



ORIGINAL

Guided bone regeneration

Regeneración ósea guiada

Chu Shu Ya¹, Alejandro Virgilito¹, María Isabel Brusca¹ , María Laura Garzon¹ , Atilio Vela Ferreira¹

¹Universidad Abierta Interamericana, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Carrera de Odontología. Buenos Aires, Argentina.

Citar como: shu ya C, Virgilito A, Brusca MI, Garzon ML, Vela Ferreira A. Guided bone regeneration. Health Leadership and Quality of Life. 2023; 2:148. <https://doi.org/10.56294/hl2023148>

Enviado: 04-04-2023

Revisado: 19-06-2023

Aceptado: 01-10-2023

Publicado: 02-10-2023

Editor: PhD. Prof. Neela Satheesh 

ABSTRACT

Guided bone regeneration is a proced capable of promoting new bone formation. The bone defect such as fenestration, injury and tooth extraction. Guide Bone Regeneration has been used widely in implantology for enhancing bone healing to optimize implant placements in the maxillary. The guide bone regeneration is a technique that uses resorbable and non-resorbable membranes in combination with other filling biomaterials as autologous, homologous or heterologous bone graft, or aloplastic materials as mechanic barriers that prohibit the migration of connective and epithelial cells, enabling the osteogenic cells invasion in bone defects.

Keywords: Bone Regeneration; Guided Bone Regeneration; Implantology; Bone Defects; Filler Biomaterials.

RESUMEN

La regeneración ósea es un proceso que promueve la neoformación ósea, en ocasiones causados por defectos óseos, fenestraciones, enfermedad periodontal, traumas quirúrgicos, extracciones dentarias, fracturas dentarias verticales y mucho más. La regeneración ósea guiada (Guided Bone Regeneration - ROG) actualmente es considerada como una terapia complementaria muy importante en Implantología, no solo promueve la regeneración ósea en defectos óseos maxilares, sino tiene la finalidad de crear un lecho adecuado para el posicionamiento de los Implantes. La ROG consiste en uso de membranas reabsorbibles y no reabsorbibles en combinación con biomateriales de relleno como hueso autólogo, homólogo, heterólogo o materiales aloplásticos que funcionan de barrera mecánica, con el objetivo de aislar la zona de reparación de células epiteliales y conjuntivas, permitiendo la invasión de células osteoprogenitoras.

Palabras clave: Regeneración Ósea; Regeneración Ósea Guiada; Implantología; Defectos Óseos; Biomateriales de Relleno.

INTRODUCCIÓN

La regeneración ósea guiada (ROG) representa uno de los avances más destacados en el ámbito de la odontología moderna, ofreciendo soluciones efectivas para abordar defectos óseos complejos y mejorar las condiciones anatómicas necesarias para intervenciones protésicas e implantológicas.^(1,2,3) Este procedimiento se fundamenta en el principio de utilizar barreras físicas, como membranas semipermeables, combinadas con biomateriales o injertos óseos para crear un entorno óptimo que favorezca la regeneración del tejido óseo.^(4,5,6)

El hueso, como tejido dinámico, se forma a través de dos procesos principales: la osificación endocondral y la intramembranosa, ambos determinantes para la regeneración y remodelación ósea. La primera ocurre en tejidos cartilagosos y se asocia con regiones sometidas a compresión elevada, mientras que la segunda tiene lugar en tejidos conectivos membranosos y predomina en áreas como el cráneo y la mandíbula.^(7,8,9,10)

Estos mecanismos subyacen a los procesos de reparación ósea tras lesiones o intervenciones quirúrgicas, particularmente cuando se emplean injertos óseos autógenos, los cuales poseen propiedades osteogénicas, osteoconductoras y osteoinductivas únicas.^(11,12,13,14)

Los biomateriales han ampliado las opciones terapéuticas en la ROG, incluyendo huesos homólogos, heterólogos y materiales aloplásticos como la hidroxiapatita y el fosfato tricálcico. Estos materiales actúan como soportes estructurales y estímulos para la regeneración tisular. Sin embargo, el éxito del procedimiento depende no solo de la selección del biomaterial adecuado, sino también de factores críticos como la estabilidad del coágulo, la protección contra la invasión de tejidos no deseados y la inmovilización del área tratada.^(15,16,17)

La adecuada elección y manejo de las membranas constituye otro elemento esencial. Las membranas no reabsorbibles, como las de politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE), han demostrado ser altamente efectivas en la estabilización del espacio regenerativo, aunque requieren una segunda intervención para su remoción. Por otro lado, las membranas reabsorbibles, elaboradas con colágeno o polímeros sintéticos, ofrecen una alternativa menos invasiva, aunque su efectividad puede verse comprometida por degradación prematura o reacciones inflamatorias.^(18,19,20,21)

En este contexto, la ROG no solo se posiciona como una técnica indispensable para la recuperación de la funcionalidad ósea, sino también como un área de investigación continua que busca optimizar materiales, técnicas quirúrgicas y protocolos clínicos, en favor de resultados más predecibles y personalizados para los pacientes.

Antes de entrar a la regeneración ósea, debemos comprender como se forma el hueso. El hueso se forma en dos sitios de tejido conectivo; cartílago y tejido conectivo membranoso. Son los dos modos de la osteogénesis dependiendo del sitio de aparición del hueso.^(22,23)

El tejido óseo es clasificado a veces como periostio o endostio de acuerdo a su sitio de formación. El hueso periostico siempre es de origen intramembranoso, pero el hueso endostico puede ser intramembranoso o endocondral, dependiendo del sitio y modo de formación.

Formación ósea endocondral

Esta formación es una adaptación morfogenética que proporciona producción de hueso continuada en regiones que poseen niveles de compresión relativamente altos.

Durante la formación ósea endocondral, el tejido cartilaginoso se hipertrofia, su matriz se calcifica, las células degeneran y tejidos osteogénicos invaden el cartílago que está muriendo y desintegrándose, y lo reemplaza. El cartílago puede crecer por aposición de superficie, como también por proliferación de células y la matriz intercelular dentro de su sustancia, expandiendo por lo tanto el cartílago también por crecimiento intersticial. La sustancia intercelular de hueso, sin embargo, es calcificada y muy dura para permitir crecimiento intersticial. El mecanismo epifisario de crecimiento óseo no ejerce una influencia reguladora directa sobre los cambios de crecimiento que ocurren en otras porciones de un hueso que se está agrandando. Se preocupa esencialmente de su propia producción local de tejido óseo en aquellas zonas particulares servidas por la placa cartilaginosa especializada. El crecimiento en las muchas regiones diferentes de un hueso total prosigue.^(24,25)

Formación ósea intramembranosa

Si el hueso se forma en tejido conectivo membranoso, las células mesenquimáticas indiferenciadas del tejido conectivo elaboran una matriz osteoide y cambian a osteoblastos. La matriz o sustancia intercelular se calcifica, y el resultado es hueso.⁽²⁶⁾

Los tejidos óseos depositados por el periostio, suturas y la membrana periodontal, son todos de formación intramembranosa. La osificación intramembranosa es el modo de crecimiento predominante en el cráneo, aun en elementos endocondrales compuestos. Como el esfenoide y la mandíbula. Los modos básicos de formación y reabsorción son similares. El crecimiento y remodelado intramembranoso pueden estar asociados aparentemente ya sean con tensión o presión.⁽²⁷⁾

Mecanismo de crecimiento óseo

El crecimiento del hueso implica un proceso de depósito en superficie acumulativo, directo. Sin embargo, debe ir acompañada por un proceso adicional de remoción reabsorptiva. La combinación de agregado de hueso de un lado de la lámina cortical y reabsorción del otro lado produce un movimiento de crecimiento real.

Regeneración ósea

Si recordamos los mecanismos fundamentales de la cicatrización del hueso injertado, comprenderemos mejor las ventajas del hueso autógeno con relación a otros biomateriales sustitutos. En la primera fase tiene lugar la osteogénesis, los osteoblastos presentes en el injerto óseo que sobreviven al trasplante, proliferan y depositan una matriz osteoide inmadura, lo que se define como actividad osteoproliferativa.⁽²⁸⁾

Semanas después de haber colocado el injerto óseo y por un período que puede durar hasta dos años,

tiene lugar por medio de los osteoclastos, un lento proceso de reabsorción de la matriz osteoide depositada a partir de los osteoblastos. Conjuntamente se desarrolla la actividad osteoinductiva, mediante la estimulación de células pluripotenciales de origen mesenquimático para transformarse en osteoblastos. Esta estimulación se lleva a cabo a través de proteínas de alto peso molecular, siendo las más estudiadas las proteínas morfogenéticas (BMP). Estas sustancias son secretadas por los osteoclastos, encontrándose además en pequeñas concentraciones en el hueso. La segunda fase se completa mediante la estimulación de células ya programadas para ser transformadas en osteoblastos por parte de sustancias osteopromotoras, proceso que se conoce con el nombre de osteoconducción, el cual requiere de oxígeno del lecho vascular y absoluta inmovilización del injerto. Una vez que la matriz ósea madura, se organizará de modo tal que sus canales de Havers tendrán la capacidad de responder a las cargas funcionales con remodelado propio. Este ciclo de maduración requiere de un período de seis meses.⁽²⁹⁾

Condiciones para la regeneración

Las condiciones que deben requerir son:^(30,31,32)

1. Presencia de un coágulo hemático en el defecto óseo, que permite un adecuado aporte vascular en la zona tratada; permitiendo la formación del coágulo, logrando la migración de las células osteogénicas en el interior del coágulo mismo y su nutrición.
2. Presencia de tejido óseo vital: desde el tejido óseo adyacente al sitio afectado, con una preparación oportuna provienen las células angiogenéticas y las osteogénicas.
3. Protección del coágulo por parte de la membrana: la membrana, además de impedir la invasión del coágulo, por parte de las células no osteogénicas, determina una protección mecánica del coágulo y, posteriormente formando una delicada estructura vascular en vías de formación.
4. Estabilización y prevención del colapso de la membrana: la membrana debe ser adecuadamente estabilizada, ya que los eventuales movimientos propios determinarían una evolución del tejido neoformado en sentido fibroso, además es indispensable que debajo de la membrana haya creado y mantenido un espacio adecuado para la regeneración del tejido óseo.
5. Utilización de una membrana adecuada, mantenida in situ durante tiempo suficiente: con este fin es indispensable lograr una buena cicatrización de los tejidos blandos subyacentes a la membrana.

Contraindicaciones

Los defectos del reborde alveolar pueden resultar de la pérdida ósea causados por varias maneras; Por extracción dentaria, las enfermedades periodontales, fracturas dentarias verticales, defectos traumáticos, traumas quirúrgicos, entre otros. Estas causas deforman el reborde y dificultan la correcta colocación de los implantes, con lo cual se ve comprometida la restauración protética.^(33,34,35) La regeneración ósea guiada está indicada en defectos horizontales limitados; defectos verticales limitados; en dehiscencias y fenestraciones peri-implantares y en defectos combinados. Podemos considerar contraindicaciones de esta técnica a las deficiencias en la calidad de tejidos blandos, como consecuencia de trauma con pérdida, no solo de piezas dentarias y hueso alveolar, sino también de tejidos blandos; radioterapia en región cervicofacial; pacientes fumadores en exceso y en defectos extensos. Para poder llevar a cabo una regeneración adecuada, es imprescindible el conocimiento profundo del tipo de defecto óseo que necesita ser regenerado. Goldman y Cohen (1958) introdujeron una clasificación basada en el número de paredes óseas circundantes al defecto. Según Seibert (1983) se considera:

- defecto óseo de tipo I: aquel que no necesita la protección del coágulo por ser un defecto protegido;
- defecto de tipo II: cuando existe la necesidad de protección del coágulo y/o injerto por ser un defecto protegido por cuatro paredes;
- defecto de tipo III: cuando hay ausencia total de una pared y, por lo tanto, se necesita la protección del injerto y la creación de espacio (defecto escollera);
- defecto de tipo IV: donde existe la imposibilidad de colocar implantes y se requiere de creación de espacio y protección del injerto. Un defecto con paredes óseas conservadas (defecto de alojamiento óseo interno, tipo I o tipo II) puede cicatrizar con el simple uso de hueso autólogo, siempre que el mismo, conjuntamente con el coágulo de sangre, permanezca estable dentro del espacio a regenerar.

Tipos de rellenos

Los biomateriales de relleno usados en GBR se clasifican en tres grupos: Hueso autólogo, homólogo, heterólogo y materiales aloplásticos.^(36,37)

- hueso autólogo (hueso del mismo paciente),
- hueso homólogo (hueso de otro individuo, pero de la misma especie),
- hueso heterólogo (hueso de otra especie),
- materiales aloplásticos (materiales de origen mineral)

.Cualquiera que sea el material usado debe responder a una serie de requisitos tales como:^(38,39,40)

- Biocompatible.
- Suficientemente sólido para una mejor maniobrabilidad.
- Completamente reabsorbible en un tiempo variable de 6 a 12 meses de manera de ser sustituido completamente por hueso neoformado.
- Suficientemente estable para permanecer in situ al menos 16 semanas, tiempo necesario para que el hueso regenerado ocupe el espacio.

El hueso autólogo es el único material de injerto que posee actividad osteo-conductiva, osteoinductiva y osteoproliferativa, por lo que representa el material de elección en cirugía reconstructiva de defectos óseos maxilares, con la desventaja de requerir de una segunda intervención quirúrgica para su obtención.⁽⁴⁰⁾

El hueso homólogo es un tejido óseo tomado de la misma especie del receptor, sin limitaciones de cantidad. Se obtiene de cadáveres, es tratado y conservado bajo varias formas y dimensiones, en bancos de hueso. Existen tres tipos: congelado, congelado-liofilizado, y congelado-desmineralizado-liofilizado.^(41,42)

El hueso congelado, desmineralizado y liofilizado es muy usado en Implantología, ya que posee propiedades osteoconductoras y osteoinductivas debido a la presencia de proteínas morfogenéticas.⁽⁴³⁾

El hueso heterólogo, por lo general de origen bovino, está conformado por cristales de carbonato de apatita, exento de calcio (Bio-Oss) y privado de componentes orgánicos mediante un delicado proceso de extracción. La matriz ósea inorgánica presenta una estructura química similar a la del hueso humano. La penetración de neo-hueso en la estructura del injerto viene favorecida por la red porosa al interno de los cristales, ofreciendo una amplia superficie para ser colonizada por parte del hueso, dando lugar a un nuevo tejido de densidad mayor con relación a otros biomateriales y al hueso autólogo.^(44,45)

El remodelado de este tipo de hueso se presenta en tres fases: en la fase inicial, las partículas se integran al hueso circundante; posteriormente ocurre la reabsorción por actividad osteoclástica y, por último, tiene lugar la neoformación ósea, donde los osteoblastos sustituyen las partículas del material con hueso laminar denso.

El Bio-Oss representa un biomaterial osteoconductor cuyo tiempo de sustitución oscila entre 6 y 8 meses. Puede ser adquirido sin limitaciones de cantidad, en presentaciones granuladas o en pequeños bloques. Es utilizado para el relleno de defectos óseos, levantamiento del seno maxilar en asociación con membranas y en reconstrucciones maxilares con parrillas de titanio.⁽⁴⁶⁾

Los materiales aloplásticos, derivados de la hidroxiapatita (HA) y del fosfato tricálcico (TCP), representan sustancias geológicamente impuras. Pueden ser clasificados como cerámicas policristalinas y su estructura deriva de cristales sencillos que son fundidos mediante altas temperaturas. De acuerdo a la técnica empleada se pueden obtener estructuras densas o porosas. La HA y el TCP presentan estructura y composición química similar, pero difieren en el proceso de reabsorción. Estudios demuestran que la HA en forma densa una vez incorporada al hueso, presenta una reabsorción mínima; mientras que el TCP se reabsorbe rápidamente. La Ha porosa se reabsorbe lentamente, sin embargo, representa la alternativa más recomendada, ya que la forma densa resulta difícil de perforar con el uso de fresas.^(47,48)

Actualmente la HA está disponible con diversos grados de reabsorción y su densidad varía según el diámetro de los poros. Poros con tamaño superior a 100 micras permiten el crecimiento óseo en su interior. La sustitución completa de este biomaterial requiere entre 6 y 12 meses.

En lo que respecta a las membranas podemos encontrar reabsorbibles y no reabsorbibles.

Las membranas de politetrafluor etileno expandido puro y las de politetrafluoretileno no expandido constituyen hoy en día el estándar respecto de los materiales de barrera no reabsorbible. Estos materiales vienen usándose en medicina regenerativa desde 1986, mientras que en la cavidad bucal empezó aplicándose en cirugías periodontales y más adelante comenzó a aplicarse en cirugía implantológica, para la regeneración de los tejidos duros en caso de defectos óseos primarios o secundarios. La principal función de este tipo de membranas es entonces la de actuar como una barrera pasiva y oculta, que permite el acceso del tejido óseo al lugar del defecto, mientras que al mismo tiempo elimina la presencia del tejido conectivo gingival, el cual interfiere en el proceso de cicatrización ósea. Esta membrana debe ser retirada en un segundo acto quirúrgico lo que permite al cirujano tener acceso al tejido y observar la cantidad de hueso obtenido. Las membranas reabsorbibles aparecen como una alternativa a las no reabsorbibles en el procedimiento de regeneración ósea. Dentro de este tipo de barreras podemos encontrar a las de polímeros sintéticos tales como ácido poliláctico y ácido poliglicólico; y a las membranas a base de colágeno. En un estudio realizado por Lindhe, en el que compararon la eficacia de estas membranas, se comprobó que las membranas reabsorbibles han sido menos exitosas que las no reabsorbibles porque no mantuvieron su forma en periodo adecuado generando un peor resultado desde el punto de vista de la neo formación ósea. Los materiales de barrera, como el ácido poliláctico o los copolímeros de ácido poliláctico y de ácido poliglicólico han sido evaluados en estudios con seres humanos y con animales. Estos materiales son biocompatibles, pero como por definición no son inertes, se puede esperar alguna reacción tisular durante su degradación.^(49,50)

En lo referente a la técnica quirúrgica, existe consenso entre los autores más representativos, en apoyar la presencia de al menos 5 factores esenciales para conseguir resultados predecibles con la técnica de ROG:⁽⁵¹⁾

- El uso de membranas adecuadas.
- Lograr el cierre primario de los tejidos blandos para evitar la exposición de la membrana y posibles complicaciones postoperatorias.
- Crear y mantener un espacio protegido por la membrana para permitir, de esta manera, la formación del coágulo y evitar el colapso de la membrana.
- Adaptar y estabilizar la membrana alrededor del defecto para sellar el espacio creado y previniendo de esta forma la migración de células epiteliales dentro del defecto.
- Período de cicatrización suficientemente largo, entre 6 a 10 meses según los distintos autores.
- Procurar una buena estabilización de la membrana con una perfecta adaptación al hueso.
- Creación de un espacio por debajo de la membrana
- Mantener la membrana, *in situ*, por el tiempo necesario para obtener la regeneración ósea.

Injertos sustitutos no óseos

Tipos de membranas

Membranas no reabsorbibles

Las membranas no reabsorbibles (e-PTFE) denominadas comercialmente Gore-Tex, han sido ampliamente usadas, a pesar, de que requiere de una intervención quirúrgica adicional para su remoción, pero por otro lado poseen funciones más importantes que desempeñan estas membranas como: soporte y aislamiento de los tejidos blandos, creando un espacio ocupado por el coágulo, excluyendo las células no osteogénicas y acumulando factores locales de crecimiento y de sustancias que favorecen la formación de hueso.^(52,53)

Histológicamente no se han encontrado reacciones de cuerpo extraño, poseen una excelente biocompatibilidad, presentan una porosidad que permite la invasión de fibroblastos, delgadas fibras colágenas y pequeños capilares. Se hicieron estudios realizados en animales y en humanos donde se pudo observar, que a nivel de los tejidos que rodean a esta membrana no se encontraron células inflamatorias o epiteliales; por otra parte, se pudo evidenciar la presencia de matriz osteoide altamente calcificada en la propia estructura de la membrana, lo cual explica el éxito en los resultados obtenidos en GBR.

La formación de hueso en la parte interna de la membrana puede deberse al hecho de que la misma sea osteoconductiva, o también a factores osteoinductivos provenientes del defecto óseo en vías de cicatrización, así como factores producidos a nivel del periostio capaces de atravesar la membrana.^(54,55)

Las membranas no reabsorbibles e-PTFE al igual que las membranas reabsorbibles, requieren estar siempre cubiertas por epitelio, esto es posible mediante un cierre primario de los colgajos, el cual se debe mantener en el post-operatorio y durante el tiempo necesario para la neoformación ósea, evitando en la membrana la contaminación bacteriana, migración, degradación prematura y exposición del injerto óseo.⁽⁵⁶⁾

Cuando las membranas e-PTFE son expuestas deben ser retiradas; si esto ocurre en las primeras semanas de haberse colocado, la neoformación ósea es muy escasa, con resultados poco satisfactorios; sin embargo, cuando sucede al final del período de neoformación ósea, podrían obtenerse resultados satisfactorios con un elevado porcentaje de hueso nuevo.

Para lograr un cierre adecuado de los colgajos en GBR, sin que los mismos sean sometidos a tensiones que puedan provocar exposición prematura de las membranas, se utilizan técnicas quirúrgicas de avance de los lembos, mediante una incisión horizontal continua del periostio en la base del colgajo, o también la técnica de rotación de mucosa palatina.

Recientemente se han desarrollado membranas e-PTFE reforzadas con delgadas láminas de titanio, lo cual facilita su manipulación, optimiza la capacidad para mantener el espacio, sin reacciones negativas para los tejidos duros y blandos.^(57,58,59)

Las membranas d-PTFE poseen poros de 0,2 micras, lo cual evita la contaminación bacteriana cuando son expuesta al medio bucal, protegiendo conjuntamente el material injertado y el implante.

Con el uso de estas membranas no es necesario el cierre primario de los colgajos, únicamente se requiere levantar un poco el borde de la mucosa a cada lado del tejido expuesto, a fin de cubrir los bordes de la membrana con la finalidad de estabilizarla, quedando expuesta al medio bucal. Las complicaciones que podrían presentarse con otro tipo de membranas, debido a su gran porosidad, cuando son expuestas, no se presentan con las membranas d-PTFE. Otra característica que resulta ventajosa con relación al uso de membranas e-PTFE radica en que, no es necesaria una intervención quirúrgica adicional para ser retiradas, para su remoción solamente es necesario extraerla con una pinza.^(60,61)

Membranas reabsorbibles naturales

En los últimos años, las membranas reabsorbibles han adquirido una gran importancia en el campo de la GTR y GBR. Se ha demostrado que estos materiales pueden promover la regeneración ósea en los defectos

perimplantares. En diversos estudios se han presentado controversias en relación al uso de membranas reabsorbibles y no reabsorbibles en defectos perimplantares como dehiscencias y fenestraciones, evidenciándose la capacidad regenerativa de las membranas reabsorbibles unidas a injertos de hueso autólogo.⁽⁶²⁾

Las membranas reabsorbibles son construidas con materiales biocompatibles que no interfieren con los procesos de cicatrización. En estas membranas se lleva a cabo un proceso de reabsorción por hidrólisis y los productos de degradación son absorbidos por los tejidos, siendo metabolizadas en agua y anhídrido carbónico, por lo que no requieren una segunda intervención para ser removidas.^(62,63)

Encontraron que la regeneración ósea con las membranas reabsorbibles tiene lugar más precozmente que con las membranas e-PTFE, lo que puede deberse a una mayor estimulación de la osteogenesis o a la liberación de factores de crecimiento por parte de las células inflamatorias que se pueden evidenciar alrededor de las membranas reabsorbibles.

Gotfredsen y col, demostraron que las membranas constituidas de poliésteres hidrolizables dan lugar a una reacción inflamatoria durante el proceso de biodegradación asociada a una reacción de cuerpo extraño. Estos autores también establecen que el proceso de biodegradación es muy rápido, por lo tanto, es posible que resulte dificultosa la remoción de los productos terminales.^(64,65,66)

Membranas colágenas (Bio Gide)

Compuestas por fibras colágenas porcinas del tipo I y III, con escasa capacidad inmunogénica y sin algún componente orgánico o químico.⁽⁶⁷⁾

Presentan una estructura de doble capa, donde una es compacta y la otra porosa. La capa compacta posee una superficie lisa y condensada que protege contra la infiltración de tejido conectivo, mientras que la capa porosa permite la invasión celular. Cuando estas membranas son usadas en GBR las dos capas permiten la migración de células osteogénicas y evitan la infiltración de tejido conectivo.

Estudios realizados en animales de experimentación demostraron que las células mesenquimatosas pueden diferenciarse en células osteogénicas bajo circunstancias preferenciales. En ausencia de proteínas óseas específicas, las fibras colágenas en GBR pueden servir como estímulo a células osteogénicas en defectos óseos y también como función de barrera contra la infiltración de tejido conectivo. Las fibras colágenas representan el componente más abundante de la matriz ósea y pueden actuar como reservorio de muchos factores locales en la matriz celular de células osteogénicas.^(68,69)

Con este tipo de membrana se han logrado óptimos resultados en el tratamiento de defectos infraóseos, similares a los obtenidos con las membranas e-PTFE, con una reducción en la migración epitelial hasta del 50 %.

Yaguachi y col, presentaron resultados de un estudio en GBR, sobre los cambios histológicos y eventos celulares en la osteogénesis con membranas colágenas Bio-Gide. Estos autores demostraron las propiedades osteoconductoras de la misma, afirmando además que las membranas colágenas como biomateriales naturales pueden ser parcialmente incorporadas en la matriz ósea, representando una alternativa de uso más ventajosa que las membranas a base de polímeros sintéticos.^(70,71)

Membrana Liodura Humana Liofilizada

Extraída de la dura madre y sometida a diversos procedimientos para la eliminación de la antigenicidad. Una vez liofilizada, la estructura reticular de las fibras colágenas viene conservada en el tiempo. Al momento de ser usada debe estar previamente, durante pocos minutos, sumergida en solución fisiológica, a fin de ablandarla y hacerla más manejable.⁽⁷²⁾

Existe temor al uso de estas membranas debido al riesgo de transmisión de la enfermedad de Jakob-Creutzfeld. La Liodura es esterilizada mediante rayos gamma para evitar la transmisión de enfermedades infecciosas virales como la hepatitis y el SIDA.

Membranas Reabsorbibles Sintéticas

Las membranas reabsorbibles sintéticas fueron introducidas al final de la década de los años 80, compuestas básicamente por ácido poliglicólico (PGA) y ácido poliláctico (PLA), con propiedades hidrofóbicas que favorecen su hidrólisis. Después de la hidrólisis, estos productos son degradados en dióxido de carbono y agua, comúnmente acompañados de una leve reacción inflamatoria. El polímero láctico en adición de polidioxano, permite un retardo de la hidrólisis. Los polímeros de glicolide mejoran las características mecánicas de estas membranas.^(73,74)

Membrana En Poliglactin 910 (Vicryl)

Constituidas por copolímeros del ácido poliglicólico y poliláctico en una relación de 9:1, motivo por el cual son denominadas poliglactin 910, material que es utilizado durante mucho tiempo para la confección de sutura reabsorbible en neurocirugía. Las membranas poliglactin 910 resultan antigénicamente inertes y se reabsorben en un período de 30 a 90 días.^(75,76,77,78)

Membrana En ácido Polilactico

El ácido poliláctico, es un polímero sintético bien tolerado, cuya degradación viene acompañada de un aumento del número de capilares, no asociado a procesos inflamatorios. En estas membranas la reabsorción es controlada mediante la agregación de ácido poliglicólico. El período de reabsorción de estas membranas oscila entre 2 y 3 meses.⁽⁷⁹⁾

Membrana Guidor

Son membranas originalmente diseñadas para GTR y sucesivamente desarrolladas para GBR. Están compuestas por ácido poliláctico (PLA), adicionadas con ésteres de ácido cítrico para aumentar la maleabilidad. Estas membranas son capaces de mantener el efecto carpa por un mínimo de 6 semanas antes de reabsorberse. La completa reabsorción se presenta en el período comprendido entre 6 y 12 meses por hidrólisis con formación de ácido láctico y anhídrido carbónico, que son metabolizados. Viene estructurada en dos estratos: uno interno relacionado con el defecto óseo, provisto de pequeñas perforaciones que obstaculizan y retardan la penetración del tejido conectivo gingival, permitiendo el paso de sustancias nutritivas y otro externo, relacionado con los tejidos blandos, provisto de perforaciones de mayor dimensión para favorecer la penetración de tejido conectivo gingival, evitando su retracción y exposición de la membrana.⁽⁸⁰⁾

Membrana Resolut

Constituida por un estrato externo de Glicolide Sintético (PGA) y Trimetilen Carbonato (TMC) que garantiza la integración tisular, y un estrato interno oclusivo de ácido Poliláctico y Poliglicolide (PLA/PGA), que garantiza el efecto barrera. Estas membranas presentan una respuesta biológica favorable, su reabsorción por hidrólisis se inicia después de 4 a 6 semanas y se completa en un período de aproximadamente 8 meses. El PGA viene eliminado como ácido glicólico con la orina y como anhídrido carbónico mediante el ciclo de Krebs. El TMC viene degradado por la acción enzimática y metabólica, eliminándose por vía urinaria.⁽⁸¹⁾

Técnica quirúrgica

Consideraciones clínicas en la obtención de injertos óseos intraorales. Técnica quirúrgica y evaluación de las complicaciones.

Después de la pérdida dentaria, se puede observar la reabsorción del reborde alveolar, especialmente en las regiones vestibulares y en relación a la altura del mismo; esta reabsorción es siempre de mayor grado en la región maxilar y también es de mayor grado en regiones posteriores, donde se mantiene el ancho óseo con más frecuencia.

Los sitios donantes de la cavidad oral más utilizados en reconstrucciones óseas son del ramo mandibular, sínfisis mandibular y tuberosidad maxilar, siendo las complicaciones más frecuentes tratadas con medidas locales y en los casos más complejos, con la ejecución de algún procedimiento quirúrgico adicional. El hueso autógeno es el único material capaz de aportar células vivas totalmente inmunocompatibles, proporcionando formación ósea por la capacidad de promover osteoinducción, osteoconducción y osteogénesis.^(82,83)

La región maxilofacial, como área donante, presenta menor reabsorción y mejor vascularización. La mayor compatibilidad entre áreas donantes y áreas receptoras junto al mantenimiento del volumen óseo son favorecidas por factores como el mismo origen embrionario (ectomesénquima), mismo tipo de formación ósea (intramembranosa en maxilar y cuerpo mandibular) y un espesor cortical favorable para disminuir el nivel de reabsorción. Además, el hueso cortical presenta mayor concentración de proteína ósea morfogenética que favorece la osteoinducción. Actualmente se ha establecido que los injertos óseos sin estímulo mecánico adecuado sufren reabsorciones en torno al 92 % y que el hueso de origen intramembranoso tendría mayor tendencia a mantener el volumen con una revascularización más rápida cuando es comparada con injertos de origen endocondral.^(84,85)

La mayor parte de las complicaciones se relaciona con el sitio donante y generalmente son transitorias. Equimosis, hematoma, edema, ptosis labial, disturbios neurosensoriales, necrosis tisular, dehiscencia de suturas, exposición del injerto, entre otras, son complicaciones frecuentemente citadas en la literatura.⁽⁸⁶⁾

De acuerdo con Misch, las dimensiones mínimas del reborde alveolar que aceptaría la instalación de implantes serían de 5 mm de espesor y 10 mm de altura. Cuando esas medidas son menores, es necesario realizar algún procedimiento reconstructivo, donde los injertos obtenidos de maxilar presentan un índice de reabsorción cercano al 10 %, mientras que los de origen mandibular, 5 %. La elección del sitio donante dependerá, finalmente, del volumen óseo necesario para el defecto a tratar.

Áreas donantes intraorales

Sínfisis

El análisis con radiografía panorámica permite una evaluación general con las dimensiones laterales máximas probables, mientras que la radiografía lateral permite evaluar el espesor del hueso cortical disponible. Las

radiografías periapicales permiten realizar una evaluación de la distancia de la osteotomía sobre los ápices radiculares.

La eliminación de hueso cortical y esponjoso, permite obtener una rápida revascularización y mantenimiento del volumen del hueso injertado.⁽⁸⁷⁾

Osaki y Buchman señalan que el éxito del procedimiento está en relación con las consideraciones hacia los aspectos geométricos característicos de hueso cortical y esponjoso injertado. Park y cols realizaron un estudio topográfico en 35 mandíbulas constatando que el máximo hueso cortical presente en un bloque rectangular de región de sínfisis puede obtenerse con dimensiones de 1-1,5 cm de altura, 4 cm de ancho, respetando los márgenes de 5 mm bajo las raíces y 5 mm sobre el límite basal de la mandíbula. También se observó que la cortical se torna más espesa desde superior hacia inferior, variando de 1,5 mm hasta un poco más de 2 mm.

El injerto extraído de sínfisis está indicado para pérdidas óseas pequeñas y medias, equivalente a 4 dientes en ancho o dos dientes en alto y ancho. En forma particular, puede emplearse en el seno maxilar o dentro de las cavidades resultantes de las enucleaciones quísticas. También puede emplearse para injertos en fisuras alveolares, reconstrucciones de suelo de órbita y como complemento en osteotomías tipo Le Fort I. La eliminación de este injerto está indicada después de la erupción de los caninos, cuando es mayor la cantidad ósea que se puede obtener.⁽⁸⁸⁾

Mazzonetto y cols utilizaban anestesia local con bloqueo del nervio alveolar inferior de forma bilateral. La incisión se realiza como mínimo 5 mm hacia inferior y anterior de la línea mucogingival. Es importante realizar un desbridamiento de tejidos hasta visualizar los nervios mentonianos, identificando los límites máximos de la osteotomía que serían 5 mm hacia anterior del foramen mentoniano.⁽⁸⁹⁾

Las principales complicaciones en este procedimiento son la equimosis en cuello, perforación de la cortical lingual, necrosis dentaria, ptosis de la musculatura labial, hematomas y posibles alteraciones en el perfil facial. Las parestesias más frecuentes se asocian al nervio incisivo o a ramos terminales del nervio mentoniano, ocasionadas generalmente por el momento de eliminación del injerto. En un estudio publicado con 27 pacientes con eliminación del injerto de mentón, 33 % presentó alteraciones neurosensoriales y después de 12 meses, sólo el 7,4 % mantenía esa queja, aunque con disminución progresiva de la parestesia.

Rama mandibular

Esta área se caracteriza por presentar una gran cantidad de hueso cortical y escaso hueso medular. Se realiza una osteotomía rectangular con 4 mm de espesura aproximadamente. Es útil en espacios edéntulos de 1 a 3 dientes, pudiendo utilizarse como bloque o como injerto particulado; es muy importante establecer la relación entre el bloque que se extrae y la posición del nervio alveolar inferior.⁽⁹⁰⁾

En comparación a la sínfisis, esta área presenta menores índices de complicaciones postoperatorias como parestesias, dehiscencias de la herida y equimosis, constituyéndose como un área muy utilizada en reconstrucción ósea.

Kubara y cols utilizaron anestesia infiltrativa y bloqueo al nervio alveolar inferior, con una incisión que comienza en la base de la rama mandibular, siguiendo por la línea oblicua y con una extensión variable al tamaño. También con la ayuda de fresas o sierras pueden realizarse las osteotomías que son ejecutadas en la región anterior vertical y superior e inferior horizontal; posteriormente se utilizan cinceles y pinzas para la remoción del injerto. Las osteotomías se realizan hasta encontrar puntos muy sangrantes, señal de que está presente el hueso esponjoso.⁽⁹¹⁾

Tuberosidad maxilar

Esta región presenta cantidades suficientes de hueso esponjoso, con una cortical muy fina; en ocasiones se pueden encontrar lugares con células que aumentan el efecto que potencia la osteogénesis.⁽⁹²⁾

A través de una incisión lineal con o sin incisiones de descarga se extrae el tejido óseo con pinzas gubias, finalizándose con regularización de la estructura ósea y la aplicación de sutura simple; de esta forma, es la región donante de más fácil acceso; el hueso recolectado se utiliza en forma particular estando indicado para cavidades óseas pequeñas y defectos pequeños; sin embargo, por ser básicamente hueso esponjoso, presenta una tasa de reabsorción aumentada (10 % o más).^(3,5)

Tratamiento

El láser de baja intensidad emite campos electromagnéticos que van desde el infrarrojo al ultravioleta. Cuando es absorbido por el tejido, actúa excitando electrones y moléculas, promoviendo la estimulación e inhibición de reacciones químicas, estimulando reacciones naturales de los tejidos. Las lesiones de grupos de fibras nerviosas externas con signos de parestesia pueden beneficiarse con este tratamiento. El éxito del tratamiento se relaciona con el tiempo desde que se inició el tratamiento y el tiempo desde que inicio la patología.

El efecto del láser de baja intensidad se ha observado con una aceleración de la reparación tisular,

disminución del dolor, restablecimiento de la función neural, estimulación para la liberación de endorfina, aumento de producción de mielina, promoción para la recuperación del axón, aumento de la microcirculación local y de la velocidad de cicatrización y aumento de la actividad metabólica neuronal. El de tipo infrarrojo es el más indicado por presentar mayor penetrabilidad en los tejidos. Aumenta la permeabilidad de Ca²⁺ en la membrana celular, contribuyendo en la duplicación del ADN y en la replicación del ARN.

La microcirugía está indicada en pacientes que no presentan mejora después de tres meses de aplicación de láser; en el caso del nervio alveolar inferior, la reparación quirúrgica debe realizarse antes de que ocurra la degeneración de la porción distal del mismo. Considerando que esta es lenta, la reparación quirúrgica es posible que se pueda realizar hasta seis meses después de ocurrida la lesión.⁽⁴²⁾

Cuando la alteración de la sensibilidad es transitoria y es debida principalmente a la reacción inflamatoria, está indicado el tratamiento con corticoesteroides y AINES.⁽⁴²⁾ Sin embargo, no existe ningún protocolo farmacológico suficiente para el tratamiento de complicaciones nerviosas y hasta el momento no ha sido determinada evidencias de que el complejo B, asociado o no a corticoesteroides, tenga eficacia en el tratamiento de las parestesias.⁽¹¹⁾

Prevención de las complicaciones postoperatorias

La eliminación de hueso desde región de la tuberosidad maxilar podría permitir el desarrollo de algún tipo de comunicación bucosinusal. En esta condición clínica, el cierre quirúrgico junto a la administración de antibióticos y descongestionantes es el tratamiento de elección.^(1,43)

En la prevención de hematomas es importante evitar el mantenimiento de espacio ente capas de tejido blando, realizando una adecuada sutura por planos; en este sentido, la eliminación de injertos bicorticales en sínfisis está contraindicada.⁽²¹⁾ La exposición de injertos es otra complicación, que puede ser solucionada con nueva sutura o con la eliminación del injerto cuando esté indicado. Después de la eliminación de injertos de sínfisis, la sutura debería comenzar por la línea media, disminuyendo las tensiones del colgajo, previniendo la dehiscencia de la herida.⁽³³⁾ Es utilizada sutura y compresión para impedir la ptosi labial e irregularidades en el surco mentolabial, aunque esta condición es aun controvertida.

Alteraciones neurosensoriales

Cada fibra de un nervio periférico se rodea por una lámina basal, fibras colágenas y capilares, formando un conjunto de tejido denominado endoneuro. El conjunto de fibras nerviosas se agrupan alrededor de una camada de tejido conjuntivo denominada perineuro, lo que ayuda a soportar el epineuro, que es la región más externa de un nervio, formado por tejido conectivo, vasos linfáticos y vasos sanguíneos, siendo responsable de soportar las tensiones y compresiones del medio; finalmente el mesoneuro es quien aporta la irrigación sanguínea; cualquier lesión en alguno de estos tejidos desencadena alteraciones nerviosas transitorias o permanentes.⁽³⁷⁾

Por ejemplo, con un hematoma y hemorragia de los vasos del epineuro llevan es necesario realizar compresión de fibras nerviosas causando neurotoxicidad localizada; la liberación de sangre y sus productos durante la formación del hematoma llevan a fibrosis y posterior compresión, disminuyendo la reparación natural del nervio.⁽³¹⁾

La parestesia, hiperestesia e hipoestesia ocurren con la desmineralización parcial del nervio durante el proceso de cicatrización, lo que impide la conducción de parte de los impulsos nerviosos. Durante la regeneración, nuevas vainas de mielina pueden formarse aumentando el diámetro del axón. En estas condiciones, las áreas lesionadas comienzan a estimular la generación de dolor, denominándose parestesia o disestesia.

Se mantienen algunas alteraciones por la aprehensión del nervio por tejido cicatricial.⁽³⁸⁾ Si se provoca alguna sensación por la estimulación mecánica en la región del nervio, es señal de buen pronóstico.⁽³⁹⁾ Se espera la recuperación para después de días o meses, con lo que es posible obtener mejoras limitadas del cuadro.

Objetivos

Estudiar la regeneración ósea en las distintas ramas de la odontología.

MÉTODO

Se utilizaron los buscadores LILACS, PUBMED, Google Scholar en idioma inglés y español, se utilizaron palabras clave: guided bone regeneration endodontic, pseudontist, implant.

Criterio de inclusión: casos clínicos review metaanálisis Criterio de exclusión: cartas de editor, casos de 1 solo paciente.

RESULTADOS

Se encontraron 2275 artículos de los últimos 5 años de regeneración ósea guiada.

91 artículos de regeneración ósea guiada y endodoncia 831 de regeneración ósea y periodoncia 675 de regeneración ósea e implantes.

De los 675, 170 son de hace 1 año se seleccionaron 52 cumplían con los criterios buscados.

DISCUSIÓN

Los primeros reportes científicos sobre Regeneración Ósea Guiada (GBR) aparecen en la literatura a finales de la década de los años 50,⁽¹⁰⁾ sin embargo, la GBR en implantología surge posteriormente a partir de investigaciones precedentes en el campo de la Periodoncia sobre Regeneración Tisular Guiada GTR.^(2,11,12,13,14)

La GBR se basa en la regeneración de tejido óseo, con el objeto de crear un lecho adecuado para el posicionamiento de los implantes. El tratamiento puede estar basado solamente en el uso de injertos de hueso autólogo o en combinación con membranas; la escogencia de una de estas dos alternativas de tratamiento va a depender de la morfología del defecto óseo.⁽¹⁵⁾

Vanden Bogaerde, 2000 refiere que un defecto óseo con paredes conservadas (defecto cerrado) puede tener lugar la regeneración ósea con el sólo uso de injertos de hueso autólogo, sin necesidad del uso de membranas. En estas condiciones tanto el injerto como el coágulo hemático deben encontrarse suficientemente protegidos, permaneciendo estables en el proceso de regeneración ósea. Sin embargo, en un estudio reciente quedó demostrado que un defecto óseo de esta naturaleza puede rellenarse espontáneamente, sin el uso de injertos óseos o membranas. Contrario a estos resultados, otros autores afirman que existen grandes posibilidades de invasión de componentes celulares (células epiteliales y conjuntivas) al defecto óseo, que interfieren con el proceso de regeneración.^(1,2,3,4,5,6,7,8,9)

En los defectos abiertos con ausencia de una o más paredes óseas, no es posible mantener un espacio que garantice la estabilidad del coágulo hemático y de eventuales injertos óseos, que vendrían fácilmente desplazados por los movimientos de los tejidos blandos.

Estos defectos requieren del uso de membranas en asociación con biomateriales de relleno, fijadas al hueso para minimizar los micro- movimientos.^(2,15,16)

El hueso autólogo representa el material de relleno más apropiado para ser utilizado como injerto óseo, a pesar de requerir de una intervención quirúrgica adicional para ser obtenido.⁽¹⁹⁾ Es el único material de injerto que posee actividad osteoconductiva, osteoinductiva y osteoproliferativa, por lo que representa el material de elección en cirugía reconstructiva de defectos óseos maxilares.^(19,21,22,23,24) Todos los biomateriales usados como sustituto de hueso están solamente dotados de actividad osteoconductiva.⁽³⁰⁾

El hueso Heterólogo, de origen bovino (Bio-Oss) puede ser adquirido comercialmente sin limitaciones de cantidad. A pesar de poseer solamente propiedades osteoconductivas, lo cual prolongaría el tiempo de regeneración ósea en comparación con el hueso autólogo, es muy utilizado en implantología debido a que con el mismo se evita una intervención quirúrgica adicional,^(19,28) al igual que el hueso homólogo congelado, deshidratado y liofilizado (DFDBA)⁽²⁷⁾ y los biomateriales aloplástico como la hidroxiapatita (HA) y el fosfato tricálcico (TCP).^(81,82)

En materia relacionada con biomateriales de relleno en GBR, afirmaciones hechas por Leghissa y col, 1999 contrastan con otros autores, al demostrar que el mejor material de relleno para la corrección de los defectos óseos, está representado por el coágulo hemático del paciente, siempre que el mismo pueda estabilizarse inmerso en un espacio protegido debajo de la membrana.⁽¹⁹⁾

La escogencia de un tipo de membrana reabsorbible o no- reabsorbible, ha sido de gran controversia en la literatura.

Resultados negativos con respecto al uso de membranas reabsorbibles en GBR han sido atribuidos a la degradación temprana de la misma, que acompañada de una reacción inflamatoria temprana conduce a la pérdida de estabilidad del proceso regenerativo.⁽²⁵⁾ Por el contrario, Sandber y col, 1993 afirman que la regeneración ósea con las membranas reabsorbibles ocurre en un tiempo menor en relación con las membranas no reabsorbibles, construidas en politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE), debido a la liberación de factores de crecimiento por parte de las células producto de la reacción inflamatoria.⁽⁸⁸⁾

Vanden Bogaerde, estableció que el principal inconveniente con el uso de membranas reabsorbibles está representado por la poca capacidad de mantener el espacio debajo de la misma, a causa de su escasa rigidez respecto a otros tipos de membranas no reabsorbibles.

Taguchi y col, recomiendan el uso de membranas colágenas, Bio-Gide, debido a sus propiedades osteoconductivas, por no ser necesaria una intervención quirúrgica adicional para su remoción y en caso de exposición prematura no son susceptibles a contaminación bacteriana. Es importante destacar que estas afirmaciones están basadas en un estudio realizado en defectos óseos, de tipo cerrado, provocados en animales de experimentación.⁽⁹¹⁾

Estudios realizados en defectos óseos abiertos, donde la ausencia de una o más paredes óseas imposibilita la estabilidad del coágulo hemático y de eventuales injertos óseos, recomiendan el uso de membranas no-reabsorbibles e-PTFE, debido a su capacidad de mantener el espacio donde se llevará a cabo el proceso de regeneración ósea, a pesar de ser necesaria una intervención quirúrgica adicional para su remoción y el riesgo de contaminación microbiana en caso de exposición prematura.⁽⁶³⁾

Investigaciones recientes recomiendan el uso de un tipo nuevo de membrana no reabsorbible constituidas por politetrafluoroetileno denso (d-PTFE), en lugar de membranas no reabsorbible e-PTFE, debido a que, su escasa porosidad de 0,2 micras no permite la invasión microbiana cuando son expuestas al medio bucal y, además, no requieren de una segunda intervención quirúrgica para su remoción, ya que son extraídas simplemente, retirándolas con una pinza.

CONCLUSIONES

La rama de la odontología que más utiliza regeneración ósea guiada es la implantología.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell R. Regeneration of the periodontium: An experimental study in dogs. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1974;11(Suppl):1-177.
2. Amado DPA, Diaz FAC, Pantoja R del PC, Sanchez LMB. Benefits of Artificial Intelligence and its Innovation in Organizations. *Multidisciplinar (Montevideo)* 2023;1:15-15. <https://doi.org/10.62486/agmu202315>.
3. Araneo J, Escudero FI, Arbizu MAM, Trivarelli CB, Dooren MCVD, Lichtensztein M, et al. Wellness and Integrative Health Education Campaign by undergraduate students in Music Therapy. *Community and Interculturality in Dialogue* 2023;3:117-117. <https://doi.org/10.56294/cid2023117>.
4. Arellano JF, Pineda EA, Luisa M, Zarco A, Aburto IA, Arellano DU. Academic stress in first year students in the career of Medical Surgeon of the Facultad de Estudios Superiores Zaragoza. UNAM, 2022. *Seminars in Medical Writing and Education* 2023;2:37-37. <https://doi.org/10.56294/mw202337>.
5. Argote DG. Thematic Specialization of Institutions with Academic Programs in the Field of Data Science. *Data and Metadata* 2023;2:24-24. <https://doi.org/10.56294/dm202324>.
6. Asencios-Trujillo L, Asencios-Trujillo L, Rosa-Longobardi CL. Quality of Life during the Covid-19 pandemic in University Teachers in a Province in Southern Lima. *Salud, Ciencia y Tecnología - Serie de Conferencias* 2023;2:448-448. <https://doi.org/10.56294/sctconf2023448>.
7. Aveiro-Róbaldo TR, Pérez-Del-Vallín V. Gamification for well-being: applications for health and fitness. *Gamification and Augmented Reality* 2023;1:16-16. <https://doi.org/10.56294/gr202316>.
8. Bauer TW, Muschler GF. Bone graft materials: an overview of the basic science. *Clin Orthop*. 2000;371:10-27.
9. Booiij A, Raghoobar GM, Jansma J, Kalk WWI, Vissink A. Morbidity of chin bone transplants used for reconstructing alveolar defects in cleft patients. *Cleft Palate Craniofac J*. 2005;42:533-8.
10. Breine U, Branemark PI. Reconstruction of alveolar jaw bone: An experimental and clinical study of immediate and preformed autologous bone grafts in combination with osseointegrated implants. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1980;14:23-48.
11. Cáceres YMM. Management of pain reduction in mechanically ventilated care subjects. *Interdisciplinary Rehabilitation / Rehabilitacion Interdisciplinaria* 2023;3:59-59. <https://doi.org/10.56294/ri202359>.
12. Cardozo GT. Community development promoted by policies: an analysis from the perspective of gentrification. *Gentrification* 2023;1:3-3. <https://doi.org/10.62486/gen20233>.
13. Chase S, Herndon C. The fate of autogenous and homogenous bone grafts: a historical review. *J Bone Joint Surg Am*. 1955;37:809-41.
14. Clavero J, Lundgren S. Ramus or chin grafts for maxillary sinus inlay and local onlay augmentation: Comparison of donor site morbidity and complications. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:154-60.
15. Cordaro L, Sarzi Amadè D, Cordaro M. Clinical results of alveolar ridge augmentation with mandibular block bone grafts in partially edentulous patients prior to implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:103-11.
16. Correa CEM, Rodríguez DRN, Cadena JMQ, Alvarado JEA, Baños LC de. Umbilical reconstruction without

flap after abdominoplasty. *Salud, Ciencia y Tecnología - Serie de Conferencias* 2023;2:445-445. <https://doi.org/10.56294/sctconf2023445>.

17. Dahlin C, Lindhe A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *J Plast Reconstr Surg*. 1988;81:672-6.

18. Díaz-Roncero E, Hernández-Amasifuen AD, Marín-Rodríguez WJ, Girón DA, Ausejo-Sánchez JL, Muñoz-Vilela AJ, et al. Design and implementation of a low-cost orbital shaker for laboratories. *Salud, Ciencia y Tecnología* 2023;3:397-397. <https://doi.org/10.56294/saludcyt2023397>.

19. Espinosa JCG, Sánchez LML, Pereira MAF. Benefits of Artificial Intelligence in human talent management. *Multidisciplinar (Montevideo)* 2023;1:14-14. <https://doi.org/10.62486/agmu202314>.

20. Euzébio AMZ. Protocolos clínicos odontológicos: Uso do laser de baixa intensidade. *Bons Negócios Ed.* 1ª ed. 2003. p. 5-20.

21. Fazili M, Von Overvest-Eerdmans GR, Vernooij AM, Visser WJ, Von Waas MA. Follow-up investigation of reconstruction of the alveolar process in the atrophic mandible. *Int J Oral Surg*. 1978;7:400-4.

22. Freitas RR, Ferreira da Silva AA, Borba M. A mandíbula como área doadora de enxertos em cirurgia buco-maxilo-facial. *Rev APCD*. 2000;54:221-5.

23. García DB, Baños LC de, Labrada NH, Santivañez JCA, García IG, García SG. Academic results during the epidemic period at the Faculty of Medical Sciences Miguel Enríquez. *Data and Metadata* 2023;2:27-27. <https://doi.org/10.56294/dm202327>.

24. García JCÁ. Between Light and Darkness: An Analysis of Altered States of Consciousness. *SCT Proceedings in Interdisciplinary Insights and Innovations* 2023;1:98-98. <https://doi.org/10.56294/piii202398>.

25. Goldman H, Cohen D. The infrabony pocket: classification and treatment. *J Periodontol*. 1958;29(4):272-91.

26. González WC. Evaluation of the scientific production of the Instituto de Investigaciones en Microbiología y Parasitología Médica (UBA-CONICET). *Data and Metadata* 2023;2:23-23. <https://doi.org/10.56294/dm202323>.

27. González WC. How much does a citation cost?: A case study based on CONICET's budget. *Data and Metadata* 2023;2:29-29. <https://doi.org/10.56294/dm202329>.

28. Hunt DR, Jovanovic SA. Autogenous bone harvesting: A chin graft technique for articulate and monocortical bone blocks. *Int J Periodont Rest Dent*. 1999;19:165-73.

29. Josh A. An investigation of post-operative morbidity following chin graft surgery. *Br Dent J*. 2004;196:215-8.

30. Kraut RA, Chahal O. Management of patients with trigeminal nerve injuries after mandibular implant placement. *J Am Dent Assoc*. 2002;133:1351-4.

31. Kuabara MR, Vasconcelos LW, Carvalho PSP. Técnicas cirúrgicas para obtenção de enxerto ósseo autógeno. *Rev Fac Odontol Lins/Unimep*. 2000;12:44-51.

32. Kusiak JF, Zins JE, Whitaker LA. The early revascularization of membranous bone. *Plast Reconstr Surg*. 1985;76:510.

33. Ladalardo TC, Brugnera Junior A, Bologna ED, Dias PV, Siqueira JTT, Campos RAC. Laserterapia no tratamento de déficit neurosensorial decorrente de procedimento cirúrgico em implantodontia. *Implant News*. 2004;1:155-8.

34. León MP. The impact of gentrification policies on urban development. *Gentrification* 2023;1:4-4. <https://doi.org/10.62486/gen20234>.

35. Lichtensztejn M, Benavides M, Galdona C, Canova-Barrios CJ. Knowledge of students of the Faculty of Health Sciences about Music Therapy. *Seminars in Medical Writing and Education* 2023;2:35-35. <https://doi.org/10.56294/mw202335>.
36. Lindhe A. *Periodontología clínica e implantología odontológica*. 4ª ed. Ed Médica Panamericana; 2007.
37. López F del RL, Ortiz VAS, Torres RGL. Utilization of the artificial intelligence for the evaluation and improvements in biosecurity protocols for the prevention of infections crossed in odontological attention for the COVID-19. *Salud, Ciencia y Tecnología - Serie de Conferencias* 2023;2:770-770. <https://doi.org/10.56294/sctconf2023770>.
38. Martínez YP, Ramírez ED, Collazo LM, Proenza IC, Sánchez AC, Romero LB. Occlusal changes in primary dentition after treatment of dental interferences. *Odontologia (Montevideo)* 2023;1:10-10. <https://doi.org/10.62486/agodonto202310>.
39. Mathias RMV, Bassanta AD, Ramalho SA, Saba-Chujfi E, Simone JL. Enxertos autógenos com sítios doadores na cavidade oral. *RGO*. 2003;51:249-56.
40. Mazzone R, Passeri LA, Moreira RWF, Scheidegger-Silva L. Avaliação da eficácia de enxertos de sínfise mandibular na reconstrução de defeitos ósseos na região anterior de maxila. *Rev Bras Implant*. 2000;1:19-22.
41. Medina WHC, Hernández SIH. Perceived satisfaction of users of pharmaceutical services in Yopal Casanare at COVID 19. *AG Salud* 2023;1:25-25. <https://doi.org/10.62486/agsalud202325>.
42. Millán YA, Silva RMM, Salazar RR. Epidemiology of oral cancer. *Odontologia (Montevideo)* 2023;1:17-17. <https://doi.org/10.62486/agodonto202317>.
43. Misch CE, Dietsch F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent*. 1993;2:158-67.
44. Misch CM, Misch CE, Resnik R, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: A preliminary procedure report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:360-6.
45. Misch CM. Comparison of intraoral donor sites for ridge augmentation prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:767-76.
46. Misch CM. Maxillary autogenous bone grafting. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2011;23(2):229-38.
47. Misch CM. The pharmacologic management of maxillary sinus elevation surgery. *J Oral Implant*. 1992;15:15-23.
48. Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. Santos Ed. Brasil; 2000. p. 451-67, 497-508.
49. Mitjans DYE, Hernandez DKD, Lorenzo-Orama DY, Colombe LMP. Educational Strategy on Sexually Transmitted Infections in Adolescents, San Juan y Martínez. *SCT Proceedings in Interdisciplinary Insights and Innovations* 2023;1:99-99. <https://doi.org/10.56294/piii202399>.
50. Molina WPC, Coque SMSL, Maldonado SAD, Herrera DAF. Analysis of bacteremia risks associated with dental procedures. *Salud, Ciencia y Tecnología - Serie de Conferencias* 2023;2:767-767. <https://doi.org/10.56294/sctconf2023767>.
51. Montano M de las NV, Martínez M de la CG, Lemus LP. Interdisciplinary Exploration of the Impact of Job Stress on Teachers' Lives. *Interdisciplinary Rehabilitation / Rehabilitacion Interdisciplinaria* 2023;3:57-57. <https://doi.org/10.56294/ri202357>.
52. Montano M de las NV. A comprehensive approach to the impact of job stress on women in the teaching profession. *Interdisciplinary Rehabilitation / Rehabilitacion Interdisciplinaria* 2023;3:56-56. <https://doi.org/10.56294/ri202356>.

53. Moraes IB. Critical Analysis of Health Indicators in Primary Health Care: A Brazilian Perspective. *AG Salud* 2023;1:28-28. <https://doi.org/10.62486/agsalud202328>.
54. Muñoz-Vilela AJ, Lioo-Jordan F de M, Baldeos-Ardian LA, Yovera SER, Neri-Ayala AC, Ramos-Oyola NP. Design of an eco-efficiency system for sustainable development in the university context. *Salud, Ciencia y Tecnología* 2023;3:393-393. <https://doi.org/10.56294/saludcyt2023393>.
55. Nkenke E, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Tröger M, Kloss FW, Neukam FW. Morbidity of harvesting chin grafts: A prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:495-502.
56. Olate S, Oliveira GR, Jaimes M. Cicatrización ósea en procedimientos de reconstrucción y colocación de implantes. *Int J Morphol*. 2007;25:649-57.
57. Ozaki W, Buchman G. Investigation of the influence of biomechanical force on the ultrastructure of human sagittal craniosynostosis. *Plast Reconstr Surg*. 1998;102:1385-94.
58. Ozaki W, Buchman SR. Volume maintenance of onlay bone grafts in the craniofacial skeleton: Microarchitecture versus embryologic origin. *Plast Reconstr Surg*. 1998;102:291-9.
59. Ozen T, Orhan D, Gorur I, Ozturk A. Efficacy of low-level laser therapy on neurosensory recovery after injury to the inferior alveolar nerve. *Head Face Med*. 2006;2:3.
60. Park HD, Min CK, Kwak HH, Youn KH, Choi SH, Kim HJ. Topography of the outer mandibular symphyseal region with reference to the autogenous bone graft. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33:781-5.
61. Pérez GAJ, Cruz JMH de la. Applications of Artificial Intelligence in Contemporary Sociology. *LatIA* 2023;1:12-12. <https://doi.org/10.62486/latia202412>.
62. Pietrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent*. 1967;17:21-7.
63. Prolo DJ, Rodrigo JJ. Contemporary bone graft physiology and surgery. *Clin Orthop*. 1985;200:322-42.
64. Quintana YAÁ. Work motivation as an essential component of productivity in companies in Colombia. *SCT Proceedings in Interdisciplinary Insights and Innovations* 2023;1:97-97. <https://doi.org/10.56294/piii202397>.
65. Rabie ABM, Dan Z, Samman N. Ultrastructural identification of cells involved in the healing of intramembranous and endochondral bones. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1996;25:383-8.
66. Raghoobar G, Batenburg R, Vissink A, Reintsema H. Augmentation of localized defects of the anterior maxillary ridge with autogenous bone before insertion of implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54:1180-5.
67. Raghoobar MG, Louwse C, Kalk WWI, Vissink A. Morbidity of Chin Bone Harvesting. *Clin Oral Impl Res* 2001;2:503-7.
68. Randazzo ME, Teragni E. Practice in simulators as a means of acquiring skills. *Gamification and Augmented Reality* 2023;1:9-9. <https://doi.org/10.56294/gr20239>.
69. Restrepo LC, Londoño KJR, Pérez LMZ, Gómez AYA. Mental health in times of covid-19: an analysis of Colombia before and during the pandemic. *AG Salud* 2023;1:11-11. <https://doi.org/10.62486/agsalud202311>.
70. Rigores AF, Romero LB, Romero DL. Sistémica view of periodontal diseases. *Odontologia (Montevideo)* 2023;1:14-14. <https://doi.org/10.62486/agodonto202314>.
71. Robinson PP, Loeschner AR, Yates JM, Smith KG. Current management of damage to the inferior alveolar and lingual nerves as a result of removal of third molars. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004;42:285-92.
72. Rocuzzo M, Ramieri G, Spada MC, Bianchi SD, Berrone S. Vertical alveolar ridge augmentation by means

of a titanium mesh and autogenous bone grafts. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:73-81.

73. Rodríguez-Martínez C, Alvarez-Solano J, Pérez-Galavís AD, Ron M. Distance education during the COVID-19 pandemic: experience at a public university. *Seminars in Medical Writing and Education* 2023;2:32-32. <https://doi.org/10.56294/mw202332>.

74. Ron M, Escalona E. The dynamic nature of scientific knowledge: an epistemological look at the research activity of human hand anthropometry. *Community and Interculturality in Dialogue* 2023;3:72-72. <https://doi.org/10.56294/cid202372>.

75. Saavedra MOR. Revaluation of Property, Plant and Equipment under the criteria of IAS 16: Property, Plant and Equipment. *Management (Montevideo)* 2023;1:11-11. <https://doi.org/10.62486/agma202311>.

76. Sauvigne T, Fusari JP, Monnier A, Breton P, Freidel M. Le prélèvement rétro-molaire, une alternative au prélèvement mentonnier en chirurgie osseuse préimplantaire: Étude quantitative et qualitative réalisée sur 52 pièces anatomiques. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 2002;103:264-8.

77. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Calif Dent Assoc.* 2006;34:75-80.

78. Schwartz-Arad D, Levin L. Intraoral autogenous block onlay bone grafting for extensive reconstruction of atrophic maxillary alveolar ridges. *J Periodontol.* 2005;76:636-41.

79. Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full-thickness onlay grafts. Part 1: Technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent.* 1983;4:437-53.

80. Silva LPA, Ramírez VEC. Legal implications of Law 2080 of 2021 on the guarantee of due process in sanctioning administrative law 2022 -2023. *Management (Montevideo)* 2023;1:18-18. <https://doi.org/10.62486/agma202318>.

81. Simion M, Dahlin C, Rocchietta I, Stavropoulos A, Sánchez R, Karring T. Vertical ridge augmentation with guided bone regeneration in association with dental implants: An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:86-94.

82. Sindet-Pedersen S, Enemark H. Mandibular bone grafts for reconstruction of alveolar clefts. *J Oral Maxillofac Surg.* 1988;46:533-7.

83. Smith JD, Abramson M. Membranous vs endochondral bone autografts. *Arch Otolaryngol.* 1974;99:203-5.

84. Smith MH, Lung KE. Nerve injuries after dental injection: A review of the literature. *J Calif Dent Assoc.* 2006;34:559-64.

85. Someillán GG. E-government and Environmental Governance: Case Study Cuba. *LatIA* 2023;1:24-24. <https://doi.org/10.62486/latia202324>.

86. Torres LPL. Photographic images of indigenous peoples in contemporary Chilean poetry. *Community and Interculturality in Dialogue* 2023;3:76-76. <https://doi.org/10.56294/cid202376>.

87. Valbuena CNA. Tools for AI-driven Development of Research Competencies. *LatIA* 2023;1:16-16. <https://doi.org/10.62486/latia202316>.

88. Weeraya T, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Marouka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103:253-9.

89. Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari T, Tanabe K, et al. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2006;47:133-41.

90. Zambrano LMV, Pallerols GMC, Quitero FL, Moreira MAB. A comprehensive approach to the multicultural

environment and well-being from the People, Ethnicity and Culture approach in the Ecuadorian context. *Salud, Ciencia y Tecnología* 2023;3:403-403. <https://doi.org/10.56294/saludcyt2023403>.

91. Zapata RE, Guerrero JAO, Narváez FJS, Andrade JMM. Leadership styles: a study in Latin America, the United States and Europe. *Salud, Ciencia y Tecnología* 2023;3:401-401. <https://doi.org/10.56294/saludcyt2023401>.

92. Zins JE, Whitaker LA. Membranous vs endochondral bone autografts: Implications for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 1983;72:778-85.

FINANCIACIÓN

Ninguna.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

CONTRIBUCIÓN DE AUTORÍA

Conceptualización: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Curación de datos: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Análisis formal: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Investigación: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Metodología: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Administración del proyecto: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Recursos: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Software: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Supervisión: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Validación: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Visualización: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Redacción - borrador original: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.

Redacción - revisión y edición: Chu shu ya, Alejandro Virgilito, María Isabel Brusca, María Laura Garzon, Atilio Vela Ferreira.