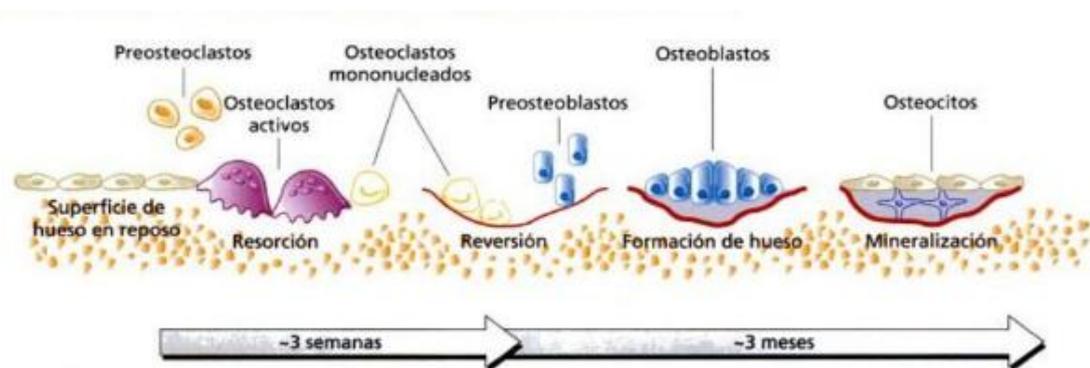


Figura 4: **Ciclo de remodelado óseo:** Los preosteoclastos son reclutados para ir a sitios de resorción e inducidos a diferenciarse en osteoclastos activos y a formar hoyos de resorción. Después de un periodo de resorción activa los osteoclastos son sustituidos por células mononucleares transitorias. Por intermedio del proceso de acoplamiento son reclutados preosteoblastos los cuales se diferencian en células con secreción activa de matriz y forman hueso. Algunos osteoblastos quedan atrapados dentro de la matriz y se convierten en osteocitos. Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Periodontología clínica e implantología odontológica* [Internet]. 5ta ed. Marina G, Silvina F, Jorge F, editors. Buenos Aires; 2009. 592 p.

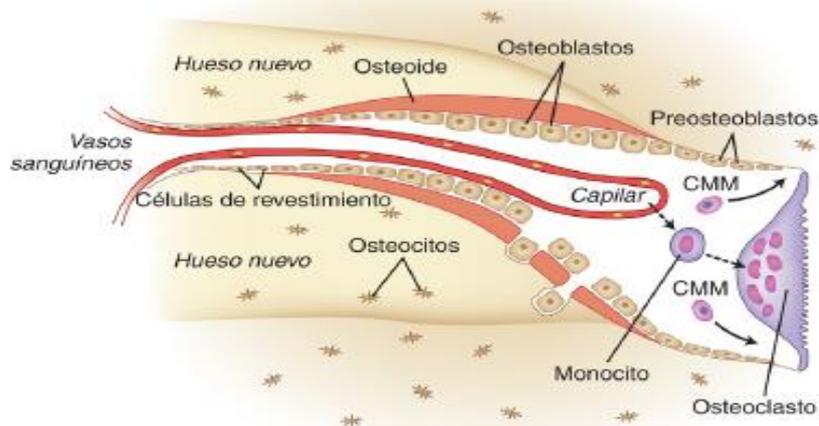


Figura 5: **Componentes básicos de la remodelación ósea.** En este proceso intervienen los osteoclastos (que eliminan el hueso “viejo”), los preosteoblastos y los osteoblastos (que forman nuevo hueso inmaduro), y los osteocitos atrapados en el seno de la nueva matriz ósea. Las células madre mesenquimatosas (CMM) son las precursoras de las células «blásticas» formadoras de hueso. Powers R. Sustitutos óseos y membranas [Internet]. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 913–932 p.

Osteoclastos: Células que participan en la resorción ósea, son de carácter fágico, están situadas en la superficie donde se produce la reabsorción ósea, liberando iones fosfato y calcio, descienden de células madre de la médula ósea que también dan origen a los monocitos (macrófagos). Uno de sus rasgos esenciales es la penetración del tejido vascular (neovascularización); esta es una característica fundamental de la remodelación, ya que los nuevos vasos transportarán células y nutrientes.¹³

3.4 Cicatrización ósea

La cicatrización se define como un proceso evolutivo, comprende procesos como inflamación, coagulación sanguínea, proliferación celular y remodelación de la matriz extracelular (MEC) que conducen a la formación de una cicatriz perceptible. La regeneración produce tejidos en los que el defecto o la lesión se rellenan con un tejido regenerado de los tejidos nativos circundantes originales.⁹

La cicatrización del tejido óseo incluye el proceso de regeneración y reparación, los cuales dependen de la naturaleza de la lesión, es decir una fractura ósea estrecha estabilizada de manera correcta cicatrizará por regeneración, mientras que un defecto más grande (defecto de un segmento de hueso), cicatrizará por reparación.¹¹

Cicatrización primaria

En este proceso, los márgenes de una herida en donde hay pérdida tisular, se estabilizan en la misma posición anatómica previa a la lesión, posteriormente la herida se repara con la formación de tejido cicatrizal, en este proceso disminuye la cantidad de reepitelización, depósito de colágeno, contracción y remodelación, en este caso se obtiene con mayor rapidez la cicatrización, menor riesgo a infección; ejemplo de ello son las laceraciones o incisiones bien suturadas y las fracturas óseas bien consolidadas.¹⁴

Cicatrización secundaria

Este proceso implica que después de la reparación continúa una separación entre los bordes de una incisión o laceración, o entre dos fragmentos de hueso o nervio, incluyendo pérdida tisular que impide la reaproximación de los bordes de la herida, si este se fractura y sus extremos están separados por más de 1 mm, el hueso cura por segunda intención; durante la fase fibroblástica de la cicatrización se deposita gran cantidad de colágeno para rellenar la solución de continuidad ósea, produciendo matriz fibrosa que se extiende de forma circunferencial más allá de la zona de fractura, formando el callo óseo.

En esta situación, se precisa una gran cantidad de migración epitelial, depósito de colágeno, contracción y remodelación durante la curación, por lo que es la cicatrización más lenta y produce mayor tejido cicatricial que en la cicatrización por primera intención; ejemplos de este proceso son los alveolos post-extracción, fracturas mal consolidadas, úlceras profundas y heridas extensas con avulsión de tejido blando.¹⁴

El término tercera intención se refiere a la cicatrización de heridas que curan mediante injertos tisulares para cubrir grandes áreas y salvar el espacio entre sus márgenes.¹⁴

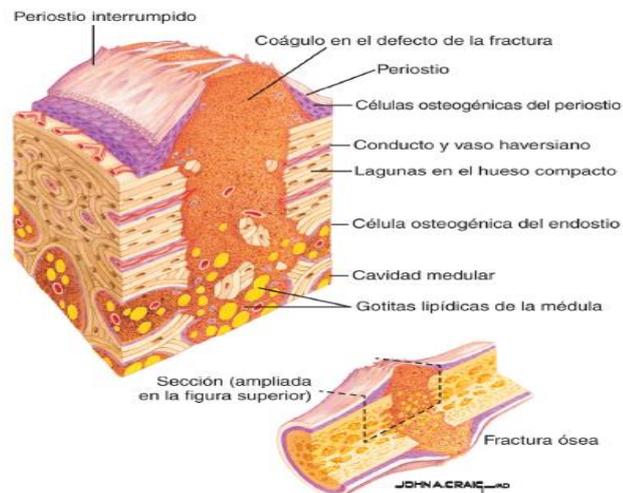


Figura 6: **Fase precoz del estadio fibroblástico de la reparación ósea;** células osteogénicas del periostio y de la médula proliferan y se diferencian en osteoblastos, osteoclastos y condroblastos, comenzando la gemación de los capilares. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

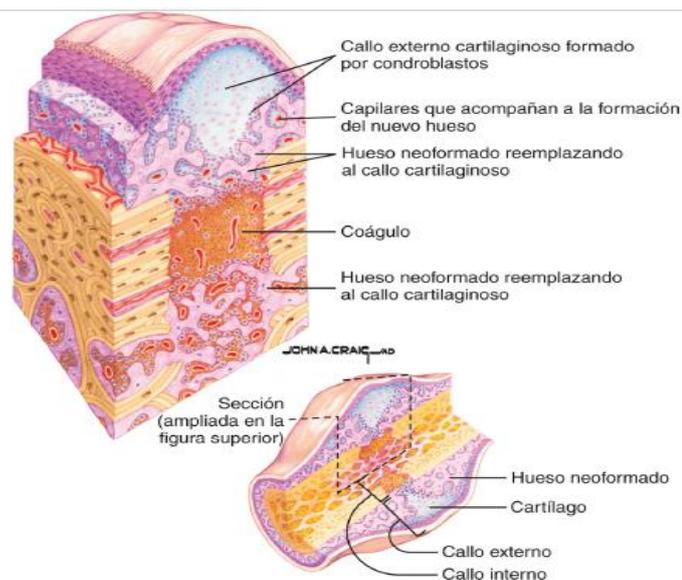


Figura 7: **Fase fibroblástica tardía de la reparación ósea.** Los osteoclastos reabsorben el hueso necrótico; en zonas con suficiente presión de oxígeno, los osteoblastos depositan hueso nuevo; en las zonas con baja

presión de oxígeno, los condroblastos depositan cartílago, el crecimiento de los capilares continúa y se forman callos interno y externo. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

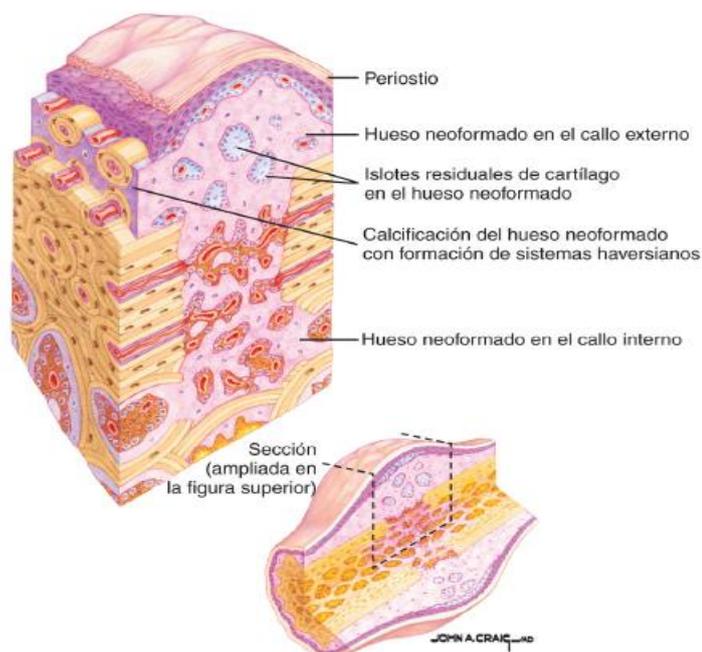


Figura 8: **Fase de remodelación de la reparación ósea**; los osteoclastos eliminan el hueso innecesario y los osteoblastos depositan nuevo tejido óseo en respuesta a las tensiones aplicadas sobre el hueso. Se forman nuevos sistemas hasersianos que se desarrollan como capas concéntricas de hueso cortical depositadas a lo largo de los vasos sanguíneos. Los callos disminuyen gradualmente de tamaño. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

4. REGENERACIÓN ÓSEA

4.1 Generalidades

Cuando un tejido sufre un daño estructural pueden ocurrir 3 fenómenos; necrosis, el cual es un proceso donde hay pérdida del mismo tejido, reparación en la que hay una restauración del tejido sin que conserve su arquitectura o función original, o puede presentar un proceso de regeneración, que permite originar un tejido nuevo, una vez que se produce un daño tisular.

El hueso tiene un potencial para la curación después del nacimiento, por lo que están disponibles las herramientas necesarias para conseguir la

reparación completa del tejido, sin ninguna cicatrización tisular y, por lo tanto, también para obtener la integración y la remodelación del tejido.¹⁵

La regeneración ósea consiste en la interacción de procesos moleculares que promueven la migración de células madre mesenquimales, así como su proliferación y diferenciación celular.¹⁶

4.2 Secuencia del proceso biológico

Existen tres mecanismos relacionados al éxito en el proceso de regeneración ósea: osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción.

a) **Osteogénesis:** Ocurre cuando se transplantan osteoblastos y células precursoras, al defecto junto con el material del injerto, estableciendo centros de formación de hueso. Los injertos autólogos de cresta iliaca y médula ósea representan tipos de trasplantes con propiedades osteogénicas.¹¹

Además, contribuye como aporte de células en el sustituto óseo, que, si encuentran condiciones óptimas, podrán transformarse en osteoblastos u osteocitos, y de esta forma participar en la formación de hueso nuevo.⁶

b) **Osteoinducción:** Proceso de estimulación de las células mesenquimales o pluripotentes indiferenciadas del huésped para diferenciarse en osteoblastos. Para ello, debe desarrollarse una cascada molecular donde participa el factor de crecimiento transformante β (TGF- β).^{6,16}

Incluye la neoformación de hueso por diferenciación de células del tejido conjuntivo en células formadoras de hueso (osteoblastos); ejemplo de ello es matriz ósea desmineralizada o proteína morfogénica del hueso (BMP).¹¹

Existen diversas estrategias que facilitan el proceso de osteoinducción, algunos ejemplos incluyen el uso de injertos óseos, colgajos óseos vascularizados, factores de crecimiento osteogénicos y estimulación biofísica.¹⁶

c) Osteoconducción: Es la capacidad de un material para servir como andamiaje o pliegue, sobre el cual el hueso puede adherirse y crecer. Este proceso se acompaña de una resorción gradual de un material implantado; algunos ejemplos son hueso cortical autólogo, sustitutos de fosfato de calcio, polímeros sintéticos, sin embargo si el material implantado no es reabsorbible como ocurre con implantes de hidroxiapatita porosa, la incorporación se limita al depósito de hueso sobre la superficie del material sin sustitución en la fase de remodelado.^{11,16}

La incorporación del proceso biológico se describe en las siguientes fases; durante la interacción biológica donante/receptor el proceso es continuo, inmediatamente después de la implantación quirúrgica se incorporan procesos celulares y tisulares en el proceso reparador, posterior a la formación del hematoma, la aparición y proliferación del infiltrado inflamatorio agudo se produce un brote angiogénico con nuevos vasos sanguíneos y células progenitoras. Al blastema celular originado en el receptor se unen osteoblastos, alrededor del 5% en la superficie trabecular, provocando necrosis de osteocitos endotrabeculares; la conductividad favorecida por los espacios intertrabeculares permite la penetración del tejido de granulación, formado a partir del segundo día. Las células activadas por los factores y citoquinas liberados, se transforman en osteoblastos que recubren los bordes de las trabéculas necrosadas, depositando sobre ellas una capa osteoide que los envuelve completamente.¹⁷

La formación de nuevos vasos sanguíneos permite la llegada de precursores monolíticos de los osteoclastos. A partir de la 3ª semana y hasta el tercer mes se combinan la oposición de hueso nuevo y reabsorción del hueso necrosado por los osteoclastos; entre el 3º y 6º mes se genera una remodelación estimulada por cargas mecánicas progresivas, llevando a una eficiente redistribución de la microestructura interna (ley de Wolf). El proceso de remodelación se completa un año posterior a la intervención,

permitiendo observar una continuidad en la dirección de las trabéculas del injerto y del lecho.¹⁷

4.3 Regeneración ósea guiada

El desarrollo de la técnica (ROG) dio inicio a finales de 1980 con una serie de estudios experimentales, basándose en el uso de una membrana, reabsorbible o no reabsorbible para estabilizar el coágulo sanguíneo y crear un espacio en el que las células procedentes de tejido óseo puedan crecer sin la interferencia de la rápida proliferación de las células del tejido blando.¹⁸

El procedimiento se considera como una de las estrategias más prometedoras para reparar y regenerar tipos específicos de tejidos como periodonto, defectos óseos alrededor de los dientes o implantes, cresta alveolar atrófica, defectos en furca, o preservación de alveolos post extracción, para ello se utilizan membranas que permiten que las células del tejido progenitor rellenen el defecto; la membrana actúa como barrera física para evitar que los tejidos de fibrosos o epiteliales invadan el espacio del defecto, manteniendo el espacio y guía al éxito de la regeneración de los tejidos defectuosos. La integridad estructural de la membrana debe mantenerse durante la maduración del tejido recién formado, aproximadamente 6 meses en la para garantizar formación y maduración ósea.¹⁸

4.4 Mecanismo de acción

La neoformación ósea se desarrolla a partir del periostio y células derivadas de la región medular con potencial osteogénico. Este tipo de técnicas facilitan la diferenciación de células con potencial osteogénico de las poblaciones celulares de los canales Haversianos y de Volkmann, y principalmente del endostio; por lo tanto, el periostio se excluye y se adapta en la superficie externa de las membranas.¹⁹

Esta técnica se utiliza para el tratamiento de dehiscencias o fenestraciones alrededor de implantes, o para aumentos localizados del reborde alveolar; algunos factores que determinan el éxito en la ROG son los siguientes:

- El material de barrera debe tener suficiente rigidez para asegurar el volumen deseado del compartimiento, las membranas utilizadas usualmente no son reabsorbibles y están compuestas de politetrafluoroetileno expandido (PTFE).¹⁹
- Lecho óseo vascularizado.
- Presencia de hueso viable en el lugar del defecto o próximo a este.
- Las células de tejido conectivo deben ser excluidas del espacio entre la membrana cuya función es actuar como barrera.²⁰
- Periodo apropiado de curación, generalmente 3 meses en zona mandibular y de 4 a 6 meses en maxilar superior.

5. INJERTOS

Los injertos son materiales biocompatibles que permiten restablecer la función y forma, logrando la reparación y regeneración ósea a través de un trasplante.

La existencia de un volumen de hueso adecuado en la zona quirúrgica es un requisito previo indispensable para la correcta colocación de los implantes, es por ello que se han ideado técnicas de aumento óseo para facilitar el tratamiento implantológico, actualmente se pueden utilizar numerosas técnicas alternativas, diferentes productos y biomateriales para aumentar el hueso con distintas indicaciones.¹²

5.1 Clasificación de injertos óseos

El uso de materiales de injerto óseo en cirugía oral se ha generalizado, debido a que continuamente se introducen nuevos materiales, cada uno de ellos tiene propiedades regenerativas específicas.

Hueso autógeno (del mismo individuo)	Hueso alógeno (de la misma especie, diferente individuo)	Xenoinjerto (material de origen biológico, de diferente especie)	Hueso Aloplástico (material de origen sintético)
Injerto en bloque	Hueso congelado libre	Derivado de hueso de animales	Fosfato de calcio
Molino de hueso Dispositivo de succión Cirugía piezoeléctrica	Aloinjerto de hueso liofilizado	Material derivado de los corales	Vitrocerámica
	Desmineralizado	Derivado de algas calcificantes	Polímeros
	Aloinjerto de hueso desproteínizado	Derivado de madera	Rieles

1. *Figura 9: Clasificación de los materiales de injerto óseo.* Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry.* Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

A. Injertos autógenos/autólogos: Este tipo de injerto se considera el “patrón oro” para sustituir o rellenar defectos óseos dado que reúne todas las propiedades que requiere un biomaterial ideal, como son: osteoinducción (BMP y factores de crecimiento), osteogénesis (células osteoprogenitoras) y osteoconducción.⁶

El hueso es obtenido del mismo individuo, en bloque como un injerto tricortical, en forma de partículas, en forma de injertos vascularizados. Cuando se necesita más hueso para casos como una mandíbula desdentada atrófica o elevaciones bilaterales del seno, se debe tener en cuenta alguna localización extraoral, por lo que el sitio más común para la obtención de injertos es la cresta ilíaca anterior.²¹

Otras localizaciones donde se puede obtener hueso son tibia, peroné; los sitios frecuentes de extracción en cavidad oral incluyen sínfisis mandibular, rama mandibular, tuberosidad del maxilar. Este tipo de injertos, liberan factores de crecimiento tales como proteínas morfogénicas óseas (BMP), factor de crecimiento derivado de plaquetas (PDFG), factor de crecimiento transformante β (TGF- β); al obtenerse del propio paciente, es histocompatible y no inmunogénico.^{22,6}

Al considerar el injerto autógeno, se debe tener en cuenta que predispone algunas limitaciones, por ejemplo; la necesidad de cirugía adicional, morbilidad añadida de la zona dadora, escasez como soporte mecánico, dificultad técnica para su obtención, costo y limitación de cantidad disponible.⁶

5.2 Técnicas de obtención de injertos

El procedimiento o método para obtener un tipo de autoinjerto, es el sistema de fresado-irrigación-aspirado (Reaming-Irrigation-Aspiration (RIA), desarrollado para minimizar los efectos adversos del fresado, permitiendo la obtención de gran cantidad de injerto de hueso autólogo de calidad desde el canal endomedular de los huesos largos. Al extraer hueso autógeno, independiente del sitio de la toma o del método, es importante realizar irrigación constante para evitar el sobrecalentamiento y mantener la viabilidad de las células óseas; exceder los 47°C (116,6°F) causaría necrosis ósea.²³

- **Bloques de injerto óseo:** Durante más de dos décadas, los injertos óseos en bloque se han utilizado para aumentar las deficiencias óseas amplias; al ser extraído de un sitio intraoral o extraoral, se fija al sitio receptor preparado con tornillos. Los tejidos blandos suprayacentes pueden separarse del injerto óseo con una membrana de barrera o cubrirse mediante un colgajo mucoperióstico. Los aditamentos de fijación (tornillos

y placas) deben retirarse después de un período aproximado de 6 meses.²³

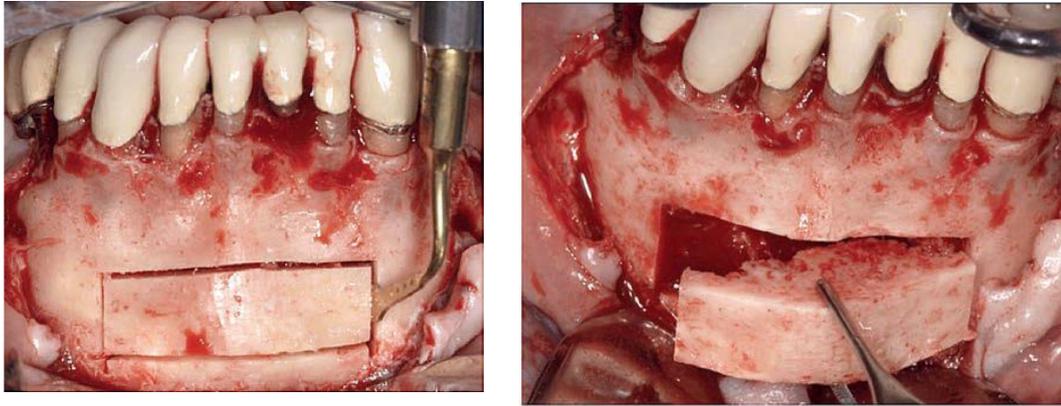


Figura 10: **Bloque óseo de sínfisis, mediante uso de piezocirugía.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry.* Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

Entre sus ventajas se incluyen la capacidad de recolectar localmente un suministro suficiente dentro de la cavidad bucal y su excelente biocompatibilidad dentro de los tejidos del huésped, sin embargo, existen algunas desventajas que son importantes considerar: limitación biológica de revascularizar grandes bloques óseos, siendo crucial al no tener suficientes células osteogénicas en la superficie residual del hueso circundante y limitar esta técnica al aumento horizontal, es decir únicamente defectos verticales mínimos, además puede generar riesgos postquirúrgicos en la región de sínfisis mandibular, provocando sangrado posoperatorio, hematomas, dehiscencia de la herida, daño a los incisivos inferiores incluyendo lesión a los nervios. La lesión nerviosa puede ser una alteración molesta a largo plazo, incluso

permanente en zonas como labio inferior, mentón, dientes anteriores y encía.²³

Otro riesgo es la alteración de la apariencia facial, particularmente cuando los músculos faciales están completamente elevados del hueso más allá del borde inferior de la mandíbula, comúnmente conocido como: "mentón de bruja", puede ocurrir cuando los músculos faciales y la piel del mentón caen, provocando una deformación de los tejidos faciales después de la cirugía.²²

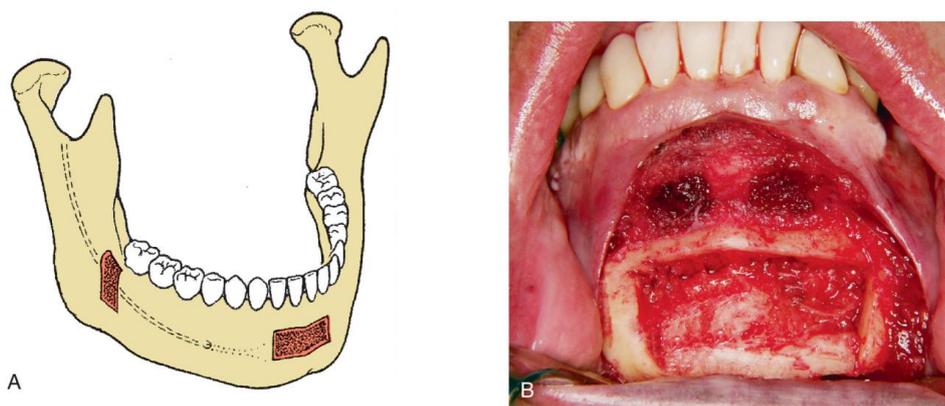


Figura 11. Zonas de obtención de injertos de hueso autógeno. (A) Cuerpo posterior o regiones de la rama y sínfisis. (B) Fotografía clínica del injerto en zona de sínfisis mandibular. Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. *Implantología: conceptos avanzados y casos complejos* [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p.

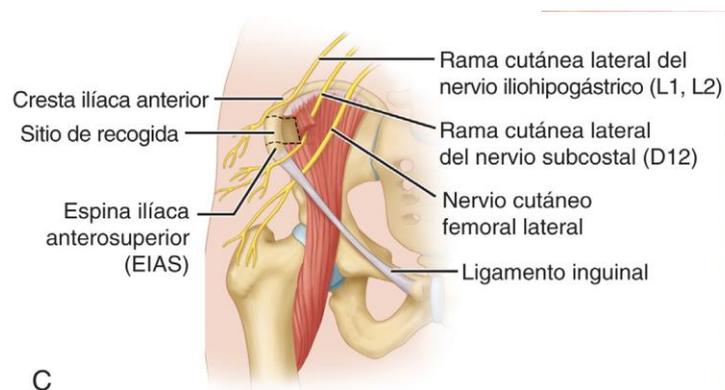


Figura 12. Anatomía de la zona de obtención de la cresta ilíaca. Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. *Implantología:*

conceptos avanzados y casos complejos [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p.

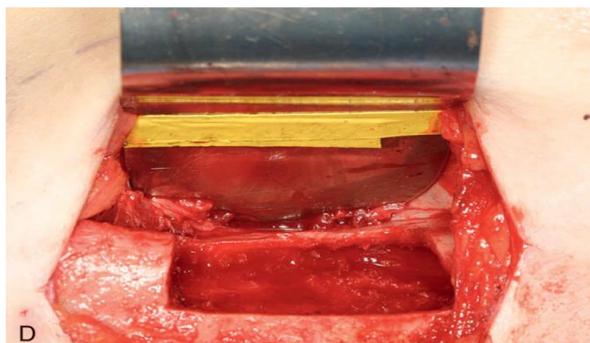
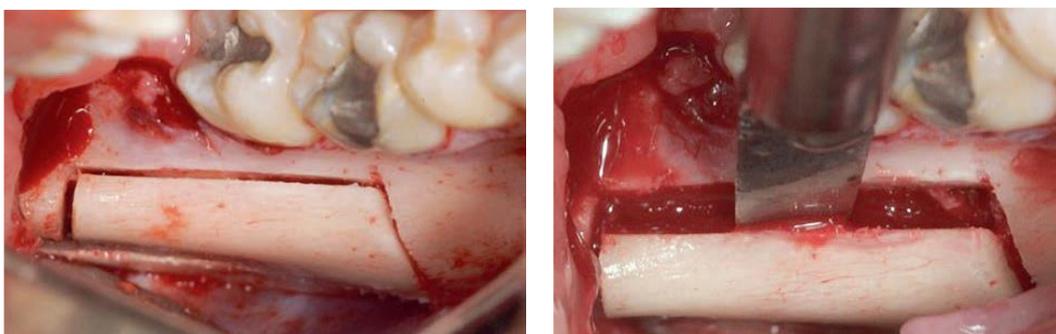
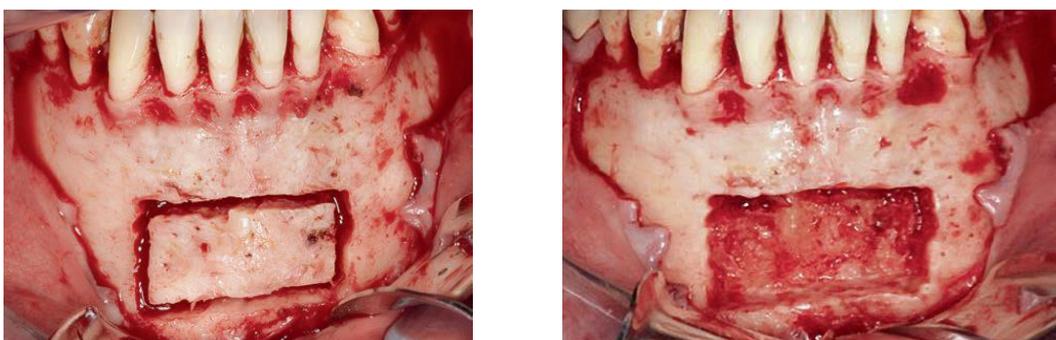


Figura 13. Fotografía clínica de la obtención de la cresta ilíaca. Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. *Implantología: conceptos avanzados y casos complejos*. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p.



1. **Figura 14. Extracción de hueso autógeno en bloque: rama mandibular.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.



1. **Figura 15. Extracción de hueso autógeno en bloque: sínfisis mentoniana.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

- **Partículas de injerto óseo:** Su obtención se realiza mediante varios métodos, uno de ellos es a través de la recolección de partículas óseas con un molino de hueso, dispositivo piezoquirúrgico o dispositivo de succión. Actualmente se ha demostrado que la recolección de hueso autógeno con un molinillo o raspador de huesos proporcionan una viabilidad celular mayor, así como la posterior liberación de factor de crecimiento en comparación con las partículas óseas recolectadas con un dispositivo piezoquirúrgico o de succión ósea; por lo tanto, se ha recomendado minimizar técnicas de recolección con un lavado extenso para evitar la eliminación de proteínas.²²

Dos dispositivos que se utilizan habitualmente para la extracción de hueso autógeno son: SafeScraper (Geistlich) y el sistema rotatorio recolector de hueso (RBH) desarrollado por el Dr. Homayoun Zadeh. Estos dos dispositivos simplifican la recolección de fragmentos óseos autógenos y pueden ser utilizados con mayor frecuencia con el fin de optimizar los procedimientos de regeneración ósea con suplementación adicional de autoinjertos.²²

Las ventajas de los injertos óseos en partículas o fragmentos, son que los fragmentos más pequeños de hueso muestran un crecimiento más rápido de los vasos sanguíneos (revascularización), una superficie mayor de osteoconducción, mayor exposición a factores de crecimiento osteoinductivos y remodelación biológica más sencilla en comparación con un bloque óseo para la reconstrucción de grandes defectos. Sin embargo, los injertos en partículas carecen de una estructura de soporte rígida, por lo tanto, se desplazan fácilmente en comparación con los injertos de bloque monocorticales.²³

Si el hueso se extrajo en un bloque, es necesario un molino de huesos para triturar el hueso y prepararlo para el trasplante en el defecto óseo. Los injertos de partículas están indicados en defectos

con múltiples paredes óseas que contendrán el injerto, en defectos de dehiscencia, fenestración o cuando se colocan implantes durante el procedimiento de aumento óseo. Si un defecto óseo no tiene suficientes paredes óseas para contener el injerto, la membrana de barrera (colocada en contacto con el hueso nativo) debe asegurarse con tachuelas, tornillos o suturas. Esta combinación de injerto óseo y membrana de barrera se convierte en un entorno estable, favoreciendo la formación de hueso nuevo.²³



Figura 16. Ejemplo de un Molino de hueso Quetín ensamblado. Klokkevold PR. editor. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p.

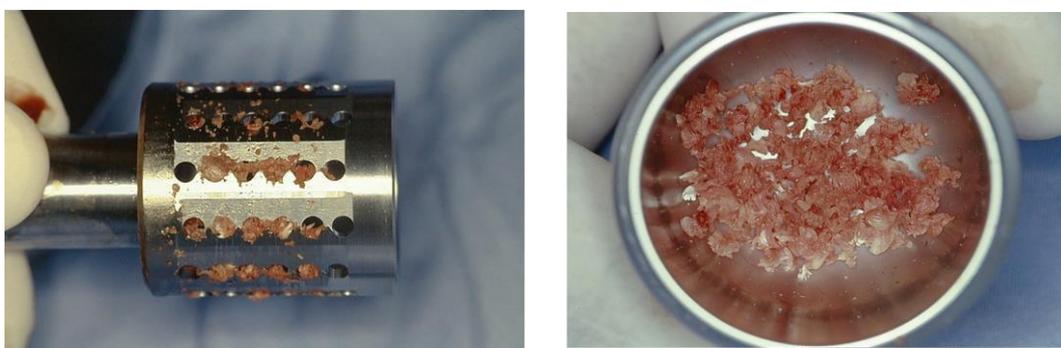


Figura 17 Hueso molido en las hojas del molinillo de huesos (izquierda). Hueso en bloque molido, formando particulado de tamaño uniforme (derecha). Klokkevold PR. editor. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p.

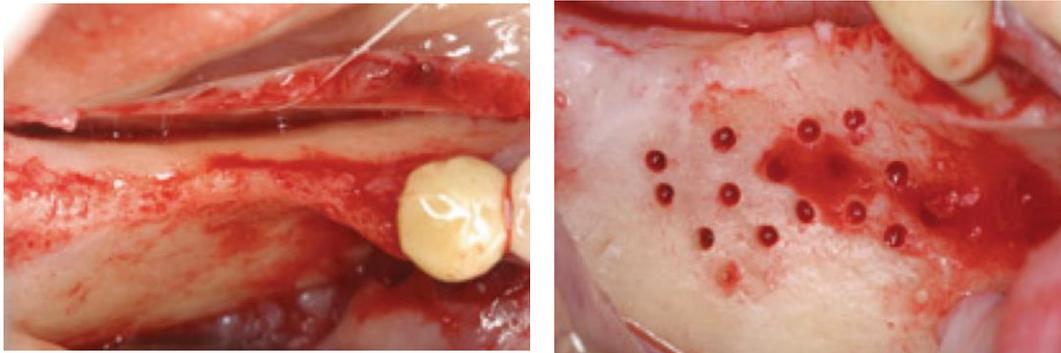


Figura 18. Mandíbula posterior parcialmente edéntula con estrechas dimensiones vestibulolinguales. Perforaciones corticales realizadas en hueso vestibular con una pequeña fresa redonda para mejorar el suministro de sangre al área injertada. Figura tomada de: Klokkevold PR. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. [Internet]. Thirteenth. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p.



Figura 19. Vista desde la perspectiva oclusal para visualizar el aumento horizontal mediante injerto en partículas. Membrana de barrera fijada al hueso nativo con tornillos de fijación. El cierre de los tejidos blandos se mantuvo durante la cicatrización sin exposición de la membrana. Figura tomada de: Klokkevold PR. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. [Internet]. Thirteenth. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p.

5.3 Características y propiedades de los injertos

- B. Injertos alógenos:** Es aquel que se transfiere entre dos individuos genéticamente diferentes, pero de la misma especie, obtenido del donante cadáver o del donante vivo; este tipo de injerto puede

solucionar los problemas de morbilidad y restricción asociados en la obtención del injerto autólogo. Son injertos óseos implican la extracción de hueso de un cadáver humano, su procesamiento y descontaminación de forma segura; son procesados para suprimir la contaminación y la capacidad antigénica.²⁴

Este tipo de injerto puede estar disponible en distintas presentaciones, como partículas de hueso esponjoso, hueso cortico-esponjoso, láminas de hueso cortical o como segmentos completos de hueso estructural, en función de los requerimientos de la zona a tratar.

Se clasifican en dos grupos principales:

- 1) Hueso fresco congelado o (FDBA).
- 2) FDBA desmineralizado (DFDBA).

- **Partículas corticales mineralizadas/aloinjertos de hueso liofilizado (FDBA):** contienen componentes naturales del hueso (inorgánicos y orgánicos, incluidas BMP ocultas en el interior de la matriz ósea). El FDBA se obtiene a partir de huesos de extremidades (fémur, tibia, peroné, húmero, radio, cúbito). Se puede procesar, moler y tamizar a cualquier tamaño de partículas que se desee, es un material osteoconductor. Un intervalo muy utilizado es 250-1.000 μm , las partículas de menos de 50 μm son eliminadas rápidamente del lugar por los macrófagos. Algunos procesadores ofrecen partículas de hasta 3 mm para rellenar defectos de mayor tamaño, posee mucha resistencia mecánica, por ese motivo, es un material de injerto muy utilizado en odontología implantológica.¹²

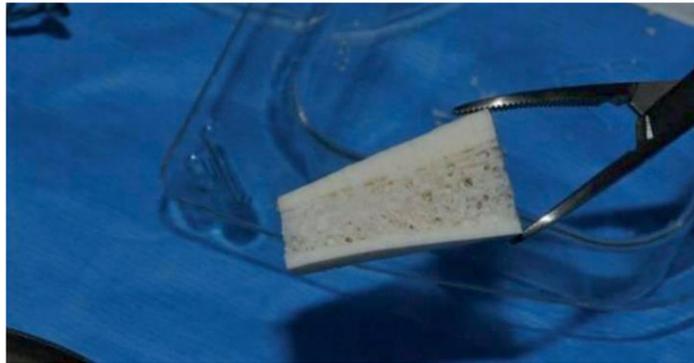


Figura 20: **Autoinjerto de íleon.** El hueso cortical es poco poroso, mientras que el esponjoso es muy poroso. La parte esponjosa está constituida por poros interconectados y está formada por trabéculas orientadas de acuerdo con la ley de Wolff (forma y función). La formación de vasos nuevos es más rápida en el hueso esponjoso. Sfasciotti GL, Trapani CT, Powers RM. Mandibular ridge augmentation using a mineralized ilium block: A case letter. *J Oral Implantology*. 2016.

- **Partículas esponjosas mineralizadas:** También conocidas como FDDB, las partículas esponjosas mineralizadas se obtienen a partir de la parte esponjosa del hueso, para obtener el injerto se utiliza la región metafisaria de los huesos largos. Comparte características de las partículas corticales mineralizadas, es más macroporoso debido al espacio medular, la superficie trabecular del hueso esponjoso está cubierta por endostio, que, como el periostio, interviene en la regeneración ósea. Gracias a la porosidad del hueso esponjoso, los vasos nuevos crecen rápidamente a través del injerto; provocando que la regeneración sea más rápida. Otra ventaja es que las partículas esponjosas embonan entre sí mejor que las partículas corticales de un tamaño equiparable, lo que permite reducir el micromovimiento en la zona injertada. Los injertos esponjosos mineralizados son osteoconductores.¹²
- **Mezcla cortical/esponjosa mineralizada:** Es una combinación de los dos tipos de injerto precedentes. Se puede elaborar de dos maneras: la primera consiste en mezclar ambos componentes en

una proporción 50:50 (v/v), se emplea material cortical y esponjoso de un mismo donante, lo que obliga a mayores medidas de control de calidad; la segunda consiste en triturar y tamizar hueso procedente de la metáfisis de un hueso largo: “mezcla natural” (denominada cortico-esponjosa). La mezcla cortical/esponjosa proporciona buena sustentación mecánica y acelera la incorporación.¹²

- **Partículas corticales desmineralizadas:** Conocidas también como DFDBA o matriz ósea desmineralizada (DBM).

Históricamente, este fue el primer tipo de injerto producido en grandes cantidades por los procesadores de tejidos para el mercado periodontal. Los injertos desmineralizados tienen propiedades osteoinductoras, ya que, al procesarlos, se elimina la parte mineralizada del injerto, dejando al descubierto las proteínas no colagenosas (BMP) asociadas a la matriz de colágeno; estas proteínas atraen células formadoras de hueso a la zona, induciendo el crecimiento de hueso nuevo.

Para poder llamarlos desmineralizados, la AATB especifica que el contenido de calcio residual en el injerto final no debe sobrepasar el 8% del peso. El hueso cortical normal, contiene ~30% de calcio residual. Si se desmineraliza un injerto demasiado o poco, perderá su capacidad osteoconductora total. El DFDBA no está registrado, y son muchos los procesadores que lo elaboran; el DBM es un producto registrado y solo lo elaboran algunos procesadores, generalmente bajo la protección de una patente. Como a DFDBA - DBM se le ha eliminado su componente mineral, posee muy poca resistencia mecánica y en muchos casos no mantiene el espacio.¹²

- **Combinación cortical mineralizada/cortical desmineralizada:** Esta combinación (70:30 v/v) es uno de los injertos más novedosos, con las mejores características de cada uno de sus componentes. A diferencia del DFDBA, esta variante mantiene el espacio y se

incorpora mucho más rápido que los injertos mineralizados. Es osteoconductora y osteoinductora.¹²

- **Bloques y cubos corticales y esponjosos mineralizados:** Se obtiene a partir de cortes sólidos de hueso cortical y esponjoso de cualquier tamaño, se utilizan en casos en los que se deben reponer paredes faltantes. Estos materiales se suministran en forma liofilizada, se debe extremar precaución al rehidratarlos y durante su fijación; estos injertos son muy frágiles en estado liofilizado. Una vez rehidratados correctamente, muestran las mismas propiedades biomecánicas que el hueso natural. En la mayoría de los casos, se utilizan tornillos tirafondos para fijarlos.¹²
- **Materiales celulares:** Osteocel es un ejemplo de material celular. A partir de un único donante, se procesan y recombinan DFDBA, hueso esponjoso mineralizado y células de la médula ósea para conseguir este injerto especializado. El material que se obtiene es osteoinductor, osteoconductor y osteógeno.¹²



Figura 21. MinerOss aloinjerto irradiado mineralizado (cortical y esponjosa), con partículas que varían en tamaño de 0,6 a 1,2 mm. Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

El uso de aloinjertos, siendo MinerOss el material utilizado para la mayoría de los casos, es una mezcla de hueso corticoesponjoso que aprovecha las propiedades regenerativas aumentadas del hueso esponjoso y la resistencia del hueso cortical; sus partículas varían en tamaño de 600 a 1200 micrones.²²

Las propiedades biológicas y mecánicas de los aloinjertos pueden estar afectadas por los procesos de esterilización, siendo menores que las de autoinjertos, con escasa capacidad osteoinductiva y sin capacidad osteogénica, ya que no tienen células vivas al ser desvitalizados, además se han descrito problemas de inmunogenicidad, con reacciones de rechazo, transmisión de infecciones y alto costo.⁶

El proceso de esterilización destruye la naturaleza osteoinductora del injerto, sin embargo, este proporciona una estructura que permite el crecimiento hacia dentro (osteoconducción). La incorporación de hueso, seguida por su remodelación y reabsorción, se produce durante la fase de cicatrización. Las formas granuladas de material para injertos alogénicos ofrecen una mayor superficie y mejor adaptación dentro del injerto y son las que más empleadas para aumentar el reborde alveolar y así corregir los defectos del contorno.²¹

Ventajas

- Evitan la morbilidad del sitio donante y el compromiso de tejidos sanos del huésped.
- Disponibilidad inmediata, posibilidad de obtener tamaños, formas y cantidad apropiada.
- Almacenamiento durante largos periodos de tiempo. Sin embargo, no se debe olvidar sus inconvenientes, como la transmisión potencial de enfermedad y respuesta antigénica.²⁵

- Incorporación de factores de crecimiento osteoinductores. Muchos estudios han demostrado su eficacia para promover la formación de hueso nuevo en una amplia gama de tipos de defectos.

Los aloinjertos siguen siendo el material de reemplazo ideal para una serie de procedimientos regenerativos utilizados en odontología, incluida la cicatrización del alveolo por extracción, procedimientos de elevación del seno, procedimientos de GBR y otros procedimientos de injerto complementarios en implantología.²²

Están indicados en ancianos, pacientes con bajo riesgo quirúrgico y pacientes de los que no se puede extraer suficiente hueso autógeno aceptable.

Los aloinjertos estructurales más grandes se han utilizado con éxito durante muchos años en la cirugía de revisión total de la articulación, fracturas periprotésicas de huesos largos y reconstrucción después de la escisión del tumor. El hueso esponjoso autógeno se puede mezclar en pequeñas cantidades con hueso de aloinjerto como "semilla" para proporcionar potencial osteogénico. Se ha observado un aumento de las tasas de unión del aloinjerto y una menor reabsorción en grandes defectos acetabulares cuando los aloinjertos se cargaron con células madre mesenquimales derivadas de la médula ósea.²⁶

Desventajas

Las complicaciones asociadas con la obtención de injertos autólogos incluyen:

- Limitada disponibilidad, necesidad de emplear sustitutos óseos para minimizar estas complicaciones y restricciones.
- Se reabsorbe una importante cantidad del hueso injertado, lo que deja mucho menos volumen para colocar el implante, además, en comparación con los autoinjertos, están asociados con riesgos de inmunorreacciones y transmisión de infecciones.

- Numerosos registros probados de altas tasas de falla durante el uso a largo plazo.^{21,27}

Los bancos de hueso disponen de una cantidad ilimitada de hueso y sin la morbilidad de su extracción, por lo que para mantener los injertos seguros es esencial contar con un adecuado y fiable banco de huesos y tejidos.

C. Xenoinjertos: Derivan de la parte inorgánica del hueso recogido de una especie genéticamente diferente del receptor del injerto. La fuente más común de xenoinjertos es el hueso bovino, porcino o equino, debidamente procesados para eliminar completamente su contenido orgánico.^{21, 24}

El xenoinjerto es un sustituto óseo procedente de especies distintas al receptor, de animales o minerales semejantes al hueso, derivados de corales o algas. Son biocompatibles y presentan propiedades osteoconductoras, soportando el crecimiento vascular, migración y diferenciación celular, así como la consecuente formación de hueso en un medio osteogénico. Presentan una fácil disponibilidad y están íntegramente libres de peligro de transmisión de enfermedades, siempre y cuando se cumplan los protocolos de procesamiento de esterilización.²⁴

Si se compara el hueso cortico-esponjoso porcino colagenado con el porcino cortical, el primero presenta mejores propiedades, con una menor reducción volumétrica al cabo de 3 meses de estudio.

La adición de colágeno en gel para prehidratar las partículas de hueso colagenado de origen porcino, proporciona mejor presentación y mayor capacidad adhesiva del biomaterial facilitando su manejo clínico, sin interferir en las propiedades osteoconductoras del material. El injerto de hueso esponjoso equino se introdujo recientemente en el mercado, en su fabricación se somete a un método que evita el recubrimiento cerámico de los cristales de hidroxiapatita, acelerando la velocidad de reabsorción fisiológica; se

degrada con mayor facilidad en comparación con las partículas de hueso bovino, contienen colágeno, lo que hace que los bloques de este tipo de injertos sean más compactos y menos frágiles al manipularlos y adaptarlos a la zona receptora, disminuyendo el riesgo de fractura sin necesidad de emplear placas o tornillos de osteosíntesis para la fijación. El bloque de hueso equino para aumento de un sector posterior mandibular ha sido utilizado con la técnica inlay, por lo que se puede obtener una ganancia media de hueso en altura de 4,8mm.²⁵

Tipos

- **En forma de partículas:** Los detalles del procesamiento y la elaboración de los xenoinjertos son similares a los aloinjertos. En la mayoría de los casos, se utilizan diferentes métodos para desproteinizar (suprimir los factores inmunógenos), quedando una matriz calcificada que se parece al componente inorgánico natural (HA). El material conserva su macroporosidad y microporosidad. Los xenoinjertos en partículas se comercializan en diferentes tamaños, debido a que un xenoinjerto es mineral puro, se reabsorbe lentamente y constituye un material excelente para mantener el espacio a largo plazo.¹²
- **En bloques:** Dependiendo de la función que se requiera, se pueden obtener bloques sólidos y porosos de HA para xenoinjertos. Esos bloques mantienen el espacio más tiempo que un aloinjerto. Es posible controlar su macroporosidad y microporosidad, así como sus características superficiales. Al ser un producto de HA pura, los injertos son más frágiles que el hueso natural, por lo que es conveniente tener cuidado al momento de modificar su forma o de utilizar tornillos de fijación.¹²

- **Injertos coralinos:** Los materiales como madrépora (coral de piedra) y milépura (coral de fuego), se someten a un tratamiento para transformarlas en “gránulos coralinos” y otros tipos de injertos coralinos. Los materiales a base de coral están constituidos por carbonato cálcico, una proporción de fluoruros para estimular el desarrollo óseo, mientras que el hueso humano natural está formado por HA, en conjunto con fosfato y carbonato cálcicos. El material coralino es transformado industrialmente en HA por medio de un proceso hidrotérmico, obteniendo un xenoinjerto no reabsorbible. Si se omite ese proceso, el material coralino permanece en su estado de carbonato cálcico para que el hueso natural reabsorba mejor el injerto.¹²



1. **Figura 22. DBBM es el tipo de xenoinjerto más utilizado, Bio-Oss.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry.* Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

Ventajas

En la actualidad, los xenoinjertos son el material de injerto óseo más investigado en el campo dental, y su uso está extendido a nivel internacional.

- Seguridad documentada y su contenido mineral, es comparable al hueso humano con características no reabsorbibles; a diferencia de los aloinjertos, que son propensos a cambios dimensionales con el tiempo, el xenoinjerto mantiene su volumen.
- El xenoinjerto más ampliamente utilizado es el mineral óseo bovino desproteínizado (DBBM).
- DBBM es un mineral de matriz ósea inorgánica altamente purificada que varía en tamaño de 0,25 a 1 mm, registrado bajo el nombre de Bio-Oss.
- Las partículas DBBM se han utilizado en una serie de indicaciones clínicas, incluso para el aumento del contorno en implantología, principalmente en la zona estética, procedimientos de aumento de seno, procedimientos de aumento vertical y cirugía reconstructiva ósea.

La evidencia histológica de los estudios clínicos se presenta con un seguimiento a largo plazo; las preparaciones de xenoinjertos demuestran una estimulación inmunitaria disminuida pero también demuestran la destrucción de BMP y otros factores de crecimiento, permitiendo visualizar cómo los xenoinjertos permanecen estables en los tejidos del huésped años después de su implantación.^{22, 16}

D. Injertos Aloplásticos: Los materiales de injerto aloplásticos se caracterizan por ser sustitutos óseos sintéticos, como fosfatos cálcicos y cristales bioactivos.²⁴

Los aloplastos son injertos óseos fabricados en un laboratorio y se derivan de diferentes combinaciones de hidroxiapatita (HA), β -TCP, polímeros o vidrios bioactivos. Aunque poseen una superficie

osteoconductor que permite el crecimiento celular y el crecimiento óseo 3D, en comparación con otras clases de injertos óseos, generalmente han demostrado una capacidad inferior de formación de hueso en varios estudios comparativos. Este tipo de injerto se utiliza con mayor frecuencia en pacientes que generalmente no desean ningún material de cadáveres/animales por razones personales o religiosas. Un ejemplo de aloplasto que se utiliza clínicamente es NovaBone, debido a su estructura pastosa se considera un injerto óseo sintético de fosfosilicato de calcio compuesto por un 70% de fosfosilicato de calcio, con polietilenglicol añadido, embebido en glicerina. La pasta está diseñada para mejorar las propiedades de manipulación, por lo tanto, su uso se ha visto favorecido en diversas situaciones clínicas, con mayor frecuencia durante aumentos del seno maxilar.²²

Existe una amplia variedad de materiales, biocerámicas y cristales bioactivos, así como diferencias estructurales entre ellos, en su composición y propiedades mecánicas-biológicas. Los más comercializados son los cristales bioactivos, entre ellos el betafosfato tricálcico (β -TCP) y la hidroxiapatita (HA), ambos permiten la formación de nuevo tejido óseo permitiendo estabilizar el coágulo de sangre y dar soporte a la osteogénesis durante las primeras fases de la regeneración; la mezcla de estos cristales bioactivos ha demostrado tener una bioactividad y osteoconductividad satisfactoria.²⁵

La combinación de hidroxiapatita y beta fosfato tricálcico (β -TCP) proporciona una función de andamiaje (hidroxiapatita) así como propiedades osteoconductoras (β -TCP). Estos biomateriales generalmente son reabsorbibles y se administran en forma de gránulos. Siempre deben usarse en combinación con membranas de barrera.²⁸

Tipos

- **Hidroxiapatita:** Biomaterial de fosfato cálcico, su composición y estructura son similares a las del mineral óseo natural. Una vez implantados, los injertos a base de HA forman un enlace químico directo con el hueso.

Existe HA sintética, que se puede utilizar de diferentes formas: no reabsorbible porosa; no reabsorbible sólida, reabsorbible (no cerámica, porosa).

Estos injertos demuestran una capacidad de reabsorción lenta y limitada, y para su reabsorción dependen generalmente de su disolución pasiva en el líquido tisular y de determinados procesos celulares, como la fagocitosis. Los injertos de HA sintetizados a temperaturas elevadas son muy densos y muy poco biodegradables.¹²

- **Fosfatos tricálcicos:** Presenta dos formas cristalográficas, α -TCP y β -TCP. El β -TCP demuestra buena biocompatibilidad y osteoconductividad, se utiliza habitualmente como relleno parcialmente reabsorbible que puede ser reemplazado por hueso neoformado. Se ha comprobado que los injertos de β -TCP tienen capacidad de regeneración similar a la del hueso autógeno, FDBA, DFDBA y la esponja de colágeno.
- **Sulfato cálcico:** Los compuestos de sulfato cálcico son más resistentes a la compresión que el hueso esponjoso; se aplica en forma de material de barrera para mejorar los resultados clínicos de la regeneración periodontal.
- **Vidrio bioactivo:** Se han utilizado para la adhesión interfacial de los implantes, reparación tisular y regeneración ósea; son sustancias sólidas amorfas no cristalinas, constituidos por materiales silícicos con otros aditivos menores.

El biovidrio ofrece varias ventajas, como el control de la velocidad de degradación, excelente osteoconductividad, bioactividad y capacidad de aportar células; algunas de sus propiedades mecánicas presentan algunas limitaciones: menor resistencia, tenacidad y fiabilidad. Puede unirse químicamente a los tejidos del huésped mediante la formación de una capa de apatita parecida al hueso entre el material y el tejido óseo.¹²

Tipo de injerto	Ventajas	Desventajas
Autólogo	<ul style="list-style-type: none"> -Alta osteoconductividad. -Mayor grado de biología. -Sin riesgo de reacción inmunológica. 	<ul style="list-style-type: none"> -Necesidad de una cirugía adicional
Xenoinjertos	<ul style="list-style-type: none"> -Arquitectura y estructura se asemeja al hueso. -Resultado clínico predecible. -Bioabsorbibilidad lenta, preserva el hueso injertado, manteniendo el volumen. 	<ul style="list-style-type: none"> -Posible transmisión de enfermedades. -Reacciones inmunes -Carece de células viables y componentes biológicos. -Tasa de reabsorción variable.
Biomateriales naturales	<ul style="list-style-type: none"> -Similitud con la matriz extracelular nativa 	<ul style="list-style-type: none"> -Propiedades mecánicas deficientes. -Biodegradabilidad menos controlable.
Polímeros sintéticos	<ul style="list-style-type: none"> -Propiedades fisicoquímicas ajustables. -Degradabilidad sintonizable. 	<ul style="list-style-type: none"> - Tiempo de absorción, alteración de las propiedades mecánicas. -Liberación de productos ácidos de degradación.

<p>Biocerámicos sintéticos</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Alta biocompatibilidad -Propiedades osteoinductivas. -Similitud química con el hueso -Estimulación del crecimiento de osteoblastos. 	<ul style="list-style-type: none"> -Alta fragilidad. -Baja ductilidad. -Absorción no predecible.
<p>Compuestos xenohíbrido sustitutos</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Alta similitud con humanos, hueso esponjoso. -Mayor bioactividad. -Tasas de degradación personalizadas. -Incorporación de biomoléculas activas. 	<ul style="list-style-type: none"> -Limpieza y esterilización alteran parcialmente procesos biológicos. -Datos clínicos limitados.

Figura 23. Resumen de las principales ventajas y desventajas de tipos de injerto en regeneración ósea. Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Rossi F, Perale G. Bone grafts: which is the ideal biomaterial? J Clinical Periodontology. 2019;92–102.p.

Proteínas morfogenéticas óseas

Estas proteínas poseen la capacidad de aumentar la cicatrización de los injertos óseos y de sustituir otros materiales injertables. Se ha aislado la BMP 2 recombinante humana (rhBMP-2) y ahora se produce y se empaqueta para su uso en procedimientos de injertos.

La BMP se coloca en esponjas de colágeno absorbibles, para facilitar su contacto con el sitio del injerto. Se pueden poner alrededor de los implantes dentro de los sitios de extracción para que ayuden a la osteointegración, en defectos más grandes, la BMP se combina con materiales alogénicos osteoconductores con el fin de expandir el volumen del injerto y ayudar a

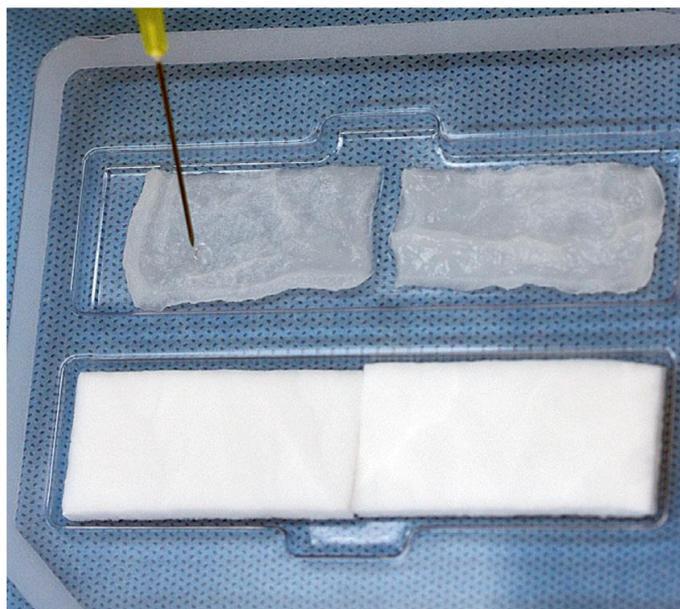
colocar, formar y contener el material injertado. La BMP con una esponja de colágeno portadora también se utiliza en elevación del seno maxilar y en la reconstrucción de defectos de huesos que no están sometidos a carga.²¹

Sus ventajas son: eliminación de cirugía en la zona donante y mayor formación de hueso en la zona aumentada.

Sus principales desventajas: edema postoperatorio, costo de BMP.

Para la colocación de injertos en partículas para aumentar los rebordes alveolares, es necesario utilizar algún tipo de dispositivo o de material de contención para alcanzar el tamaño y la forma ideales del reborde.

La regeneración ósea guiada es un proceso que permite que el hueso crezca mientras retrasa el crecimiento hacia dentro de tejido conjuntivo fibroso y de epitelio, además comprende el uso de una barrera que se coloca sobre el defecto óseo para evitar que el tejido fibroso crezca hacia dentro mientras el hueso que está debajo de la barrera tiene tiempo de crecer y rellenar el defecto.²¹



1. **Figura 24. Proteína morfogenética ósea (BMP).** Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

6. MEMBRANAS

6.1 Generalidades

Son materiales biológicamente inertes que protegen el coágulo de sangre y evitan que las células de los tejidos blandos (epitelio y tejido conectivo) migren hacia el defecto óseo, permitiendo que se establezcan las células osteogénicas; las primeras membranas de barrera utilizadas en odontología fueron de acetato de celulosa o membranas de ePTFE en la década de 1980, desde entonces se ha diseñado una amplia gama de nuevas membranas con mejor biocompatibilidad para diversas aplicaciones clínicas.²³

En cada una de las categorías de fuentes de injertos pueden encontrarse membranas para RTG y ROG, dependiendo de si se pueden mantener en la zona operada, las membranas pueden clasificarse como reabsorbibles o no reabsorbibles.¹²

Requisitos

- **Biocompatibilidad:** la interacción entre membranas y el tejido del huésped, no inducirá una respuesta ante un cuerpo extraño.
- **Mantenimiento del espacio:** Capacidad de mantener un espacio para las células del tejido óseo circundante durante un tiempo específico.
- **Oclusividad celular:** evita que el tejido fibroso que retrasa la formación de hueso invada el sitio del defecto.
- **Resistencia mecánica:** propiedades físicas adecuadas para permitir y proteger el proceso de curación.
- **Degradabilidad:** tiempo de degradación adecuado, evitando un procedimiento quirúrgico secundario para remover la membrana.¹²

6.2 Clasificación

Membranas reabsorbibles

Permiten un procedimiento de un solo paso, aliviando así la incomodidad del paciente y los costos de un segundo procedimiento y evitando el riesgo de morbilidad adicional y daño tisular. Estas membranas son más favorables para procedimientos menores de GBR que no requieren una extensa regeneración ósea. Se utilizan ampliamente durante los procedimientos de elevación del seno para reparar las perforaciones de la membrana del seno, así como para cerrar las ventanas laterales. La principal desventaja de las membranas reabsorbibles son sus tasas de reabsorción variadas y, a veces, impredecibles, que afectan directamente a la formación de hueso.²²

Existen tres tipos de membranas biológicamente reabsorbibles:

- **Copolímeros sintéticos de poliglicólico;** Los polímeros sintéticos biodegradables más utilizados son poli- α -hidroxiésteres saturados, como el ácido poliláctico (PLA) y ácido poliglicólico (PGA), así como los copolímeros polilácticos/policoglicólidos). Gran mayoría de las membranas de colágeno son reabsorbidas por la actividad enzimática de los macrófagos infiltrantes y los leucocitos polimorfonucleares, mientras que los polímeros se degradan mediante hidrólisis y los productos de degradación se metabolizan a través del ciclo del ácido cítrico; existe la posibilidad de modificar y controlar su velocidad de disolución para que sean reabsorbidos en semanas o meses.¹²
- **Colágeno:** El colágeno representa el componente principal del tejido conjuntivo, aportando un soporte estructural a los tejidos de todo el cuerpo. Es un agente hemostático, es por ello que posee la capacidad de estimular la adherencia plaquetaria, favoreciendo la interconexión de fibrina, de esta manera facilita la conformación y estabilización del coágulo inicial para su posterior regeneración.

Derivan de piel humana, tendón de Aquiles bovino o piel porcina y pueden caracterizarse por su excelente afinidad celular y biocompatibilidad.²³

Entre las desventajas de este tipo de membranas, se encuentran la capacidad de perder mantenimiento del espacio en condiciones fisiológicas, mayor costo, así como la introducción de un biomaterial extraño al aplicar colágeno de origen animal. Sin embargo, es el tipo de membrana más utilizada disponible en el mercado, además ofrecen alta biocompatibilidad y biodegradabilidad, eliminando la necesidad de un segundo procedimiento quirúrgico, este tipo de membranas pueden manipularse fácilmente y se adaptan a la zona quirúrgica deseada.¹²



2. Figura 25. **Membrana de colágeno bovino reticulado tipo 1** (MemLok Pliable, BioHorizons). Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

- **Sulfato cálcico:** El uso de este tipo de material como método de barrera reabsorbibles, funcionan como un complemento de otros materiales de injerto.

Ventajas

La principal ventaja de una membrana reabsorbible es la anulación de una nueva intervención quirúrgica para la extracción de la membrana, por esta razón se reduce la morbilidad y riesgo de daño tisular. En principio, las membranas reabsorbibles rígidas promueven un grado similar de regeneración y formación ósea que las no reabsorbibles, asimismo tienen menos probabilidades de quedar expuestas.²³

Desventajas

Entre algunas de sus desventajas se encuentra la degradación previa a la formación ósea, lo que puede producir diversos grados de inflamación; además la falta de rigidez a menudo da como resultado el colapso de la membrana en el área del defecto, por lo que el grado de flexibilidad es considerado como desventaja, su grado impredecible de reabsorción, puede alterar significativamente la cantidad de formación ósea. Si se reabsorben demasiado rápido, la consecuente falta de rigidez significa que se requiere apoyo adicional. También tienen deficiencias cuando se planea proteger a los grandes injertos particulados. Cuando las membranas están expuestas y/o asociadas con reacciones inflamatorias en el tejido adyacente, la actividad enzimática de los macrófagos y neutrófilos hace que la membrana se reabsorba rápidamente, lo que afecta la integridad estructural de esta, provoca disminución de la función de barrera y menor regeneración ósea.^{22, 18}

Membranas no reabsorbibles

Las membranas no reabsorbibles integran membranas expandidas (ePTFE), de alta densidad (dPTFE), reforzadas con titanio (PTFE-TR) y mallas de titanio (malla de Ti). En general, este tipo de membranas demuestran ser biocompatibles, ofreciendo la capacidad de mantener suficiente espacio en la membrana durante períodos largos en comparación con las membranas reabsorbibles; cumplen una función provisional, mantienen su integridad estructural después de colocarlas y se recuperan posteriormente mediante cirugía. Algunos materiales como los filtros de

laboratorio de acetato de celulosa (Millipore, comercializado como MilliporeSigma en EE. UU.), láminas de silicona y los filtros de laboratorio de politetrafluoroetileno expandido (PTFEe) fueron los primeros biomateriales no reabsorbibles investigados como posibles membranas de barrera para tratamientos de regeneración. Sin embargo, en circunstancias como un aumento del reborde alveolar antes de la inserción de implantes dentales, puede ocurrir que la membrana retenga sus características fundamentales durante el tiempo necesario para producir una cicatrización adecuada y retirarlas después.²⁹

Asimismo, tienen un perfil más predecible durante el proceso de curación debido a su mejor resistencia mecánica, y su manejo se ha hecho más fácil a lo largo de los años.^{22, 12}

6.3 Características y propiedades de los tipos de membrana

- **Membranas de PTFE:** De acuerdo con su estructura, se puede dividir en dos tipos: e-PTFE y de alta densidad (d-PTFE); e-PTFE posee poros pequeños, que fomentan la unión de células del tejido. Este tipo de membrana, se introdujo por primera vez en odontología en 1984. Previamente, se utilizaban clínicamente para aplicaciones similares en medicina general como material de injerto vascular para la reparación de hernias. El período de curación promedio después de la implantación in vivo es aproximadamente de 3 a 9 meses.²² Cada lado de la estructura porosa del ePTFE tiene sus propias características: por un lado, un collar de microestructura abierta de 1 mm de espesor y con una porosidad del 90% retarda el crecimiento del epitelio durante la fase de cicatrización temprana de la herida; en el otro lado, una membrana de 0,15 mm de grosor y 30% porosa proporciona espacio para el crecimiento de hueso nuevo y actúa para prevenir el crecimiento fibroso. Además, este material debe ser removido inmediatamente en el caso de inflamación. En la actualidad, las membranas de e-PTFE están descatalogadas y no están disponibles para uso dental.¹⁸



3. **Figura 26: Membranas Cytoflex Tefguard (Unicare) ePTFE lisas y texturizadas modernas:** Las primeras membranas de barrera utilizadas en odontología para GTR fueron el filtro de laboratorio de acetato de celulosa o membranas de ePTFE; Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

- **Membranas d-PTFE:** Es una alternativa a e-PTFE. Debido a la alta densidad y tamaño de poro, la infiltración de bacterias en el sitio de aumento de hueso se elimina, lo que protege el material de injerto subyacente y/o implante. La d-PTFE bloquea completamente la penetración de alimentos y bacterias, por lo tanto, actúa como una barrera adecuada.¹²

Entre las ventajas de las membranas de dPTFE, que presentan poros de 0,2 μm , son la ausencia de un cierre primario; se han utilizado ampliamente para terapias de preservación de cresta alveolar después de una extracción dental. En comparación con ePTFE convencional, las membranas de dPTFE muestran tasas más bajas de infección y se eliminan fácilmente. Las membranas de dPTFE también se pueden reforzar con titanio; estas membranas son excelentes opciones para procedimientos de regeneración ósea

guiada amplias debido a que proporcionan resistencia mecánica adicional para el complejo de injerto de partículas subyacente.^{22,18}

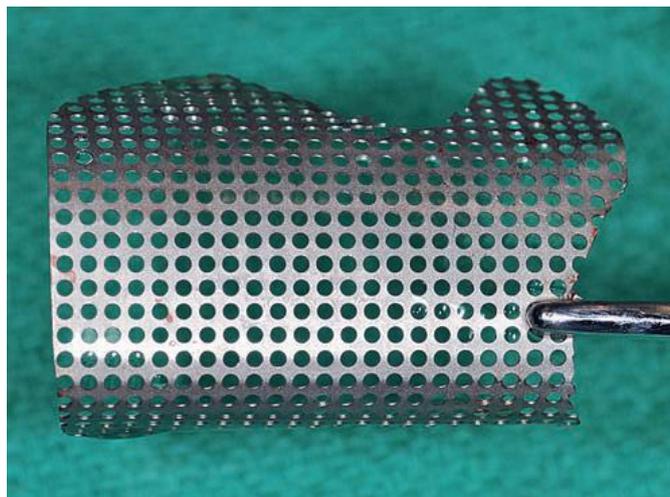


1. Figura 26: **Uso de una membrana dPTFE para injertos alveolares.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry.* Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

- **Malla de Titanio:** Las membranas de barrera reforzadas con titanio brindan un soporte mecánico avanzado que permite un espacio más grande para la regeneración de tejido y hueso. Las propiedades como rigidez, elasticidad, estabilidad y plasticidad hacen que la malla de Titanio sea una alternativa ideal a los productos de PTFE. Su rigidez proporciona un amplio mantenimiento del espacio y evita el colapso del contorno, su elasticidad evita la compresión de mucosa, su estabilidad evita el desplazamiento del injerto y la plasticidad permite la flexión, contorneado y adaptación a cualquier defecto óseo. La principal desventaja de las membranas de malla de Titanio es una mayor exposición debido a su rigidez.^{22, 18}



1. *Figura 27: Membrana dPTFE reforzada con titanio (Cytoplast Titanium-Reforzado) para mejorar la resistencia mecánica en casos de un solo diente con placa facial. Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.*



- Figura 28: Malla de titanio. Se puede emplear en lugar de un sustituto para injerto óseo cuando existe un defecto importante. El material actúa como su propia membrana. Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.*

Ventajas

La ventaja de una membrana de barrera no reabsorbible es su capacidad para mantener la separación de los tejidos durante un tiempo prolongado, solamente si la barrera queda expuesta, puede permanecer en su lugar durante varios meses o años. Por lo general, las membranas GBR se eliminan después de 6 a 12 meses. Otra ventaja importante es su rigidez superior a las membranas a base de colágeno reabsorbible.

Desventajas

La desventaja de una membrana no reabsorbible es que, en caso de quedar expuesta, no cicatrizará, por lo que la herida permanecerá abierta. Las membranas expuestas se contaminan con bacterias orales, provocando infecciones y pérdida de masa ósea. Por otra parte, es requisito una segunda intervención quirúrgica para eliminar la barrera después de la implantación, que tiene el potencial de volver a lesionar y / o comprometer el tejido regenerado obtenido.

7. ELEVACIÓN DEL SENO MAXILAR

7.1 Antecedentes

Los procedimientos de aumento del seno maxilar han desempeñado un papel fundamental en la práctica clínica para el tratamiento del maxilar posterior atrófico. Hilt Tatum y Philip Boyne en la década de 1960, describieron la elevación del piso del seno maxilar. Años más tarde, Boyne y James (1980) modificaron la explicación sobre la elevación del piso del seno maxilar en pacientes con cavidades nasales grandes y neumatizadas para la colocación de implantes de cuchillas. Los autores describieron un procedimiento en dos etapas: el seno maxilar se injertó con hueso ilíaco particulado autógeno en la primera etapa de la cirugía, y en la segunda etapa aproximadamente 3 meses después, se colocaron los implantes de cuchilla como medio de soporte de reconstrucciones fijas o removibles. A medida que se desarrolló el uso de implantes, se observó que la región

maxilar posterior estaba limitada para la colocación de implantes, ya que se redujo la altura del hueso vertical residual, por lo que surge la opción de realizar técnicas de elevación de piso de seno maxilar.²⁸

Se han presentado varias técnicas quirúrgicas para elevar la membrana sinusal y colocar injertos óseos. Previamente surgió un abordaje transalveolar para la elevación del piso del seno con la posterior colocación de implantes. *Tatum 1986*; se utilizó un "formador de encaje" para el tamaño de implante seleccionado para preparar el lecho del implante, en dirección vertical. Después de la preparación del sitio del implante, se colocó un implante con forma de raíz y dejándolo cicatrizar sumergido. Summers (1994) describió más tarde otro abordaje transalveolar, utilizando osteótomos ahusados con diámetros crecientes; el hueso se conservó con esta técnica de osteótomo porque no se realizó la perforación. El hueso adyacente se comprimió empujando y golpeando mientras se elevaba la membrana del seno, agregándose injertos óseos autógenos, alogénicos o xenogénicos para aumentar el volumen por debajo de la membrana sinusal elevada. Un seguimiento de 173 implantes sumergidos de ajuste a presión, colocados mediante esta técnica, demostró una tasa de éxito del 96% a los 18 meses después de la carga. *Rosen et al. 1999*.²²

En la actualidad, se utilizan dos procedimientos principales de elevación del piso del seno para la colocación de implantes dentales:

- Técnica de dos etapas usando abordaje de ventana lateral.
- Técnica de una etapa mediante abordaje lateral o transalveolar.

La decisión de utilizar la técnica de una o dos etapas se basa en la cantidad de hueso residual disponible y la posibilidad de lograr la estabilidad primaria de los implantes insertados. ^{28,22}

7.2 Desarrollo y Anatomía del Seno Maxilar

Leonardo da Vinci fue el primero en describir los senos maxilares en 1489; posteriormente, en 1651 el anatomista inglés Nathaniel Highmore documentó su existencia. El seno maxilar o antro de Highmore se localiza dentro del cuerpo del hueso maxilar, siendo el mayor de los senos

paranasales, y el primero en desarrollarse. Los senos maxilares adultos son cavidades piramidales llenas de aire y limitadas por la cavidad nasal. Su desarrollo comienza el 70º día de gestación, sobre el cornete inferior, donde se observa una pequeña cresta que se convertirá en unciforme. Al nacer, el seno maxilar es pequeño y mide, en promedio, 7 × 4 × 4 mm siendo mayor el eje anteroposterior. En este estadio, el seno maxilar está en posición medial respecto a la órbita, al término del primer año, su porción más lateral no sobrepasa la región medial de la órbita. El seno maxilar es visible radiológicamente a partir del 1º año de edad; este se expande lateralmente por debajo del conducto infraorbitario, que está protegido por un reborde óseo muy fino. El crecimiento lateral del seno maxilar continúa hasta los 15 años; en lactantes, el piso del seno maxilar está situado al nivel del meato medio. Entre los 8 y 9 años se ubica a la altura del piso de las fosas nasales.³⁰

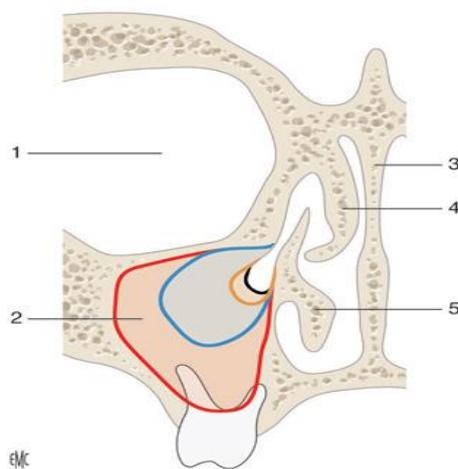


Figura 29. **Esquema de un seno maxilar derecho en corte coronal; ilustra su crecimiento desde el nacimiento a la edad adulta.** En negro: seno maxilar durante el período fetal. En naranja: contorno de la cavidad sinusal maxilar al nacer. En azul: contorno de la cavidad sinusal maxilar a los 12 años. En rojo: contorno de la cavidad sinusal maxilar en la edad adulta. 1. Órbita; 2. Cavidad sinusal maxilar derecha; 3. Tabique nasal; 4. cornete medio; 5. cornete inferior. Delmas J, Radulesco T, Varoquaux A, Thomassin J-M, Dessi P, Michel J. Anatomía de las cavidades nasosinusales. EMC - Otorrinolaringol. 2018;47(2):1–20.p.

El seno maxilar es una cavidad neumática desarrollada en el cuerpo del hueso maxilar, comunica con fosas nasales, en forma de pirámide triangular, base en la pared nasooantral y vértice en la raíz del cigoma. La cara superior (techo orbitario) del seno maxilar corresponde al piso orbitario; situada detrás del borde orbitario y tiene una orientación oblicua hacia arriba de adelante hacia atrás y de lateral a medial, el punto más alto del seno maxilar está situado en su parte posteromedial debajo del cono orbitario. Esta cara permite el paso del nervio maxilar (V2) al nivel del conducto infraorbitario. Este conducto se sitúa en el tercio medio del techo del seno. Aproximadamente a 1 cm detrás del borde orbitario, el conducto se dirige oblicuamente hacia abajo para llegar al agujero infraorbitario, que se sitúa 1 cm por debajo del borde orbitario; la cara posterolateral del seno maxilar es curva y marca el límite con la fosa infra temporal, que constituye la pared anterior, esta cara tiene un grosor mayor de 2 mm, en su parte lateral se observa el conducto del nervio alveolar posterior (ramo de V2) y en la medial por el conducto palatino posterior y los conductos palatinos accesorios. Por el conducto palatino posterior pasa el nervio palatino anterior y la arteria palatina descendente. Esta cara se relaciona con los elementos de la fosa infratemporal. Esta última puede dividirse en 3 regiones anatómicas músculos pterigoideos, retromaxilocigomática y la región pterigopalatina. En la fosa infratemporal, la pared posterior del seno maxilar se relaciona con el músculo pterigoideo lateral, nervio maxilar que penetra en la región después de su salida del agujero redondo mayor, así como la arteria maxilar interna, sinuosa, que se apoya en la pared posterior del antro para llegar a la fosa pterigopalatina. El nervio mandibular y sus ramos permanecen a distancia de la pared sinusal. La cara anterior del seno maxilar (o yugal) tiene forma cuadrilátera y consta de dos pilares óseos sólidos (canino y cigomático) y una zona más frágil, la fosa canina, en la que se puede realizar la trepanación anterior del seno maxilar. En su parte superior, 5-10 mm debajo del borde orbitario inferior, se encuentra el

agujero infraorbitario con su pedículo (vasos infraorbitarios en situación medial y nervio infraorbitario en posición lateral).

El orificio u ostium del seno maxilar es la única vía de comunicación entre el seno maxilar y la fosa nasal. El grosor de las paredes del seno maxilar puede variar de 2 a 5 mm en el techo y de 2 a 3 mm en el suelo. En las regiones desdentadas varía entre 5 y 10 mm. La pared posterior es muy delgada y en caso de atravesarse se llega a la fosa pterigomaxilar; en esta zona posterior destaca la presencia de grandes vasos como la arteria y la vena maxilares internas; continuando el segundo premolar, tercer molar, primer premolar y finalmente canino. La forma del seno habitualmente es convexa y curvilínea. La neumatización del seno maxilar puede incrementarse en la edad adulta cuando los dientes maxilares superiores se pierden de forma prematura, provocando facilidad en la difusión de una infección de origen dentario al seno maxilar.³⁰

En una persona adulta, el seno maxilar tiene un volumen aproximado de 15 mm (34mm x 33 mm x 23 mm), en forma de pirámide con cinco paredes óseas; el piso de la cavidad del seno maxilar es la referencia opuesta de la altura de hueso disponible, está reforzado por tabiques óseos o membranosos que unen las paredes mediales colaterales con mallas oblicuos o transversales, tienen el aspecto de las redes de refuerzo de un barco de madera, y no suelen dividir el antro en compartimientos independientes. La pared medial del seno maxilar se yuxtapone a los meatos medio e inferior de la nariz.^{31,32}

El seno está revestido con epitelio respiratorio (epitelio cilíndrico ciliado pseudoestratificado) que cubre un tejido conectivo laxo y muy vascularizado. Debajo del tejido conectivo, al lado de las paredes óseas del seno, se encuentra el periostio; estas estructuras (epitelio, tejido conectivo y periostio) se denominan membrana de Schneider.^{28, 23}

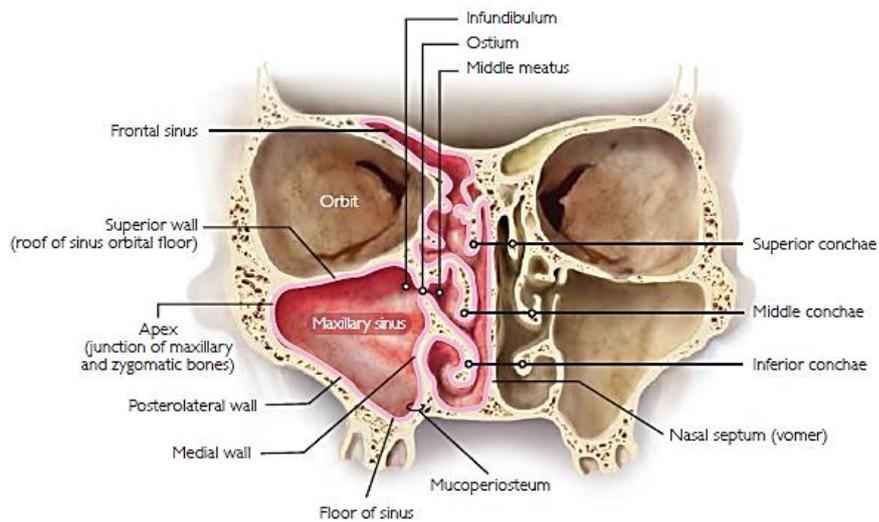


Figura 30. Vista coronal del cráneo que muestra el seno maxilar y sus estructuras anatómicas. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.



1. **Figura 31. El seno maxilar adulto tiene cinco paredes óseas y se prolonga hacia la apófisis cigomática.** Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

7.3 Fisiología Seno maxilar; Irrigación e inervación

El riego sanguíneo se produce a través de la arteria alveolar superior, que proviene de la arteria maxilar interna cerca de la tuberosidad maxilar. Describe una curvatura superior hasta terminar en la fosa canina, quedando

colaterales al grupo posterior que irrigan borde alveolar y al grupo premolar/molar. La arteria infraorbitaria irriga a incisivos y canino superior. El suelo del seno recibe irrigación sanguínea de las arterias palatina mayor/menor y esfenopalatina, estos vasos penetran en el paladar óseo y se ramifican dentro de las paredes medial, lateral e inferior del seno. Las arterias alveolar e infraorbitaria posterior superior se anastomosan en la pared lateral ósea, en promedio a 19 mm de la cresta ósea alveolar. El seno maxilar también produce moco que contiene lisozimas e inmunoglobulinas, su capacidad en el adulto es de 10 a 15 ml. Las venas drenan hacia el plexo pterigomaxilar, una parte del retorno venoso se efectúa a través del seno cavernoso, hacia la vena oftálmica y se dirige a la vena angular. Los vasos linfáticos terminan en los ganglios submaxilares.³⁰

Riego arterial al maxilar superior posterior (doble rama arterial):

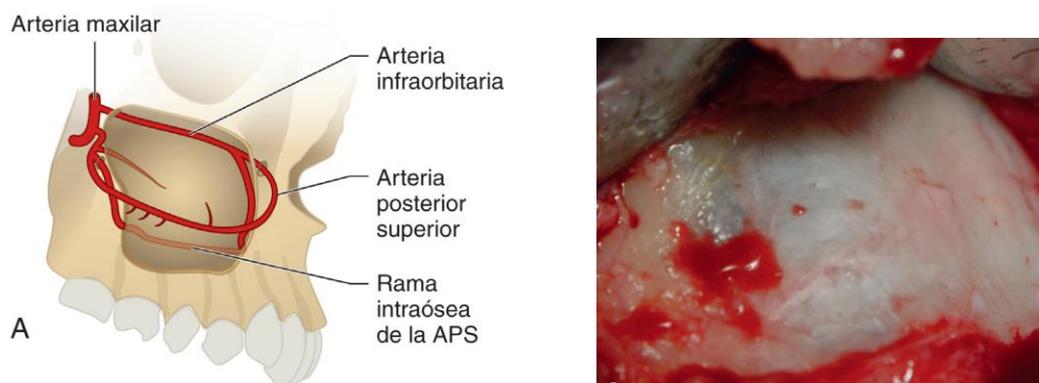
- Anastomosis endóstica (en la pared lateral de seno): irriga la pared lateral y la membrana del seno.
- Arteria alveolar posterior superior: Arteria infraorbitaria.
- Anastomosis extra ósea (en el periostio): irriga las membranas mucosas sinusales.
- Arteria alveolar posterior superior: Arteria infraorbitaria.
- Arteria nasal lateral posterior (pared medial y posterior): irriga las paredes medial y posterior del seno maxilar.

La mucosa del seno maxilar está compuesta por un epitelio ciliado pseudoestratificado con las siguientes características:

- Revestimiento epitelial más delgado con menos vasos sanguíneos que el epitelio nasal.
- Color pálido con tonalidad azulada.
- Cinco tipos de células primarias: epiteliales cilíndricas ciliadas (aproximadamente 50 a 200 cilios por célula, eliminan la mucosidad de los senos nasales y nariz).
- Células columnares no ciliadas.
- Células basales.
- Células caliciformes.

- Células seromucinosas.²²

El drenaje linfático se realiza en dirección a los ganglios retrofaríngeos, yugulocarotídeos (sectores IIA, III y IV) y submandibulares.²²



Figuras 32 y 33: Riego sanguíneo del seno maxilar; anastomosis extra ósea e intraósea, formada por arteria infraorbitaria y posterior superior. Imagen clínica que representa la delgadez de la pared lateral y muestra (en azul oscuro) la membrana de Schneider. Resnik RR, Misch CE. Anatomía del seno maxilar, patología e intervenciones quirúrgicas de injerto. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 987–1053 p.

7.4 Técnicas de elevación de seno maxilar; Indicaciones y contraindicaciones

La principal indicación mediante un abordaje lateral es la reducción de la altura del hueso residual, que no permite la colocación de implantes en combinación con una elevación menor del piso del seno mediante la técnica del osteótomo. En los casos de altura ósea reducida debido a la resorción del hueso alveolar y la neumatización de la cavidad sinusal, es indicado el abordaje lateral, con o sin aumento óseo horizontal.

Las contraindicaciones se dividen en tres grupos:

- Intraorales.
- Afecciones médicas: quimioterapia o radioterapia de la zona de la cabeza y cuello en el momento de elevación del piso del seno o en

los 6 meses anteriores, según el campo de radiación; pacientes inmunodeprimidos.

- Afecciones locales: sinusitis aguda; rinitis alérgica y sinusitis crónica recurrente; mucosas cicatrizadas e hipofuncionales; tumores benignos agresivos locales; y tumores malignos.²⁸

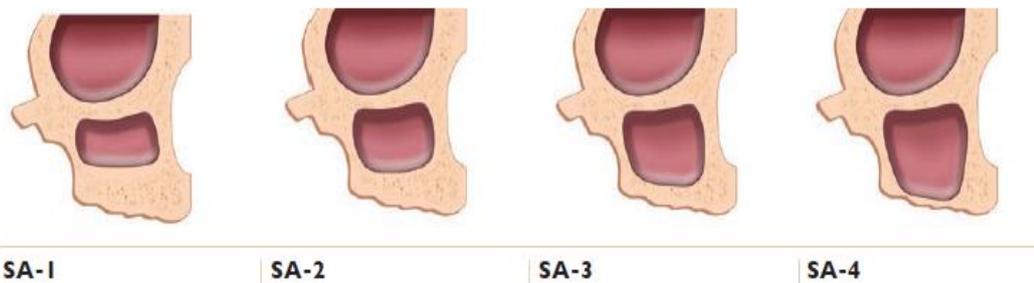


Figura 34. Clasificación subantral (SA) de Misch basada en RBH; se define por la cantidad de hueso desde la cresta de la cresta hasta el piso del seno.

SA-1: Hueso vertical adecuado para implantes endóseos (> 12 mm)

SA-2: 0 a 2 mm menos que la altura ideal del hueso (10 a 12 mm).

SA-3: 5 a 10 mm de hueso por debajo del antro.

SA-4: Menos de 5 mm de hueso vertical por debajo del seno maxilar. Resnik RR, Misch. *Anatomía del seno maxilar, patología e intervenciones quirúrgicas de injerto. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 987–1053 p.*

Los procedimientos para el aumento del piso de seno se clasifican en abordajes de pared lateral o crestal; la cirugía se puede realizar mediante un protocolo de dos etapas o una etapa.

Protocolo de dos etapas:

1. Diseño de la incisión y manejo del colgajo.
2. Contorno de la ventana ósea.
3. Elevación de la membrana.
4. Colocación de la membrana de colágeno interna: Injerto de hueso.
5. Materiales de injerto/Mezcla de injerto.
6. Colocación del injerto.

7. Colocación de la membrana de colágeno: externa
8. Cierre de tejidos blandos

Protocolo de una etapa

Se logra mediante un abordaje crestal o lateral. El uso de fresas de osteodensificación ha mejorado la capacidad para aumentar la estabilidad primaria del implante:

1. Diseño de la incisión / manejo del colgajo.
2. Contorno de la ventana ósea.
3. Elevación de la membrana.
4. Colocación de la membrana de colágeno: interna.
5. Osteotomía del implante.
6. Injerto de hueso: inicial.
7. Colocación de implantes.
8. Injerto óseo: final.
9. Colocación de la membrana de colágeno: externa.
10. Cierre de tejidos blandos.

Al injertar el seno, se realiza una mezcla 1:1 por volumen de un aloinjerto irradiado mineralizado (Miner-Oss) en combinación con un xenoinjerto bovino desproteinizado (Bio-Oss). El aloinjerto proporciona un material con factores de crecimiento inductivos, facilitando la formación ósea, mientras que el xenoinjerto proporciona un injerto no reabsorbible que mantiene el volumen a largo plazo. Se ha recomendado generalmente que la ventana lateral se cubra herméticamente con una membrana de barrera de colágeno con fijación para evitar la migración de materiales sustitutivos óseos.²²

Técnica de Caldwell-Luc

Originalmente conocida como “ventana lateral” o “abordaje lateral”, describe una osteotomía preparada en una posición superior antes del contrafuerte cigomático. También se han descrito otras dos posiciones: una posición maxilar media entre la cresta alveolar y el área del contrafuerte cigomático, y una posición anterior baja cerca del nivel de la cresta alveolar

existente, *Lazzara 1996; Zitzmann & Schärer 1998*. La técnica que se describe a continuación es una modificación de estas técnicas:

1. Se realiza un enjuague prequirúrgico con clorhexidina al 0,1% durante un período de 1 minuto.
2. Se administra anestesia local por vía bucal y palatina en el área quirúrgica, asimismo anestesia por bloqueo de la tuberosidad.
3. La incisión inicial es media cresta, extendiéndose hacia la zona planificada de la osteotomía; se lleva a cabo hacia el borde anterior del seno maxilar. Se realizan incisiones de liberación en sentido anterior, que se extienden hacia el vestíbulo para facilitar la reflexión de un colgajo mucoperióstico de espesor total.
4. Se eleva un colgajo mucoperióstico ligeramente encima de la altura prevista de la ventana lateral.
5. Una vez expuesta la pared lateral del seno, se utiliza una fresa redonda de carburo en una pieza de mano recta o punta quirúrgica piezoeléctrica para marcar el contorno de la osteotomía. Cuando el hueso se ha recortado a una placa ósea delgada, se continúa la preparación con una fresa de diamante redonda, hasta que se observe el tono azulado de la membrana sinusal.²⁸

Se han propuesto tres métodos para manipular la placa ósea bucal cortical: adelgazamiento del hueso vestibular a una laminilla ósea con una fresa redonda y su extracción antes de la elevación de la membrana sinusal, el segundo método consiste en fracturar la placa ósea cortical y utilizarla como borde superior del compartimento sinusal, dejándola adherida a la mucosa subyacente. El tercer método consiste en retirar la placa ósea cortical durante la elevación del piso del seno y colocarla en la cara lateral del injerto al final del procedimiento.

6. El siguiente paso se elige de acuerdo con la técnica utilizada; si se elimina la pared bucal, la membrana sinusal se eleva directamente con instrumentos romos. Por otro lado, se continúa golpeando suavemente hasta que se observa el movimiento de la placa ósea si se utiliza la técnica de “trampilla”. Luego, en combinación con la elevación de la membrana del

seno en la parte inferior del seno, la placa ósea se gira hacia adentro y hacia arriba para proporcionar un espacio adecuado para el material de injerto.²⁸

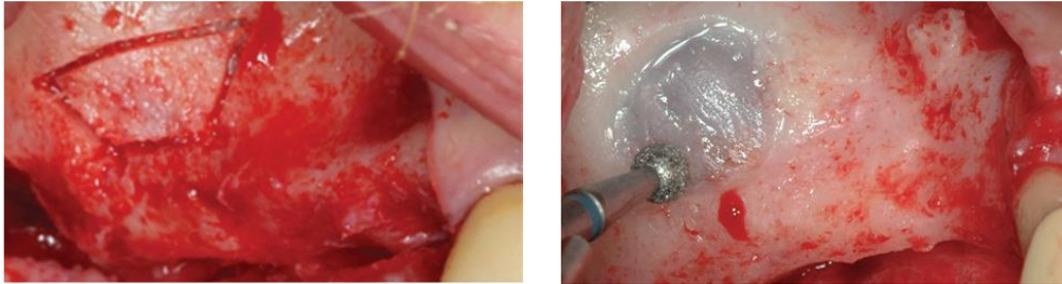


Figura 35. Contorno de la ventana lateral; se realiza con una punta quirúrgica piezoeléctrica, teniendo cuidado de no perforar la membrana; la placa ósea vestibular se recorta en una laminilla fina con una fresa de diamante redonda de grano fino, evitando la perforación de la membrana sinusal. Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

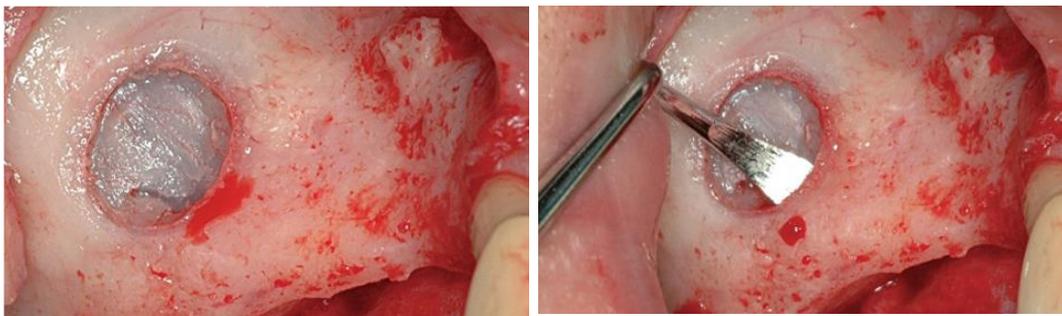
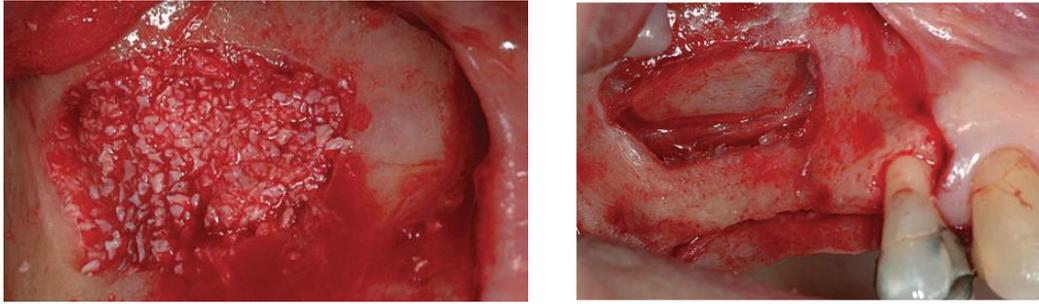


Figura 36. Antes de elevar la membrana sinusal, se extrae todo el hueso bucal para acceder a la membrana. La membrana sinusal se eleva cuidadosamente con un instrumento romo; para evitar la penetración, es fundamental mantener el contacto con el hueso subyacente en todo momento durante este procedimiento. Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.



*Figura 37. **Compartimento sinusal:** se rellena con una mezcla 1:1 suelta de hueso autógeno particulado y un xenoinjerto. La placa ósea cortical bucal se fracturó y se movió hacia arriba y hacia adentro como una "trampilla". La placa ósea cortical delimita el borde superior del compartimento del seno maxilar. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.*

Abordaje crestal

Este procedimiento se ha utilizado con frecuencia en los últimos años, debido a su protocolo menos invasivo. Summers acuñó el término técnica de osteótomos, mediante la cual se utiliza un conjunto de instrumentos para cortar o deformar huesos, con diámetros variables para levantar la estructura ósea residual. Los osteótomos redondos (convexos) son útiles para la compresión ósea, mientras que los osteótomos con cuchilla se pueden usar para cortar la corteza del hueso para dividir las cortezas o segmentar una porción de cresta estrecha. Los osteótomos de extremos puntiagudos se utilizan para ensanchar la osteotomía en huesos menos densos, mientras que los osteótomos cóncavos y extremos planos recogen y comprimen el hueso.²²

Elevación del piso del seno mediante el uso de osteótomo

La técnica de Summers incluye lo siguiente:

1. Un osteótomo cóncavo introducido 2 mm por debajo del suelo del seno.
2. Un osteótomo más grande utilizado con movimiento de "empuje hacia arriba" del piso del seno a través del hueso residual.

3. Colocación del implante con el hueso apical al implante elevando el piso del seno. El procedimiento intrusivo produce la fractura menos traumática posible. Summers también introdujo la técnica de elevación del piso del seno con osteótomo con adición de hueso (BAOSFE), mediante la cual se agregó un material de injerto óseo al procedimiento SFE; esta técnica compartía muchas similitudes con la técnica original de Summers involucrando:

1. Un osteótomo cóncavo introducido de 1 a 2 mm por debajo del suelo del seno.
2. Partículas óseas que llenan el espacio creado debajo de la membrana sinusal.
3. Implantes estabilizados en el hueso residual con su parte apical rodeada de astillas de hueso.²²

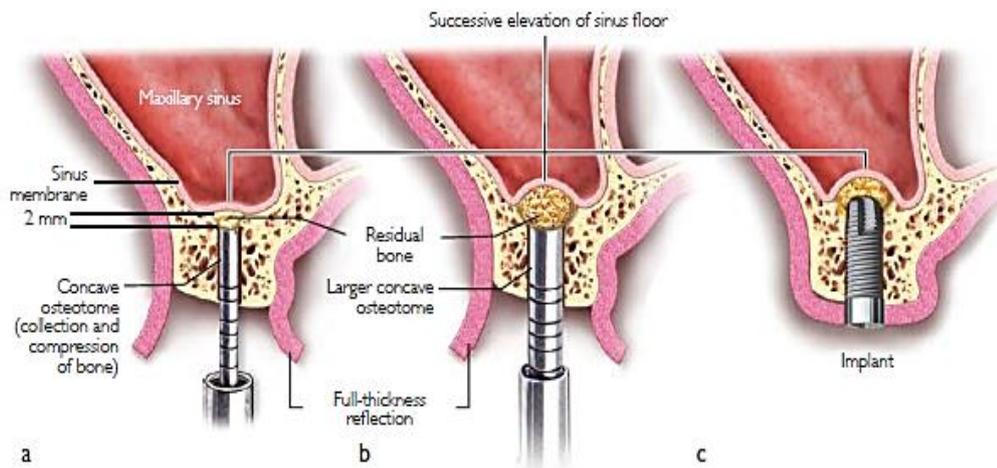


Figura 38. Ilustración del procedimiento original de Summers OSFE. Se utilizó un osteótomo para elevar la membrana sinusal sin contacto con el seno. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

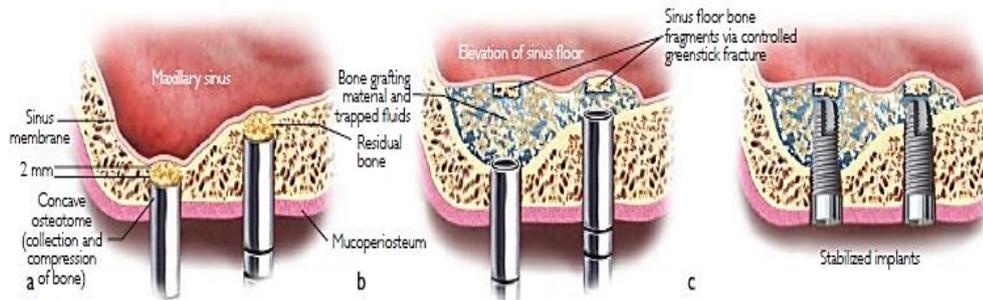


Figura 39. Ilustración de la técnica BAOSFE; no hay forma de saber clínicamente que no se ha producido perforación de la membrana con este protocolo, por lo tanto, el injerto óseo particulado puede ingresar al seno propiamente dicho. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

Técnica de osteótomo modificado

En 2001, Davarpanah modificó la técnica del osteótomo, incluyendo lo siguiente:

1. Fresa piloto que inicia la preparación SFE, evitando el piso del seno.
2. Osteótomo cóncavo colocado debajo del piso del seno y empujando hacia arriba con sustitutos óseos mezclados con hueso autógeno fragmentado residual.
3. Implante rodeado de sustituto óseo particulado, mezclado con hueso autógeno, dando como resultado una membrana sinusal elevada intacta apicalmente. Davarpanah introdujo esta secuencia de cirugía basada en el uso combinado de osteótomos, fresas e implantes tipo tornillo con una textura de superficie rugosa. Esta técnica está indicada cuando el RBH es de 5 mm.²²

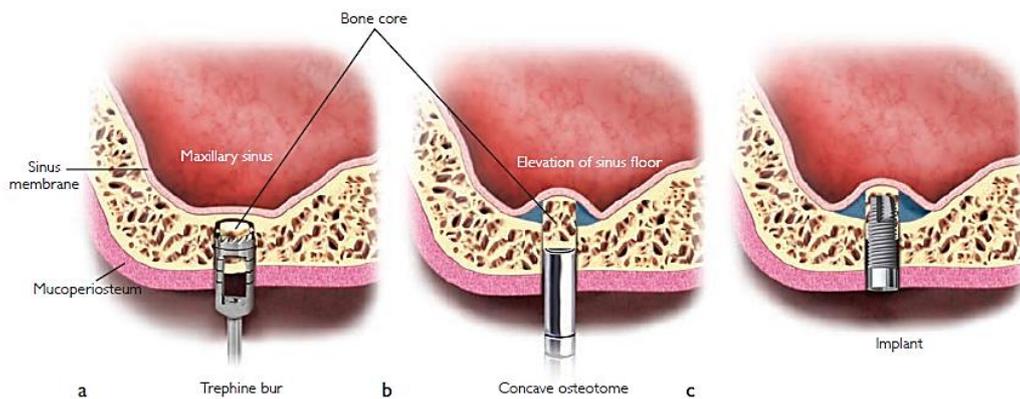


Figura 40. Técnica de osteótomo modificado: se utiliza una fresa de trépano para crear un núcleo óseo, posteriormente el hueso se empuja apicalmente con un osteótomo para estabilizar el implante durante la colocación. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

Abordaje modificado de trépano / osteótomo

Fugazzotto propuso la siguiente técnica:

1. Se utiliza un trépano para preparar un núcleo de hueso crestal.
2. Un osteótomo cóncavo empuja el núcleo óseo crestal resultante.
3. La colocación del implante eleva el núcleo óseo y la membrana del seno suprayacente hacia arriba.

Con esta técnica, se utiliza un trépano calibrado de diámetro externo 3 mm sustituyendo una fresa u osteótomo como primer paso, seguido de un osteótomo para impresionar un núcleo de hueso alveolar residual antes de la colocación simultánea del implante. El trépano se usa para preparar el sitio aproximadamente 1-2 mm de la membrana del seno a una velocidad de corte reducida. Posteriormente se utiliza un osteótomo calibrado correspondiente al diámetro de la preparación de trépano realizando suaves movimientos de martillo para implosionar el núcleo del hueso del trépano a una profundidad de aproximadamente 1 mm menos que el sitio preparado. La colocación del implante induce una dispersión lateral del núcleo alveolar implosionado con un desplazamiento suave y controlado.²²

Técnica Cosci

La técnica de abordaje crestal también ha sido modificada por Cosci y Luccioli. Se define como un abordaje SFE crestal de una sola etapa que utiliza una secuencia específica de fresas atraumáticas de diferentes longitudes. La forma de la punta de broca evita la perforación de la membrana sinusal permitiendo la eliminación abrasiva suave del hueso cortical del suelo del seno sin fractura.²²

Elevación del seno transalveolar combinada con expansión de la cresta

El manejo de la elevación del piso del seno de hasta 3 mm se puede lograr con una presión suave del osteótomo en sitios de implante con diámetros de osteótomos que conducen a una expansión progresiva del reborde; se coloca el implante y la cavidad de expansión se llena con una esponja de colágeno o sustituto óseo. En sectores desdentados amplios, la elevación del piso del seno combinada con la expansión de la cresta requiere que la cresta alveolar se corte a lo largo del maxilar posterior alejándose del piso del seno. Después, se utilizan cinceles de un solo bisel romos u osteótomos en forma de "D" (o de bala) para expandir el colgajo óseo anteroposteriormente 2 mm. Posteriormente, el piso del seno se fractura en toda su longitud con fuerzas de martillo progresivas, la cresta se expande hasta su ancho final antes de la colocación del implante.²²

Técnicas crestales avanzadas

En 1998, Fugazzotto y Vlassis describieron un abordaje crestal utilizando una osteotomía de forma rectangular que se prepara en la cresta alveolar. La "ventana" desprendida se eleva apicalmente mientras la membrana del seno se refleja simultáneamente. Este abordaje, llamado técnica de trampa de hueso crestal impactado (CBIT), se utiliza cuando hay <2 mm de hueso entre el piso del seno y la cresta residual:

1. Con un cincel para huesos, se prepara la trampa de la ventana ósea.
2. El osteótomo empuja la trampa ósea desprendida hacia arriba.

3. La cavidad sinusal se rellena con sustituto óseo.
4. El defecto rellenado se cierra con una membrana absorbible.

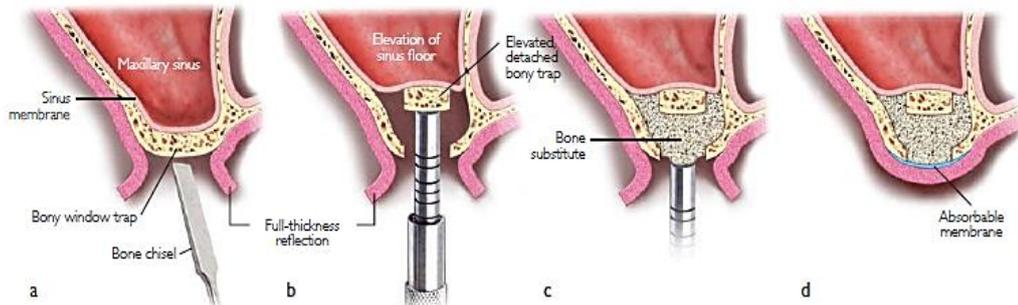


Figura 41. Ilustración de la técnica CBIT. Se utiliza un cincel para huesos para preparar la ventana ósea y el osteótomo se empuja hacia arriba. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

Técnica a través de la cresta alveolar sinusal

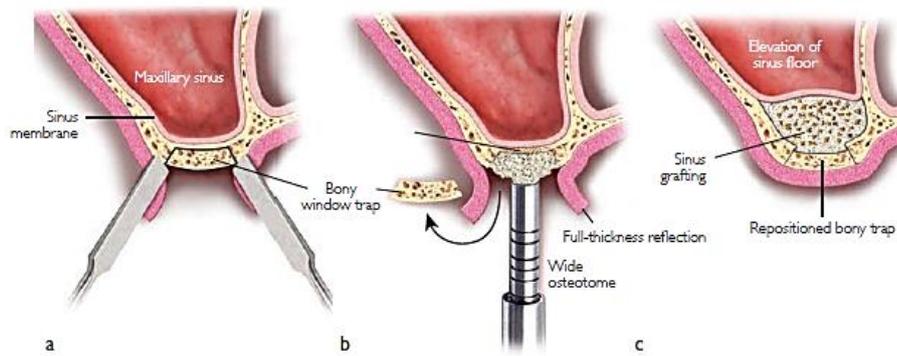
En 2003, Winter describió un abordaje de elevación de piso de seno maxilar crestal sin injerto, con colocación retardada del implante, cuya tasa de éxito del implante es del 91%, indicada cuando la RBH (Recolector de hueso autólogo rotatorio) es menor 4 mm En su estudio no se utilizaron sustitutos óseos ni membranas, y la complicación más común con esta técnica fue la dificultad para lograr la estabilidad del implante.

Trampa reposicionada de hueso crestal

Esta técnica quirúrgica denominada trampa de reposicionamiento óseo crestal, permite el acceso al piso del seno maxilar a través del reborde alveolar, proporcionando suficiente espacio para las partículas de sustituto óseo, cubierto con la ventana intacta del hueso crestal reposicionado.

El protocolo es el siguiente:

1. Se utiliza un cincel para huesos para delinear la trampa de la ventana ósea limitada al hueso cortical.
2. Se descubre la trampa ósea y fractura el piso del seno con un osteótomo ancho.
3. La trampa ósea se reposiciona después del injerto de seno.²²



1. **Figura 42. Técnica de trampa reposicionada del hueso crestal:** técnica modificada de la técnica CBIT; el protocolo se considera sensible a la técnica. Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.

8. CONCLUSIÓN

La terapia para resolver casos en donde existe una falta de altura en la colocación de implantes en la zona posterior del maxilar mediante técnicas de aumento de reborde por regeneración ósea guiada y elevación del piso del seno maxilar representan una alternativa más de tratamiento para el paciente parcial o totalmente edéntulo con éxito desde corto, mediano y largo plazo, documentado en la literatura.

En la actualidad, existe gran cantidad de biomateriales disponibles en el mercado dental indicados para procedimientos de regeneración ósea guiada y elevación del piso del seno maxilar, sin embargo, la elección del material adecuado debe estar basada, primero, en evidencia científica que avale el uso seguro, confiable, libre de efectos secundarios y estable en el mediano o largo plazo de dicho material, y en segundo lugar, considerando la facilidad en su manipulación, disponibilidad en el mercado y costos. La elección de la técnica de elevación del piso del seno depende de las condiciones de afectación en las dimensiones y procedimientos que se

llevarán a cabo posteriormente para la colocación de implantes dentales.

Un paso crítico para asegurar un tratamiento exitoso es un adecuado diagnóstico, planeación de la secuencia de tratamiento, elección de la técnica quirúrgica, conocimiento y dominio de la técnica elegida, cuidados post-quirúrgicos y seguimiento del caso, pero también lo es la selección adecuada del caso y del paciente.

Ningún material es el mejor, pues hablando de membranas e injertos, cada uno de ellos tiene importantes propiedades, cualidades e indicaciones, pero, al mismo tiempo, tienen contraindicaciones, y deficiencias. Se debe realizar una selección de materiales basada en el caso, necesidades de tratamiento, resultados esperados y propiedades de cada uno de los materiales, logrando incluso una combinación de ellos para que en sinergia se aprovechen las cualidades y propiedades de cada uno de ellos con el objetivo de mejorar el potencial regenerativo.

9. REFERENCIAS

1. Buddy DR, Allan SH. BIOMATERIALS SCIENCE. Buddy DR, Allan SH, Frederick JS, editors. UNITED STATES OF AMERICA: Academic Press; 1996. 484 p.
2. B. Park J. Biomaterials Science and Engineering [Internet]. 1st ed. Engineering, Plenum Press. New York; 1984. 447 p. Available from: Park, J. B., Biomaterials Science and Engineering, Plenum Press, New York (1984).
3. Alejandro SR. Biomateriales, biocompatibilidad. Dialnet. 2019;17:27–8.
4. Tarrida LG. discurso-ingreso-Lluis-Giner-Tarrida-Evolucion-materiales-odontologicos-compr. 1914;
5. Bonilla CEP, Perilla JE. The past, present and near future of materials for use in biodegradable orthopaedic implants | Pasado, presente y futuro cercano de los materiales para uso en implantes óseos biodegradables. Ing e Investig. 2011;31(2):124–33.
6. Fernández JS, Ballester Alfaro JJ, Fernández-Fairen M. Biomateriales y sustitutos óseos: bases generales. Traumatol y

- Ortop Gen [Internet]. 2020;435–44. Available from: <https://www-clinicalkey-es.bdigital.ces.edu.co:2443/#!/content/book/3-s2.0-B9788491131571500481?scrollTo=%23hl0000143>
7. Jonathan B. Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility [Internet]. 4th ed. UNITED STATES OF AMERICA; 2006. 498 p. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=2kDLx3mKm1EC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>
 8. Manuel DR, María MGJ. CIRUGÍA BUCAL Patología y técnica. 4th ed. 2013. 673 p.
 9. Laurencin CT, Badon MA. Ingeniería regenerativa en cirugía ortopédica. 2021;
 10. Vargas A, Monteagudo C. Periodontología e Implantología. México: Panamericana; 2016.
 11. Lindhe J, Karring T, Lang NP. Periodontologia clinica e implantologia odontologica [Internet]. 5ta ed. Marina G, Silvina F, Jorge F, editors. Buenos Aires; 2009. 592 p. Available from: https://books.google.com.mx/books?id=c_Cx0X7_DNkC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false
 12. Powers R. Sustitutos óseos y membranas [Internet]. Fourth Edi. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España; 2021. 913–932 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00035-X>
 13. Langman. Embriología médica: con orientación clínica. 10th ed. Editorial panamericana;
 14. Hupp JR. 4 - Reparación de la herida [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial contemporánea. Elsevier España; 2021. 44–55 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-635-4/00004-6>
 15. Levin G, Belchior GG, Sogayar MC, Carreira ACO. Medicina Regenerativa e Engenharia de Tecidos [Internet]. Tenth Edit. Vol. 14, Genética na Escola. Elsevier España; 2019. 26 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-307-0/00007-2>
 16. Seitz IA, Teven CM, Reid RR. 21 - Repair and grafting of bone [Internet]. Fourth Edi. Plastic Surgery. Elsevier Inc.; 2016. 425-463.e16 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-1733-4.00121-X>
 17. Román García JL, Pérez Rojo B. Biomateriales. Aplicación a cirugía ortopédica y traumatológica. Univerisad Carlos III Madrid. 2010;1–2.
 18. Morales Navarro D, Vila Morales D. Guided bone regeneration in dental practice, Regeneración ósea guiada en estomatología. Rev Cubana Estomatol [Internet]. 2016;53(1). Available from: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84973855884&partnerID=MN8TOARS>
 19. Carlos NV. Cirugía Oral [Internet]. Fernando GM, Calcoya Santiago O, editors. Madrid; 2008. 625 p. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=1KFL9FqMgMYC&printsec=frontcover>

- rontcover#v=onepage&q&f=false
20. Guillermo R. Cirugía oral e implantología [Internet]. 2nd ed. Buenos Aires: Editorial panamericana; 2007. 345 p. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=CNzlos2loHAC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false>
 21. Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. Implantología: conceptos avanzados y casos complejos [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España#241;a, S.L.U.; 2018. 264–294 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9022-498-4/00015-3>
 22. Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
 23. Klokkevold PR. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. [Internet]. Thirteenth. Klokkevold PR, editor. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52300-4.00079-5>
 24. Park NI, Kerr YM. 2 - Terminología en odontología implantológica [Internet]. 4th ed. Misch. Implantología contemporánea. España: Elsevier España; 2021. 20–47 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00002-6>
 25. Martínez Álvarez O, Barone A, Covani U, Fernández Ruíz A, Jiménez Guerra A, Monsalve Guil L, et al. Bone grafts and bone substitutes in implant dentistry. Av Odontostomatol. 2018;34(3):111–9.
 26. Jr AHC. Chapter 1 - Surgical Techniques and Approaches [Internet]. Fourteenth. Campbell's Operative Orthopaedics, 4-Volume Set. Elsevier Inc.; 2019. 1-133.e3 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-37462-0.00001-X>
 27. Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Rossi F, Perale G. Bone grafts: which is the ideal biomaterial? J Clin Periodontol. 2019;46(S21):92–102.
 28. Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6°. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.
 29. Tatakis DN, Promsudthi A, Wikesjö UME. Devices for periodontal regeneration. Periodontol 2000. 1999;19(1):59–73.
 30. Gay C, Berini L. Tratado de Cirugía Bucal. Tomo I. Ediciones Ergón, SA [Internet]. 2011;1. Available from: https://gravepa.com/granaino/biblioteca/publicacionesmedicas/Odontologia_y_Estomatologia/cirugia/Tratado_De_Cirugia_Bucal_-_Tomo_I.pdf
 31. Misch CE. del maxilar superior : opciones de tratamiento con prótesis fijas [Internet]. Second Edi. Prótesis dental sobre implantes. Elsevier España#241;a, S.L.U.; 2021. 553–572 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9022-863-0/00022-5>
 32. Delmas J, Radulesco T, Varoquaux A, Thomassin J-M, Dessi P, Michel J. Anatomía de las cavidades nasosinusales. EMC - Otorrinolaringol. 2018;47(2):1–20.

FIGURAS

- 1 Fernández JS, Ballester Alfaro JJ, Fernández-Fairen M. *Biomateriales y sustitutos óseos: bases generales. Traumatología y Ortopedia General*. 2020;435–44.p.
- 2 Figura tomada de: Fernández JS, Ballester Alfaro JJ, Fernández-Fairen M. *Biomateriales y sustitutos óseos: bases generales. Traumatol y Ortop Gen* [Internet]. 2020;435–44. Available from: <https://www-clinicalkey.es.bdigital.ces.edu.co:2443/#!/content/book/3-s2.0-B9788491131571500481?scrollTo=%23hl0000143>
- 3 Figura tomada de: Seitz IA, Teven CM, Reid RR. 21 - Repair and grafting of bone [Internet]. Fourth Edition. *Plastic Surgery*. Elsevier Inc.; 2016. 425-463.e16 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-1733-4.00121-X>
- 4 Figura tomada de: Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Periodontologia clinica e implantologia odontologica* [Internet]. 5ta ed. Marina G, Silvina F, Jorge F, editors. Buenos Aires; 2009. 592 p. Available from: https://books.google.com.mx/books?id=c_Cx0X7_DNkC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false
- 5 Figura tomada de: Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Periodontologia clinica e implantologia odontologica* [Internet]. 5ta ed. Marina G, Silvina F, Jorge F, editors. Buenos Aires; 2009. 592 p. Available from: https://books.google.com.mx/books?id=c_Cx0X7_DNkC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false
- 6 Figura tomada de: Powers R. *Sustitutos óseos y membranas* [Internet]. Fourth Edition. Misch. *Implantología contemporánea*. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 913–932 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00035-X>

- 7 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 8 Figura tomada de Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 9 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 10 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 11 Figura tomada de: Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. Implantología: conceptos avanzados y casos complejos [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9022-498-4/00015-3>
- 12 Figura tomada de: Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. Implantología: conceptos avanzados y casos complejos [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9022-498-4/00015-3>
- 13 Figura tomada de: Tucker MR, Narcisi EM, Ochs MW, Capítulo ÍDEL, Del A, Superior M, et al. Implantología: conceptos avanzados y casos complejos [Internet]. Seventh Ed. Cirugía oral y maxilofacial. Elsevier España, S.L.U.; 2018. 264–294 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9022-498-4/00015-3> (C, De Bagheri SC, Jo C. *Clinical review of oral and maxillofacial surgery*. St. Louis: Mosby; 2008.)
- 14 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 15 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 16 Figura tomada de: Klokkevold PR. editor. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52300-4.00079-5>

- 17 Figura tomada de: Augmentation LB, Klokkevold PR, Regeneration GB. CHAPTER 79 Site Development [Internet]. Thirteenth. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52300-4.00079-5>
- 18 Figura tomada de: Klokkevold PR. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. [Internet]. Thirteenth. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52300-4.00079-5>
- 19 Figura tomada de: Figura tomada de: Klokkevold PR. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. [Internet]. Thirteenth. Elsevier Inc.; 2021. 794-805.e3 p. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52300-4.00079-5>
- 20 Figura tomada de: 1. Powers R. Sustitutos óseos y membranas [Internet]. Fourth Edi. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 913–932 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00035-X> Sfasciotti GL, Trapani CT, Powers RM. Mandibular ridge augmentation using a mineralized ilium block: A case letter. J Oral Implantol 42[2]:215-219, 2016.
- 21 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 22 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 23 Figura tomada de: Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Rossi F, Perale G. Bone grafts: which is the ideal biomaterial? J Clinical Periodontology. 2019;46(S21):92–102p.
- 24 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 25 Figura tomada de: Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

- 26 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 27 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 28 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 29 Figura tomada de: Delmas J, Radulesco T, Varoquaux A, Thomassin J-M, Dessi P, Michel J. Anatomía de las cavidades nasosinusales. EMC - Otorrinolaringol. 2018;47(2):1–20.p.
- 30 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 31 Figura tomada de: Pikos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 32 Figura tomada de: Resnik RR, Misch CE. Anatomía del seno maxilar, patología e intervenciones quirúrgicas de injerto. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 987–1053 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00037-3>
- 33 Figura tomada de: Resnik RR, Misch CE. Anatomía del seno maxilar, patología e intervenciones quirúrgicas de injerto. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 987–1053 p.
- 34 Figura tomada de: Resnik RR, Misch. Anatomía del seno maxilar, patología e intervenciones quirúrgicas de injerto. Fourth Edition. Misch. Implantología contemporánea. Elsevier España, S.L.U.; 2021. 987–1053 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-9113-549-4/00037-3>
- 35 Figura tomada de: Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.

- 36 Figura tomada de: Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.
- 37 Figura tomada de: Lang NP, Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 6o. Berglundh T, Giannobile W V., Sanz M, editors. USA; 2015. 1429 p.
- 38 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 39 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 40 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 41 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 42 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.
- 43 Figura tomada de: Picos MA, Miron RJ. Bone Augmentation in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc; 2019. 274 p.