

Revisiones Bibliográficas:

**REGENERACION OSEA GUIADA (GBR). REVISIÓN DE LA LITERATURA**

*Recibido para arbitraje: 28/05/2007*

*Aceptado para publicación: 07/06/2007*

- **Dinatale\*, E. & Guercio\*\* , E.**

\* Odontólogo, Especialista en Cirugía Bucal. Maestría en Implantología. Prof. Asociado Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela

\*\*Odontólogo, Especialista en Ortodoncia, Maestría en Ortognatodoncia Clínica. Prof. Asistente Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela

**RESUMEN:**

La regeneración ósea guiada (Guided Bone Regeneration- GBR) actualmente es considerada una terapia de gran importancia en Implantología, para promover la regeneración de hueso en defectos óseos maxilares; la finalidad es crear un lecho adecuado para el posicionamiento de Implantes. La GBR se basa en el uso de membranas reabsorbibles y no reabsorbibles en combinación con biomateriales de relleno como hueso autólogo, homólogo, heterólogo o materiales aloplásticos con funciones de barrera mecánica, tendientes a excluir de la zona de reparación células epiteliales y conjuntivas, permitiendo la invasión de células osteoprogenitoras.

**Palabras Claves:** Regeneración ósea guiada, Membranas reabsorbibles, Membranas no Reabsorbibles, Injertos Óseos

**ABSTRACT:**

Guide Bone Regeneration has been used widely in implantology for enhancing bone healing to optimize implant placements in the maxillary. The GBR 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.

**Key Words:** Guide Bone Regeneration, Membranes resorbable and non resorbable, Bone defects

La Regeneración Ósea Guiada (GBR) se basa en la formación de nuevo hueso para el relleno de defectos óseos; comprende el uso de membranas con funciones de barrera aptas para evitar la infiltración, en la zona de reparación, de componentes celulares (células epiteliales y conjuntivas) distintos a células osteopromotoras (1,2,3,4,5,6,7,8,9). Los primeros reportes científicos sobre GBR aparecen en la literatura a finales de la década de los años 50, donde se demostró crecimiento de nuevo hueso en fémur, cresta iliaca y columna vertebral utilizando una barrera para impedir la invasión de tejidos blandos (10) .

La GBR en implantología surge a partir de investigaciones precedentes en el campo de la Periodoncia sobre Regeneración Tisular Guiada (GTR), basada en una técnica quirúrgica que evita la proliferación de células epiteliales no deseadas, mediante la interposición de una membrana semipermeable entre hueso, raíz dentaria y colgajo, de manera de dar tiempo a las células del tejido periodontal (hueso y ligamento) de multiplicarse y colonizar el defecto tisular (2,11,12,13,14).

El tratamiento regenerativo del hueso puede estar basado, solamente en la colocación de injertos de hueso autólogo o en combinación con membrana. La escogencia de una de estas dos alternativas va a depender de la morfología del defecto óseo (15).

Un defecto con paredes óseas conservadas (defecto cerrado) 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 (15) .

En un defecto con ausencia de una o más paredes óseas (defecto abierto), la regeneración puede ser obstaculizada debido a factores como falta de espacio causado por el colapso de tejidos superficiales, o la inestabilidad del coágulo debido a micro-movimientos durante la fase de cicatrización. En estos casos la membrana además de cumplir con la función de barrera mecánica, cumple con la función de mantenedor de espacio, creando a nivel del defecto óseo un ambiente cerrado delimitado por un lado por las paredes óseas residuales y del otro lado por la membrana que sirve de pared provisional durante el período de cicatrización. Este ambiente debe ser espacioso y protegido, de manera que el coágulo sea estable en las primeras fases de cicatrización y de esta forma no se interrumpa el proceso de regeneración ósea. (2,15,16 )

Mientras menor es el número de paredes óseas residuas, mayor será la necesidad de emplear biomateriales osteoinductivos. Los injertos de hueso autólogo representan la alternativa más adecuada para reparar defectos óseos complejos. (17,18)

Los biomateriales de relleno usados en GBR se clasifican en tres grupos: Hueso autólogo, homólogo, heterólogo y materiales aloplásticos. (19)

Cualquiera que sea el material usado debe responder a una serie de requisitos tales como:

- Biocompatible.
- Bajo costo.
- 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. (19)
- Suficientemente estable para permanecer in situ al menos 16 semanas, tiempo necesario para que el hueso regenerado ocupe el espacio. (20)

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, (19,21,22,23,24) con la desventaja de requerir de una segunda intervención quirúrgica para su obtención. (19)

Si recordamos los mecanismos fundamentales de la cicatrización del hueso injertado, comprenderemos mejor las ventajas del hueso autólogo 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. (25)

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. (25)

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.

El hueso congelado se usa raramente en implantología (26). El hueso congelado, desmineralizado y liofilizado (DFDBA) es muy usado en implantología, ya que posee propiedades osteoconductoras y osteoinductivas debido a la presencia de proteínas morfogenéticas (27).

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 (28,29,30).

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. (30)

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. (19,28)

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 (31,32) .

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 (18,24). La sustitución completa de este biomaterial requiere entre 6 y 12 meses. (33,34)

Leghissa y col. en 1999 (35) demostraron 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.

En la problemática de mantener el espacio por debajo de la membrana se han desarrollado soluciones como: el uso de mantenedores de espacio, los cuales pueden estar representados por fragmentos de hueso; membranas reforzadas con titanio y parrillas de titanio fijadas provisionalmente al hueso con tornillos. (16,36).

Para la obtención de resultados satisfactorios en GBR es necesario tener en consideración los siguientes aspectos: (37)

- Uso de Membranas apropiadas
- Procurar una buena estabilización de la membrana con una perfecta adaptación al hueso.
- Creación de un espacio por debajo de la membrana
- Obtener una buena cicatrización de los tejidos blandos
- Mantener la membrana, in situ, por el tiempo necesario para obtener la regeneración ósea.

Las membranas usadas como barrera en GBR son de tipo no - reabsorbibles y reabsorbibles. Dentro del grupo de las reabsorbibles podemos citar las membranas de politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE) y politetrafluoroetileno denso (d-PTFE) (38,39,40,41). Las membranas reabsorbibles pueden ser naturales o sintéticas (42).

#### **MEMBRANAS NO REABSORBIBLES**

Las membranas no reabsorbibles (e-PTFE) denominadas comercialmente Gore-Tex (W.L. gore, Flagstaff, Arizona, USA), han sido ampliamente usadas, a pesar, de requerir de una intervención quirúrgica adicional para su remoción. (43)

Entre la funciones más importantes que desempeñan estas membranas se mencionan: soporte y aislamiento de los tejidos blandos, creación de un espacio ocupado por el coágulo, exclusión de células no osteogénicas y acumulación de factores locales de crecimiento y de sustancias que favorecen la formación de hueso. (44)

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. En estudios realizados en animales de experimentación y humanos 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. (44,45)

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. (44)

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. (19,45)

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. (43)

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. (19,45,46)

Recientemente se han desarrollado membranas e-PTFE reforzadas con delgadas laminas de titanio, lo cual facilita su manipulación, optimiza la capacidad para mantener el espacio, sin reacciones negativas para los tejidos duros y blandos. (47)

Dupoirieux y col, en el 2001 (43) en un estudio comparativo de tres diferentes tipos de membranas, e-PTFE (Gore Tex), versus membranas reabsorbibles de tipo Poliglactin (vicril) y colágena, usadas para GBR en defectos óseos provocados en cráneo de ratas, observaron resultados satisfactorios únicamente con el uso de membranas no reabsorbibles e-PTFE.

Resultados similares fueron obtenidos por otros autores cuando compararon el uso de las membranas e-PTFE con otras membranas, para lograr GBR en defectos óseos abiertos. (48,49,50)

La literatura hace referencia a membranas no-reabsorbibles de politetrafluoroetileno denso d-PTFE (Cytoplast Regentex GBR-200 or TXT-200; Osteogenics Biomedical, Lubbock, Tx), como alternativa de uso de las membranas e-PTFE. (40,41)

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. (40)

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. (40,41,45)

Barber y col, 2007 (40) colocaron implantes inmediatos en sitios post-extractivos, posicionando membranas d-PTFE conjuntamente con injertos óseos alrededor de los mismos. Estas membranas fueron insertadas, descansando sus bordes por debajo de la mucosa, a cada lado del alvéolo implantado y concretando el cierre mediante sutura (Cytoplast PTFE) con puntos separados, quedando la misma expuesta al medio bucal. El protocolo de la presente investigación contempló el retiro de la membrana en un período de 4 a 6 semanas, después de haber colocado los implantes, dejando expuesta la capa de hueso neoformada que, en un período de 4 meses experimentó epitelialización por segunda intención, obteniendo resultados satisfactorios.

#### 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 (51). 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 (51,52)

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. (53)

Sandberg y col, 1993, (53) 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, 1994 (54) 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

**MEMBRANAS COLAGENAS (Bio Gide)**, compuestas por fibras colágenas porcinas del tipo I y III, con escasa capacidad inmunogénica y sin algún componente orgánico o químico. 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. (42)

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. (42,55)

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%. (56)

Yaguachi y col, 2005 (57) 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.

**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. 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. (56)

#### **MEMBRANAS REABSORBIBLES SINTÉTICAS.**

Las membranas reabsorbibles sintéticas fueron introducidas al final de la década de los años 80 (58). 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 glicolico mejoran las características mecánicas de estas membranas. (59)

**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 éste, utilizado durante mucho tiempo para la confección de sutura reabsorbible en neurocirugía. Las membranas poliglactin 910 resultan antigénicamente inertes y se reabsorben en un periodo de 30 a 90 días. (58)

**MEMBRANA EN ACIDO 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. (56)

**MEMBRANA GUIDOR:** son membranas originalmente diseñadas para GTR (60,61) y sucesivamente desarrolladas para GBR (51). 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 (52).

**MEMBRANA RESOLUT:** (WL Gore & Associates Inc., Flastaff, AZ, USA) 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 periodo 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. (15)

#### **DISCUSION**

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 (15) 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 (62) 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) (31,32)

En materia relacionada con biomateriales de relleno en GBR, afirmaciones hechas por Leghissa y col, 1999 (35) 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.

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 (54). Por el contrario, Sandber y col, 1993 (53) 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.

Vanden Bogaerde, 2000 (15) 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, 2005 (57) 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.

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 (40,41).

#### BIBLIOGRAFIA.

1. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm. Generation of new bone around titanium implants using a

- membrane technique: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1989; 4: 19-25. (2) dcamos 4/2000
2. Jovanovic S, Schenk RK, Orsini M. Supracrestal bone formation around dental implants: an experimental dog study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995; 10: 23-31. (15) dcamos 4/2000
  3. Shenk RK, Buser D, Hardwick WR. Healing pattern of bone regeneration in membrane-protected defects: a histologic study in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9: 13-29. (23) dcamos 4/2000
  4. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, and Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *J of Plastic and Reconstructive Surgery* 1988; 81: 672-676.
  5. Dahlin C, Andersson L, Lindhe A. Bone augmentation at fenestrated implants by osteopromotive membrane technique. A controlled clinical study. *Clin Oral Impl* 1991; 2: 159-165.
  6. Dahlin C, Lekholm U, Lindhe A. Membrane-induced bone augmentation at titanium implants. A report of ten fixtures followed from 1 to 3 years after loading. *Int J Periodont Rest Dent* 1991; 4: 273-81.
  7. Becker W, Becker BE, Handlesman M. Bone formation at dehiscenced dental implant sites treated with implant augmentation material: a pilot study in dogs. *Int J Periodont Rest Dent* 1990; 2: 93-102.
  8. Jovanovic S, Spiekermann H, Richter EJ. Bone regeneration around titanium dental implants in dehiscenced defect sites: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1992; 7: 233-45.
  9. Nyman S, Lang NP, Buser D. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1990; 5: 9-14.
  10. Murray G, Holden R, Roachlau W. Experimental and clinical study of new growth of bone in a cavity. *Am J Surg* 1957; 95: 385-387 (1) art
  11. Nyman S, Lindhe J, Karring T. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1982; 9: 290-302.
  12. Gottlow J, Nyman S, Karring T. New attachment formation as the result of controlled tissue regeneration. *J Clin Periodontol* 1984; 11: 494-503
  13. Gottlow J, Nyman S, Lindhe J. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. Case report. *J Clin Periodontol* 1986; 13: 604-16.
  14. Stahl SS, Froum S, Tarnox D. Human histologic responses to guided tissue regenerative techniques in intrabony lesions. Case reports of 9 sites. *J Clin Periodontol* 1990; 17: 191-8.
  15. Vanden Bogaerde L. Rigenerazione ossea guidata con membrane riassorbibili. *Dental Cadmos* 2000; 4: 37-55.
  16. Shenk RK, Buser D, Hardwick WR. Healing pattern of bone regeneration in membrane-protected defects: a histologic study in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9: 13-29.
  17. Buser D, Bragger U, Lang NP. Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Impl Res* 1990; 1: 22-32.
  18. Simion M, Baldoni M, Rossi P. A comparative study of the effectiveness of e-PTFE membranes with an without early exposure during the healing period. *Int J Period Rest Dent* 1994; 14: 167-80
  19. Leghissa GC, Boticelli A, Zaffe D. GBR in chirurgia impiantare immediata post-estrattiva. *Dent*.

- Cadmos 2000; 3: 37-45.
20. Salama R, Burwell RG, Dickson IR. Recombined grafts of bone and marrow. *J Bone Joint Surg* 1973; 55: 402-417.
  21. Atwood Da, Reduction of alveolar ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 266-279.
  22. Baker RD, Terry BC, Davis WH. Long term results of alveolar ridge augmentation. *J Oral Surg* 1979; 37: 486 - 489.
  23. Bird JS, Kullbom TI, Quast GL. Alveolar ridge augmentation with autogenous cancellous bone and marrow graft: preliminary report. *J Oral Surg* 1974; 32: 773-776.
  24. Davis WH, Martinoff JT. Long term follow augmentation with rib graft: *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42:606-609.
  25. Rizzolo A, Bennett J. Bone grafting and its essential role in implant dentistry. *Dent Clin North Am Vol 42, 1998; 1: 91-98.*
  26. Buck BE and Malinin TL. Human bone and tissue allografts. *Clin Orthop* 1994; 303: 8-17
  27. Bowers G, Felton F, Middleton C. Histologic comparison of regeneration in human intabony defects when osteogenin is combined with demineralized freeze-drie bone allograft and with purified bovine collagen. *J Periodontol* 1991; 62: 690-702
  28. Boyne PJ. Osseous reconstruction of the maxilla and the mandible. Chicago: Quintessence 1997; 13-20.
  29. Santoro F, Maiorana C, De Luca C et al. Chirurgia preprotésica maggiore: riabilitazione mascellare superiore. *Dental Cadmos Dossier* 1996; 5: 11-31.
  30. Santoro F, Maiorana C. Impiego dei biomateriali in chirurgia implantare. *Atti I° Congr. Inter. Soc Ital Ing Tessut; Milano 1997; 7.*
  31. De Groot K. Bioceramics consisting of calcium phosphate salts. *Biomaterials* 1980; 1: 47-50.
  32. Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop* 1981; 157: 259-278.
  33. Cranin N, Ronen E. Hydroxylapatite particulate versus cones as postextracion implants in humans. *J Biomed Mater Res* 1980; 22: 1165.
  34. Denissen HW, Kalk W & de Nieuport HM. Preparation-induced stability of bioactive apatite coatings. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 432-439.
  35. Leghissa GC, Zaffe D & Assenza B. Guided bone regeneration using titanium grids: report of 10 cases. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10: 62-8.
  36. Leghissa GC, Botticelli A & Zaffe D. Analisi comparativa di materiali diversi utilizzati in GBR associate all' implantologia. *I Dossier de Il Dentista Moderno* 1997; suppl febbraio: 4-16.
  37. Moses O, Pitaru S, Artzi, Z. Healing of dehiscence-type defects in implants placed together with dfferent barrier membranas: A comparative clinical study. *Clin Oral Implant Res* 2005. 16:210
  38. Becker W, Dahlin C, Becker BE. The use of e-PTFE barrier membranes for bone promotin around titanium implants placed into extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:31.

39. Zitzmann NU, Naef Scharer P. Resorbable versus non- resorbable membranes in combination with Bio Oss for guided bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 844.
40. Barber HD, Lignelli J, Smith BM and Bartee BK. Using a dense PTFE membrane without primary closure to achieve bone and tissue regeneration. *J Oral Maxillofac Surg* 2007, 65: 748-742
41. Bartee BK. The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects: Clinical reports. *implant Dent* 1995, 4: 21
42. Hutmacher D, Hurzeler MB and Schliephake H. A review of material properties of biodegradable and bioresorbable polymers and devices for GTR and GBR applications. *Int J Oral Max Impl* 1996; 11: 667-668
43. Dupoirieux D, Pouquier MC and Neves M. Comparative study of three different membranes for guided bone regeneration of rat cranial defects. *Oral Maxillofac Surg* 2001; 30: 58-62.
44. Salata LA, Hatton PV, Craig GT, and Brook IM. In vitro and in vivo evaluation of a PTFE and alkali-cellulose membranes for guided bone regeneration *Clin Oral Impl Res.* 2001, 12: 62-68
45. Bartee BK. Evaluation of new polytetrafluoroethylene-guided tissue regeneration membrane in healing extraction sites. *Compenium.* 1998. 19:1256.
46. Newcovsky CE, Artzi Z, Moses O. Healing of dehiscense type defects in delayed-immediate implant sites primary closed by a rotated palatal flap after tooth extraction. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000. 15: 550
47. Lekholm U, Becker W & Dahlin C. The rol of early versus late removal of GTAM membranes on bone formation at oral implants placed into immediate extraction sockets: An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 1993, 4: 121
48. Wiltfang J, Merten HA, Peters JH. Comparative study of guided bone regeneration using absorbable and permanent barrier membranes: a histologic report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 416-421
49. Bosch C, Melsen B, Vargervik K. Importance of the critical-size bone defect in testing bone-regenerating materials. *J Craniofacial Surg* 1998; 9: 310-316
50. Ito K, Nanba K, Murai and Murai S. Effects of bioabsorbable and non-resorbable barrier membranes on bone augmentation in rabbit calvaria. *J Periodontol* 1998; 69:1229-123.
51. Lundgren D, Sennerby L, Falk. The use of a new bioresorbable barrier for guided bone regeneration in connection with implant installation. Case report. *Clin Oral Imp Res* 1994; 5: 177-84.
52. Gottlow J, Laurell L, Lundgren D. Periodontal tissue response to a new bioresorbable guided tissue regeneration divece: a longitudinal study in monkeys. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14: 437-449
53. Sandenberg E, Dahlin C, Linde A. Bone regeneration by osteopromotion tecnique using bioabsorbable membranes. An experimental study in rats. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 1106-1114.
54. Gotfredsen K, Nimb L, Hjorting-Hansen E. Immediate placement using a biodegradable barrier, polyhydroxybutyrate-hydroxyvalerate reinforced with polyglactin 910. An experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 1994; 5: 3-91.
55. Aubin JE and Triffitt JT. Mesenchymal cells and osteoblast differentiation, *Principles Bone Biol* 1 (2002) 59-81.

56. Favero GA. Membrane riassorbibili in implantologia. In: Favero GA, Simion M, Piatelli A (eds). Rigenerazione guidata dei tessuti e osteointegrazione. Bologna: Martina, 1996; 101-104
57. Taguchi Y, Amizuka N, Nakadate M, Ohnishi H, Fujii N, Oda K, Nomura S and Maeda T. A histologica evaluation for guided bone regeneration induced by a collagenous membrane. J Biomaterials 2005; 26: 6158-6166.
58. Fleisher N, de Waal H, Bloom H. Regeneration of lost attachment in the dog using vicryl absorbable mesh (Polyglactin 910). Int J Perodont Rest Dent 1988; 8: 45-55.
59. Saller U, Holste J. Ethisorb - ein neues resorbierbares Implantat fur die chirugie. Ethicon OP Forum 1991; 148: 1-15
60. Gottlow J. Guided tissue regeneration using bioresorbable and non bioresorbable devices: initial healing and long-term results. J Periodontol 1993; 64: 1157-65.
61. Vanden Bogaerde L, Esposito M. Treatment of localized gingival recessions using a bioresorbable membrane: a case report. Int J Periodont Rest Dent 1997; 17:547-51.
62. Akimoto K, Becker W, Persson R et al. Evaluationof titanium implants placed into simulated extraction sockers: a study in dogs. Int J Oral Maxillofac Impl 1999; 14: 351-360.
63. Schliephake H, Dard M, Planck H, Hierlemann H, Jacob A, Guided bone regeneration around endosseous implants using a resorbable membrane vs a PTFE membrane. Clin Oral Implants Res 2000; 11: 230-241.