



ESPECIALIZAÇÃO EM PERIODONTIA

MARIA INÊS FOLETTO DOTTO

USO DE MEMBRANAS EM REGENERAÇÃO ÓSSEA GUIADA

São José dos Campos – SP
2012



ESPECIALIZAÇÃO EM PERIODONTIA

MARIA INÊS FOLETTO DOTTO

**USO DE MEMBRANAS EM REGENERAÇÃO
ÓSSEA GUIADA**

Monografia apresentada no Curso de Especialização em Periodontia da Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Paulista de Cirurgiões-dentistas para obtenção do título de especialista.

Orientadora - Profa. Dra. Glória de Guadalupe G.M. de Castro

São José dos Campos – SP
2012

Dedico este trabalho
aos meus filhos Ana Elisa, Carlos
Miguel e Juliano e ao meu marido
Roberto; amores da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a Deus pelo dom da minha existência.

Aos colegas do curso, Ana Paula, Ana Lucia, Cristina, Kecimilla, Jacqueline, Monica, Priscila, Sandra, Wagner pelas horas agradáveis de convivência e principalmente a querida colega Renata Nicolau que, com muita dedicação e carinho nos orientou brilhantemente na execução deste trabalho.

Aos professores Fabio Matuda e Gloria de Castro pelos ensinamentos a nós proporcionados.

Ao professor e amigo Fabio Matuda pela iniciativa e coragem de criar este primeiro curso de especialização aqui na APCD- SJC.

Aos funcionários, secretárias da APCD e a Rubia que carinhosamente nos auxiliaram nas aulas práticas.

Meu especial agradecimento ao Dr. Prof. Munir Salomão, criador da membrana *Bone Heal* pela ajuda na busca por artigos e palestras proferidas sobre ROG.

RESUMO

A preservação de tecido ósseo e o seu ganho tem sido uma busca constante nos dias atuais, principalmente em área estética, na recuperação da função com o uso dos implantes. Este estudo tem por objetivo demonstrar o uso de membranas como uma barreira para bloquear a migração de tecido conjuntivo e epitelial nas cavidades ósseas perdidas a fim de permitir a reprodução de osteoblastos e conseqüente regeneração óssea. As membranas foram as barreiras físicas encontradas para proteger o coágulo que permite que células do ligamento periodontal repovoem a superfície radicular e regenerem o aparato de inserção do dente. As membranas são classificadas em reabsorvíveis e não reabsorvíveis. Comercialmente encontramos muitos tipos, mas as mais utilizadas ultimamente são as membranas não reabsorvíveis de politetrafluoretileno expandido (e-PTFE) e as reabsorvíveis são as de colágeno. O principal propósito é bloquear a proliferação, em primeira instância, de tecidos não osteogênicos para a área cavitada ou por exodontias ou nas fenestrações ósseas pós procedimentos cirúrgicos.

Palavras- chave: Regeneração óssea guiada; membranas.

ABSTRACT

The preservation of bone tissue and its gain has been a constant search today, especially in the area of aesthetics, the recovery of function with the use of implants. This study aims to demonstrate the use of membranes as a barrier to block the migration of epithelial and connective tissue in bone cavities lost to allow playback of osteoblasts and subsequent bone regeneration. The membranes were encountered physical barriers to protect the clot allowing periodontal ligament cells to repopulate the root surface and regenerate the attachment apparatus of the tooth. The membranes are classified as non-resorbable and resorbable. Commercially find many types but the most commonly used these days are non-resorbable membranes of expanded polytetrafluoroethylene (e-PTFE) and are resorbable collagen. The main purpose is to block the proliferation in the first instance, not osteogenic tissue to the area or cavitated dental extractions or fenestrations in the bone after surgical procedures.

Key-words: Osseo regeneration; membranes.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	8
2	PROPOSIÇÃO	11
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	12
3.1	Enxertos Ósseos	12
3.2	Biologia óssea	14
3.2.1	Origem e Formação	14
3.2.2	Composição e Estrutura	17
3.2.3	Remodelagem Óssea	19
3.3	Enxerto Autógeno.....	22
3.4	Regeneração Óssea Guiada	26
3.5	Uso de Membranas	29
3.6	Membranas de Regeneração Óssea Guiada	32
3.6.1	Membranas Não Reabsorvíveis.....	32
3.6.2	Membranas Reabsorvíveis	34
4	DISCUSSÃO	37
5	CONCLUSÕES	47
6	REFERÊNCIAS	48

1 INTRODUÇÃO

A regeneração óssea guiada foi uma sequência da regeneração tecidual guiada que tem por objetivo a reconstrução de um novo osso como resgate do osso perdido. Os estudos e pesquisas se voltaram em encontrar materiais para recuperar este osso.

A perda óssea natural é progressiva na maioria da população, em torno de 0,1 a 0,2 mm/ano e após a perda de dentes a reabsorção natural que ocorre do osso alveolar é em torno de 60% do seu volume nos primeiros 2 e 3 anos.

Com a crescente procura em reabilitação dentária por meio de implantes osseointegrados a quantidade óssea é extremamente importante para esta recuperação. Com o intuito de solucionar este problema, várias pesquisas foram realizadas com diferentes materiais para enxertos a fim de recuperar o osso perdido e tornar possível sua reabilitação.

Um pré-requisito essencial para a longevidade da terapia de implantes orais é a quantidade de osso disponível em altura e espessura. Portanto a falta de volume ósseo resulta, muitas vezes, na exposição da superfície do implante comprometendo a estética e possivelmente causar irritações dos tecidos periimplantares prejudicando a função deste implante.

A regeneração óssea guiada foi uma sequência lógica e natural dos princípios criados para a regeneração tecidual guiada. Estes princípios foram utilizados em pesquisas onde se tentava a regeneração óssea para melhorar as condições para instalação de implantes, solução de problemas estéticos e aumento de rebordos alveolares (DAHLIN et al.,1989; BUSER et al., 1995).

Segundo MELCHER a característica de cicatrização após uma cirurgia periodontal é determinada pelo tipo de célula que povoa a superfície radicular. São quatro as origens destes tecidos: o epitelial, conjuntivo gengival, ósseo e do ligamento periodontal. O princípio da regeneração óssea guiada baseia-se na utilização de membranas biocompatíveis com a finalidade de impedir a migração dos tecidos conjuntivo e epitelial para a ferida; permitindo que células do ligamento periodontal repovoem a superfície radicular e regenerem o aparato de inserção do dente.

O processo regenerativo do tecido ósseo pode ainda ser conduzido além dos limites do osso, isto é, além de sua forma original, basta que se criem condições fisiológicas para tal (LUNDGREN et al., 1995; LIOUBAVINA et al., 1999).

No caso do tecido ósseo, esta exclusão é feita naturalmente pelo organismo com o periósteo, por meio de sua camada fibrosa, ou intencionalmente, com o uso de barreiras artificiais.

De acordo com Munir e Siqueira (2010), para um material de barreira funcionar ele precisa respeitar certos critérios essenciais: ser biocompatível, agir como uma barreira (para impedir que tipos de células indesejáveis entrem no espaço protegido), integrar com o tecido (evitando a encapsulação do material), criar e manter um espaço (não ser extremamente rígido provocando perfurações no tecido que o recobre ou flexível demais podendo desadaptar-se) e ser provido de configurações fáceis de ajustar e colocar.

Nos últimos 40 anos diferentes membranas foram desenvolvidas, com a finalidade de atuarem como barreiras físicas no tratamento de defeitos ósseos.

As membranas são classificadas em reabsorvíveis e não reabsorvíveis. Comercialmente encontramos muitos tipos, mas as mais utilizadas ultimamente são

as membranas não reabsorvíveis de politetrafluoretileno expandido (e-PTFE) e as reabsorvíveis são as de colágeno.

A grande vantagem das reabsorvíveis, é que elimina o estágio cirúrgico que seria necessário para sua remoção.

2 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe por meio de revisão de literatura avaliar o uso de membranas na cicatrização por primeira intenção na regeneração óssea guiada.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Enxertos Ósseos

Os enxertos ósseos datam seus estudos no século XIX, quando Ollier em 1867 estudou as propriedades osteogênicas do osso e do perióstio, estabelecendo finalmente que a osteogenicidade é maior nos casos de enxertos autógenos e menor nos enxertos alógenos. A utilização de enxertos ósseos em ortopedia, nos casos de substituição ósseas para fraturas foi descrita por MacEwen em 1881.

Em 1909 Axhausen estudou a osteogênese e o tão importante transporte nutricional ósseo, ponto chave para o sucesso da enxertia.

Baseado em seus trabalhos, formulou os princípios de que o perióstio possui uma grande importância na sobrevivência e osteogenicidade no enxerto autólogo.

TORREZAN (2003) acreditava que todo enxerto maciço transportado necrosava, mas que o perióstio poderia manter-se viável aumentando a osteogenicidade do enxerto.

Estudo com enxerto homólogo em cães, preservado em refrigeração, foi descrito por Bauer em 1910, citado por TORREZAN (2003), ele estabeleceu que o perióstio mantinha-se vital e o material em bloco enxertado sofria processo de necrose.

Desde a década de 40 há utilização do uso de enxertos ósseos de banco de tecidos segundo Incan, 1942 e Wilson, 1951. Por volta de 1951, a marinha norte americana, pela necessidade de tratar feridos de guerra, e pela impossibilidade de tratamentos com métodos convencionais, introduziu o uso do osso liofilizado e

radiação ionizante na ortopedia.

Mais recentemente, FRIENDLAENDER (1987) observando que a liofilização não preservava as propriedades de osteoindução, estudou a manutenção do periósteo preservado a frio, concluindo a viabilidade de propriedades osteogênicas.

Assim como LINDHE et al. (1999) demonstrou que o uso de osso congelado tinha raras complicações, pois as temperaturas de congelamento reduzem a antigenicidade do enxerto.

Também estudos de MIZUTANI et al. (1990) e SALAMON (1991) mostraram que o congelamento reduz a capacidade antigênica do osso ao mesmo tempo em que a propriedade de osteoindução é preservada.

O potencial indutivo do enxerto ósseo é quase completamente destruído pelo óxido de etileno (ETO) segundo MUNTING em 1998. Também estudos de Iriji em 1994 mostraram que tanto a radiação gama, quanto o ETO, reduzem o potencial osteoindutivo.

ASPENBERG et al. 1990 e CAMPBELL et al. 1994 observaram o poder destrutivo do ETO e raios gama sobre fibroblastos, matriz colágena e proteínas osteocondutivas.

Em 1999 LINDHE et al. descreveram uso de membranas como barreira física excluindo a invaginação de células de tecido mole para o interior do tecido enxertado, propiciando que o enxerto, neste caso de osso seco congelado, mantivesse espaço, protegendo o coágulo sanguíneo e estabilizando a ferida.

Oficialmente no Brasil, apenas em 1998, um projeto piloto teve início para implantação de um banco de ossos em nosso país. Em novembro de 2003 o Ministério da Saúde recebeu a proposta através da coordenadoria de transplantes. Em outubro de 2005, representantes do Ministério da Saúde e do Conselho Federal

de Odontologia iniciaram os estudos para regulamentação do transplante de tecido ósseo na odontologia brasileira, quando finalmente em dezembro de 2005 essa autorização foi aprovada (Banco de ossos da Universidade de Marília, São Paulo; 2007).

3.2 Biologia óssea

3.2.1 Origem e Formação

O tecido ósseo é um tecido mineralizado de natureza mesenquimal, que pode ser tanto de origem mesodérmica quanto ectomesenquimal.

O ectomesênquima é a interação do mesênquima craniofacial com as células advindas da crista neural. Os ossos da face, calota craniana e base anterior do crânio são de origem ectomesenquimal. O mesoderma origina ossos das regiões óticas e occipitais.

Independente da origem embrionária dos osteoblastos (mesodérmica ou ectomesenquimal) o processo de ossificação pode ocorrer através de dois processos; ossificação intramembranosa e ossificação endocondral (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Na ossificação intramembranosa, o tecido ósseo se desenvolve diretamente numa membrana de tecido conjuntivo frouxo. Há diferenciação das células mesenquimais em células osteoprogenitoras, ou células osteogênicas, que se diferenciam ainda em osteoblastos para finalmente secretarem a importante matriz óssea não mineralizada, osteóide, sendo que logo ela se mineraliza englobando osteoblastos que formarão osteócitos (WHITSON, 2001).

Na ossificação endocondrial há produção de uma matriz cartilaginosa hialina pela proliferação e diferenciação dos condroblastos. Enquanto esta matriz cartilaginosa é secretada, alguns condroblastos podem ficar presos, formando-se então os condrócitos. Entretanto estes condrócitos mantêm sua capacidade mitótica, que associada a secreção de matriz extracelular, promovem o crescimento cartilaginoso, dando forma então ao que será o futuro osso. Há então a redução da matriz extracelular próxima aos condrócitos hipertrofiados, formando finos tabiques, tornando-se então calcificada. Alguns destes condrócitos morrem por apoptose, necrose ou processo de paralisação celular. Portanto a calcificação da matriz cartilaginosa leva a sua degeneração, por não ser possível mais a capacidade de sua nutrição (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Estas cavidades que previamente eram ocupadas pelos condrócitos propiciam a invasão de vasos sanguíneos e migração de pré-osteoblastos e osteoblastos, que finalmente depositarão matriz óssea sobre estes tabiques de cartilagem calcificada, estes tabiques funcionam como ponto de apoio ao processo de ossificação. É importante lembrar que o tecido cartilaginoso não se transforma em tecido ósseo, ele é substituído (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

Os osteoblastos têm a função de formar a matriz orgânica do osso, participar do processo de mineralização das vesículas da matriz e produzir a fosfatase alcalina. Esta é uma enzima associada a membrana plasmática, que apesar de seu papel ainda não ser totalmente conhecido, nos osteoblastos ela pode estar envolvida no processo de mineralização (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Antes de iniciar o processo de mineralização os osteoblastos emitem prolongamentos citoplasmáticos que entram em contato com prolongamentos de outros osteoblastos formando as vesículas da matriz. As células osteoblásticas não

só produzem como secretam os componentes orgânicos para estes espaços intercelulares. Estes microcompartimentos são constituídos de proteoglicanos, proteínas não colágenas e glicoproteínas, como as substâncias amorfas osteocalcina e osteonectina. A matriz orgânica é composta fundamentalmente de componente fibroso, colágeno tipo I, além de pequena parte de moléculas não colágenas (LIMA; ELIAS; MEIRELLES, 2002).

Para iniciar o processo de mineralização as glicoproteínas, que constituem as vesículas da matriz, sofrem ação da fosfatase alcalina que hidrolisa íons fosfato a partir de radicais orgânicos, fornecendo assim estes íons para o interior das vesículas. Da mesma forma, grupos acídicos dos fosfolípes presentes na membrana, também aumentam a concentração de íons de cálcio. Provavelmente a supersaturação de íons cálcio e fosfato no interior das vesículas promovem a precipitação de fosfato de cálcio formando inclusões cristalinas. O excesso de deposição mineral no interior das vesículas promoverá o rompimento da membrana, espalhando a mineralização pela matriz, principalmente para as fibrilas colágenas. Todo este processo de deposição mineral ainda não é completamente esclarecido, entretanto sabe-se que as vesículas da matriz têm um importante papel na mineralização (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Alguns osteoblastos ficam aprisionados na matriz óssea ao final de sua mineralização são então denominados osteócitos, outros migram para superfície óssea na formação da matriz orgânica.

Os osteócitos possuem prolongamentos citoplasmáticos delgados que percorrem a matriz óssea numa rede de canalículos, promovendo assim junções comunicantes com outros osteócitos adjacentes e com os osteoblastos que ficaram na periferia da superfície óssea. E através desta rede de canalículos que há o

estabelecimento da difusão nutritiva e molecular que mantêm a homeostase óssea (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

3.2.2 *Composição e Estrutura*

O tecido ósseo é um tecido conjuntivo, composto de uma parte mineral e outra orgânica, sendo esta distribuição de 20% de matriz orgânica, 65% componente mineral e 15% de água. A matriz orgânica é composta por proteínas colágenas e não colágenas, sendo uma variação de 85% a 90% de colágeno tipo I, 5% de colágeno tipo II e 10% de moléculas não colágenas.

Os colágenos tipo III, X e IX também estão presentes em menor quantidade. As proteínas não colágenas presentes são proteoglicanas e glicoproteínas, leia-se osteonectina, osteopontina, fibronectina, trombospontina e osteoclastina. Temos ainda na composição da matriz orgânica presença de citocinas, fatores de crescimento e proteínas ósseas morfogenéticas (BMPs).

As BMPs ativam a expressão do gene *cbfa1* nas células osteoprogenitoras, promovendo a diferenciação dos osteoblastos e assim a neoformação óssea (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Dentre alguns destes componentes citados, além de desempenhar a função estrutural eles também estão relacionados com o processo da fase de deposição mineral, com diferentes funções: proliferação, diferenciação, adesão e mineralização (WHITSON, 2001).

A parte inorgânica ou matriz mineral é formada de uma hidroxiapatita carbonada na forma de cristalitos. Os cristais normalmente são depositados entre as moléculas de tropocolágeno e entre as fibrilas colágenas. Outros íons também estão

presentes na formação além do cálcio e fosfato: magnésio, potássio, carbonato, sódio, cloreto, flúor e outros (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Os ossos possuem funções de suporte, proteção e locomoção, e avaliando sua composição ainda podemos concluir que são também um reservatório importante de sais minerais, sendo controlado por fatores hormonais (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

O tecido ósseo ainda pode ser dividido macroscopicamente em osso compacto, sem cavidades visíveis e osso esponjoso, que possuem muitas cavidades intercomunicantes. Basicamente a forma estrutural é a mesma sendo em ambos os casos constituídos por sistemas lamelares, diferenciando-se apenas na quantidade e disposição destas lamelas.

O osso compacto é formado por lamelas concêntricas, e sua unidade metabólica básica é o ósteon, ou sistema de Harvers, com formato cilíndrico e orientação paralela ao longo eixo do osso. No centro de cada ósteon está o canal de Harvers que aloja o capilar sanguíneo. Os canais harversianos são intercomunicados pelos canais de Volkmann, que também contém vasos sanguíneos e juntos estes canais formam uma rica rede vascular ao longo da estrutura tecidual óssea (WHITSON, 2001).

O osso esponjoso possui lamelas paralelas entre si com escassos sistemas de lamelas concêntricas. As lamelas formam delgadas trabéculas que constituem compartimentos onde a medula óssea fica retida. Esta medula óssea é variável com a idade, no recém-nato ela é vermelha com grande quantidade de hemácias e é ativa a produção de células sanguíneas. No adulto, tecido adiposo vai se infiltrando, assim há diminuição da atividade hematogênica (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

As membranas que recobrem a superfície de todos os ossos têm como

componentes células osteogênicas e tecido conjuntivo, denominamos estas membranas endósteeo e periósteeo (MIZUNO et al., 2007).

O endósteeo separa fisicamente a superfície da medula óssea contida no seu interior, tanto em ossos compactos como esponjosos. O periósteeo consiste de duas camadas, a interna mais próxima da superfície óssea possui uma vasta camada de células precursoras de células ósseas e altamente vascularizada, já a camada externa é mais fibrosa (WHITSON, 2001).

O endósteeo e o periósteeo são constituídos da membrana conjuntiva que não sofreu ossificação. Histologicamente podemos diferenciar o tecido ósseo em primário e secundário ou, imaturo e maduro, respectivamente. Ambos possuem os mesmos componentes da matriz e células. No osso primário as fibras colágenas estão dispostas sem orientação, irregulares. No osso secundário há a formação lamelar (MIZUNO et al., 2007).

3.2.3 Remodelagem Óssea

A modelagem óssea é um fenômeno específico da superfície óssea, podendo ser um processo anabólico ocorrendo deposição óssea ou catabólico com reabsorção da superfície. É uma alteração em cadeia afetando tamanho e formato da estrutura óssea. É um mecanismo de crescimento, atrofia e reorientação, onde a ativação celular é independente da formação ou da reabsorção. No processo de remodelação, há uma reestruturação do tecido ósseo já existente. Ao contrário da modelagem a remodelação não proporciona alteração na arquitetura óssea, ela substitui porções discretas com osso lamelar novo. O ciclo de remodelação, que pode estar envolvido em qualquer alteração localizada nos ósteons (modificação,

hipertrofia, atrofia e reorientação) ocorre em humanos adultos num processo que dura dezessete semanas (ROBERTS; GARETTO, 2000; MARX, 2000).

A remodelação óssea ocorre em presença de estímulos locais, ocorrendo um traumatismo, e entendemos como traumatismo casos de fraturas, procedimentos cirúrgicos ou a fixação de implantes, inicia-se o processo de remodelagem. Quando no estímulo local ocorre uma interrupção temporária do suprimento sangüíneo, há desvitalização do tecido ósseo e em consequência a necrose tecidual, tais fenômenos resultam em ativação da remodelagem (SCHENK, 1996).

A formação óssea é muita rápida tanto no desenvolvimento embrionário quanto no período pré-adulto. Há destruição na superfície do endóstio e em alguns pontos, na superfície do perióstio. Para ocorrer o crescimento em comprimento e espessura, podemos dizer que há nesse período maior formação que reabsorção. A substituição de matriz óssea velha pela nova é chamada de renovação óssea. Esta renovação é mais lenta a medida que a maturidade é alcançada porém ela não cessa (WHITSON, 2001).

O tecido ósseo é altamente plástico, ele é capaz de remodelar sua estrutura interna em resposta às modificações nas forças em que ele é submetido. Esta remodelação é possibilitada pela atividade de osteoblastos e osteoclastos (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

Os osteoclastos são células multinucleadas, encontradas acopladas na superfície óssea, em concavidades rasas denominadas lacunas de "*Howship*".

As lacunas de "*Howship*" são criadas pela própria atividade celular (KATCHBURIAN; CERRI, 2000).

Os osteoclastos têm a função de reabsorver a matriz óssea e recebem ajuda neste processo de reabsorção dos macrófagos livres e citocinas emitidas pelos

osteoblastos vizinhos (WHITSON, 2001).

A modificação do tecido ósseo se inicia através de um acúmulo de osteoclastos na superfície do osso ou em canais harversianos, cujo arranjo denomina-se cunhas de corte, criando um acesso interno, um túnel chamado cone de desgaste (WHITSON, 2001), ou túnel de erosão (LIMA; ELIAS; MEIRELLES, 2002).

A reabsorção é caracterizada por lacunas de "*howship*" escavadas circularmente alojando um osteoclasto. O cone de desgaste desloca-se para a superfície do endóstio e ósteons secundários e terciários logo ficam mais próximos da superfície endosteal. Capilares sanguíneos vão se introduzindo no interior deste túnel formado pelos osteoclastos. Osteoblastos, diferenciados por células uninucleares, que migraram pela superfície de trás do cone de desgaste, secretam nova matriz óssea. Esta nova matriz é ligada à matriz já formada através de uma camada de várias fosfoproteínas que funcionam como um adesivo mineralizado. Formando então o cone de preenchimento.

Com a formação óssea temos osteoblastos que se transformam em osteócitos, o canal Harversiano abriga um vaso sanguíneo central e uma camada de osteoblastos inativos de revestimento (WHITSON, 2001).

Concluimos então, que o fenômeno de remodelação ocorre pela ação combinada e ordenada dos osteoblastos, produzindo a matriz óssea e os osteoclastos promovendo sua reabsorção (KATCHBURIAN; CERRI, 2002).

Para que a remodelagem óssea ocorra estímulos locais, tais como forças oclusais, e bons níveis de hormônio tireóide, calcitonina e vitamina D devem existir (NEVES, 2006).

3.3 Enxerto Autógeno

Apesar dos enxertos autógenos serem considerados como padrão ouro, em função do seu potencial osteogênico, é crescente o número de relatos de outros materiais osseocondutores, que permitem apenas o crescimento ósseo ao seu redor, quando utilizados como enxerto na região inferior do seio maxilar (CONZ et al., 2010).

MISCH (2006) classificou os enxertos em:

Aloplásticos, que são obtidos de material inanimado, como por exemplo a hidroxiapatita não-reabsorvível originada de coral e sulfato de cálcio. Nesses materiais, também classificados como osteocondutores, o crescimento ósseo se dá na presença de tecido ósseo ou de células ósseas diferenciadas. O crescimento ocorre ao redor do material enxertado, que serve de arcabouço para o crescimento ósseo (MISCH, 2006).

Os alógenos ou aloenxertos que são de origem de organismos diferentes dentro da mesma espécie, como por exemplo, o osso liofilizado mineralizado ou desmineralizado. O tecido ósseo é obtido de cadáveres e moído. O substrato orgânico remanescente contém a proteína óssea morfogenética (BMP) que atua nas células mesenquimáticas indiferenciadas, da região vizinha à área receptora do enxerto e induz diferenciação dessas células, em osteoblastos com posterior formação de tecido ósseo por osteoindução (SMILER, 1987).

Os xenógenos ou xenoenxertos, que são de origem de diferentes espécies, como por exemplo a matriz de osso bovino. O crescimento ósseo se dá dentro das cavidades, onde antes existia o material protético, tendo como arcabouço o tecido mineral intacto (CARDOSO; CAPELLA; DI SORA, 2002).

E os autógenos que são de origem do mesmo organismo.

O osso autógeno é o único material de enxerto, que forma o osso diretamente a partir das células de osso esponjoso transplantadas. Para que haja produção de osteóides pelo enxerto é essencial que o mesmo permaneça com vitalidade (MISCH, 2006).

Devia-se realizar uma avaliação abrangente do local do enxerto para planejar a cirurgia (GARBER, 1995).

Essa avaliação deve incluir questões estéticas, topografia do tecido mole e a saúde periodontal e endodôntica dos dentes adjacentes (MECALL, 1996).

Segundo MISCH (2006) o local receptor deveria estar completamente cicatrizado, antes da cirurgia, para o enxerto. Dessa forma, a remoção de corpos estranhos, cirurgias de tecidos moles ou as exodontias deveriam ser completados com, no mínimo 8 semanas antes do enxerto. Como condição indispensável para o sucesso do tratamento com enxerto ósseo, esta a execução de técnica cirúrgica refinada (JENSEN et al., 2004).

Segundo JENSEN et al. (2004) a manipulação cirúrgica adequada é um dos principais fatores, que contribuem para a reabsorção ou incorporação dos enxertos ósseos.

Segundo BLOCK et al. (1998), a obtenção do enxerto envolveria a osteotomia de fragmento de tecido ósseo de determinada região e a partir daí, o osso inicia um processo de sofrimento proporcional ao trauma cirúrgico, ao ambiente de armazenamento e ao tempo de permanência fora do organismo hospedeiro.

Medidas simples, que ajudam a controlar o aquecimento e minimizar o trauma cirúrgico, preservando as células precursoras ósseas são: a redução do tempo cirúrgico (máximo uma hora), o armazenamento correto do enxerto, osteotomia

delicada com irrigação abundante com soro fisiológico e utilização de brocas novas (BECKER et al., 1996).

Segundo BEZERRA e LENHARO (2002) na inclusão do enxerto no leito receptor é imprescindível a manutenção da viabilidade celular, com trauma cirúrgico mínimo e precisão táctica.

O enxerto autógeno tem como principal vantagem, a transferência de células osteoprogenitoras e osteoblastos viáveis, junto à matriz orgânica e inorgânica. É considerado o material ideal, em relação à ausência de rejeição e potencial osteogênico (TONG et al., 1998).

Para FUGAZZOTO (1995) o melhor tipo de enxerto é o autógeno, em cirurgias de elevação subantral. Esse tipo de enxerto contém as características, para promover um crescimento ósseo positivo, com pouca quantidade de reabsorção em relação aos outros tipos de enxerto.

Para ZIJDERVELD et al. (2005) nenhum biomaterial superou clínica e cientificamente, os resultados obtidos através de enxertos ósseos do paciente, que possibilitaram a inclusão de implantes osseointegrados, como opção de tratamento, através de próteses fixas, com resultado funcional e estético semelhante ao das próteses sobre dentes preparados proteticamente.

Segundo BEZERRA e LENHARO (2002) os enxertos ósseos, em sua excelência deve ser o biomaterial de eleição, para técnicas ósseas reconstrutivas, nas diversas indicações. Esses autores ressaltaram a importância de considerar o fato, de que áreas intrabucais são familiares à rotina do cirurgião-dentista e devem ser a primeira opção, deixando-se as regiões extrabucais unicamente para situações, em que a quantidade óssea necessária, suplanta sua capacidade de doação.

HALLMANN et al. (2004) afirmaram num estudo sobre cirurgias, em um ou dois estágios, que quando realizado, no mesmo ato cirúrgico a colocação do enxerto e do implante, o tempo cirúrgico é estendido, aumentando a exigência do processo de cicatrização e freqüentemente devendo-se usar componentes protéticos angulados. Relataram ainda a preferência pela técnica em dois estágios, assim como outros autores (McCARTHY et al., 2003).

O osso autógeno é descrito por ser o “padrão ouro” e ser considerado o material ideal para enxerto (WALLACE et al., 2003; HAAS et al., 2003; SCHLEGEL et al., 2003) devido a suas propriedades: osteogênicas, osteocondutivas e osteoindutivas, resultando em tecido neo-formado de qualidade (COSSO; MANDIA; LENHARO, 2000).

Isso está em perfeita concordância, com o que pensamos e por ser excelente material de associação com os biomateriais. Apesar de ser considerado ideal para obter o osso autógeno é necessário aumentar o tempo cirúrgico e a morbidade pós-operatória (WHEELER, 1997; MARZOLA et al., 2002).

Por essas razões os cirurgiões principalmente procuram materiais substitutos (ARMAND et al., 2002; SCHLEGEL et al., 2003).

COSSO, MANDIA e LENHARO (2000) concluíram, que esse biomaterial tem um alto poder osteocondutivo e poderia ser utilizado só ou em combinado com o osso autógeno.

Da mesma forma, outros pesquisadores concluíram que substitutos ósseos devem ser considerados como opção de tratamento e alternativa aos enxertos autógenos, para posterior fixação de implantes (MARZOLA et al., 2002; SCHLEGEL; et al., 2003; HALLMANN et al., 2004).

Os transportadores de substâncias bioativas, como as proteínas morfogenéticas e o plasma rico em plaquetas têm sido utilizados com resultados positivos, sendo considerados promissores no futuro, mas necessitam de estudos a longo prazo, para comprovar sua eficiência (NEVINS et al., 1998; PACIFICI et al., 2003).

3.4 Regeneração Óssea Guiada

Entende-se como regeneração a reposição de elementos perdidos ou dissipados no organismo por outros componentes iguais e organizados. O processo de regeneração ainda pode ocorrer como regeneração fisiológica e regeneração reparadora.

A regeneração fisiológica é aquela em que os tecidos orgânicos proporcionam uma reposição contínua de células ou elementos teciduais. O evento da regeneração reparadora ocorre quando tecidos orgânicos são lesados por processos patológicos (SCHENK; 1996).

Os estudos da cicatrização tecidual guiada datam da década de 1950.

CAMPBELL e BASSET em 1956 e HURLEY em 1959, estudaram o selamento físico de uma ferida para direcionar crescimento de tecido neural, tendão e nervo.

Em 1957 MURRAY et al. descreveram três condições básicas para neoformação óssea, citando a presença do coágulo sangüíneo, preservação osteoblástica e contato com tecido vitalizado. A preservação adequada do coágulo sangüíneo também foi descrita por MELCHER e DREYER, 1962.

Conclusões importantes foram tiradas de seus trabalhos, a membrana

protegeria o hematoma da invasão de estruturas não osteogênicas e direcionaria o tamanho do hematoma prevenindo sua deformação por pressão dos tecidos adjacentes.

Na década de 1990 estudos longitudinais, mais profundos, sedimentaram conhecimentos, aplicabilidade clínica e previsibilidade do tratamento de regeneração guiada. O princípio da técnica do uso de membranas é a criação de uma barreira mecânica, isolando o criando espaço para a organização do coágulo sanguíneo, dessa forma evita-se o colapso que o tecido mole pode ocasionar sobre o coágulo, haveria migração das células osteoprogenitoras para ferida cirúrgica e conseqüentemente formação óssea (MUNIR; SIQUEIRA, 2009).

A regeneração tecidual guiada (GTR), precursora da regeneração óssea guiada, tem como princípio biológico o intuito de regenerar tecidos periodontais perdidos, fruto da doença periodontal inflamatória.

A regeneração óssea guiada, terminologia proposta por NEVINS e MELLONIG, 1998, é uma técnica utilizada para reconstrução de defeitos do tecido ósseo, previamente ou simultaneamente à terapia de reabilitação com implantes osseointegrados (BEZERRA, 2002)

O tecido ósseo possui uma capacidade única de reparação, restaurando completamente a estrutura original ainda que possua certas limitações. Esta regeneração óssea local é ativada por qualquer lesão traumática que eventualmente interrompe o processo de vascularização local. Muitos são os fatores de crescimento e indutores da reparação óssea, alguns são produzidos por células ósseas, fator de crescimento tipo insulina (IGF), fator de crescimento de transformação (FGF), fator de crescimento derivado de plaquetas (PDGF) e outros são sintetizados por tecidos ósseos relacionados: interleucina-1 (IL-1), fator a de necrose tumoral (TNFa). Dos

fatores de indução de maior relevância são a osteogenina e proteína óssea morfogenética (BMP) (SCHENK,1996).

Dentre os fatores que podem alterar a elevada capacidade de regeneração do tecido ósseo estão a falha na vascularização, instabilidade mecânica, exposição do material enxertado e tecidos com alta atividade proliferativa que entrarão em competição com células da neoformação óssea (SCHENK, 1996).

MUNIR e SIQUEIRA (2010) descrevem que a reparação óssea e neoformação podem ser afetadas pela rápida formação de tecido conjuntivo frouxo alterando a osteogênese na área de reparo de um defeito.

Para auxiliar na adequada regeneração óssea as técnicas com barreiras mecânicas têm sido utilizadas. A regeneração óssea tem envolvimento tanto com a osteogênese quanto com a reabsorção óssea. Nesta última há a substituição do osso necrótico pelo neoformado com a remodelação de osso trabecular imaturo em osso lamelar. No osso lamelar as fibras colágenas são dispostas em lamelas paralelas entre si ou concêntricas em torno de um canal vascular, assim permitem a chegada de nutrientes para esta nova formação tecidual óssea. As membranas auxiliam impedindo a competição do crescimento de tecido conjuntivo frouxo com tecido ósseo (LIMA; ELIAS; MEIRELLES, 2002).

Sabendo-se que o tecido ósseo possui grande potencial reparador, acredita-se que nos casos onde, associados aos enxertos de osso fresco, autógeno ou alógeno, a regeneração óssea guiada ajudará a manter um ambiente adequado durante o processo cicatricial.

Três processos fundamentais estão intimamente envolvidos, uso das membranas, cicatrização óssea e tratamento reconstrutivo e sua eficácia está relacionada com os fenômenos mecânico, celular e molecular, prevenção da ação

da massa de fibroblastos e inibição por contato pela interação de células heterotrópicas, exclusão de fatores inibidores solúveis derivados das células, concentração local de fatores de crescimento (DAHLIN, 1996).

Nos casos em que o tratamento possui a finalidade de aumentar o rebordo alveolar para a futura instalação de implantes, pode haver uma necessidade primária de se aumentar o volume ósseo em dez vezes ou mais em relação a seu tamanho original ou residual. Nestes casos a terapia de enxertia em bloco é mais adequada que a simples regeneração óssea guiada, desta forma, utilizaremos o que chamamos de recobrimento de enxerto ósseo guiado (GBGA). A membrana recobrirá o enxerto ósseo auxiliando a preservar e manter o próprio enxerto e deixando sua camada basal mais íntegra promovendo a regeneração óssea guiada (JENSEN, 1996).

3.5 Uso de Membranas

Nos últimos 40 anos, têm-se demonstrado a possibilidade e a importância em selecionar-se, através de barreiras físicas, o tipo de células que povoando a ferida proporcionam sua melhor regeneração.

Historicamente em 1957, MURRAY, HOLDEN e ROACHLAU demonstravam o crescimento celular específico nos defeitos ósseos criados em fêmur de cães, utilizando um artifício plástico fenestrado. Esta barreira aloplástica impediu a invasão de tecidos moles e a conseqüente cicatrização fibrosa.

Os conceitos biológicos e a aplicação clínica desta técnica denominada regeneração tecidual guiada (RTG) ou repovoamento celular seletivo (RCS) foram desenvolvidos em 1982 por NYMAN et al.

Os autores provocaram a regeneração de tecido periodontal perdido através da aplicação de barreiras sintéticas não reabsorvíveis. Esse conceito quando aplicado ao tecido ósseo é conhecido como regeneração óssea guiada.

DAHLIN et al. (1989) e NYMAN et al. (1990) indicaram a técnica da regeneração óssea guiada como método que permite aumentar a estrutura óssea em volume e altura preparando-a para o posicionamento do implante ou para guiar uma neoformação óssea peri-implante após sua implantação.

Para que ocorra esta regeneração, segundo BUSER et al. (1993) e BUSER, DAHLIM e SCHENK (1994) uma membrana deve evitar ação do fibroblasto, evitar ação de células oriundas do periósteo, evitar fatores de solubilidade, permitir concentração de fatores de crescimento.

SMUKLER, BARBOZA e BURLISS (1995) destacaram a importância da utilização dos princípios da regeneração óssea guiada no aumento de rebordas alveolares. Os mesmos autores reafirmaram a necessidade de criação de um espaço para a regeneração tecidual, a proteção do coágulo sanguíneo formado e o uso de membranas como barreiras para excluir os tecidos não osteogênicos.

Nos últimos 40 anos diferentes tipos de membranas foram desenvolvidas, testadas e cientificamente confrontadas com o intuito de avaliar a efetividade destas como barreiras para a regeneração óssea.

A membrana funciona como uma barreira física que protege o coágulo sanguíneo de ser movido devido ao stress mecânico que age no retalho na fase mais inicial do reparo da ferida. Um micro movimento no retalho, nesta fase, é o bastante para modificar a diferenciação das células mesenquimais indiferenciadas de odontoblastos para fibroblastos que colonizam a área mais rapidamente quando comparados aos odontoblastos, impedindo assim, a formação óssea (MACEDO et

al., 2003).

HARDWICK et al. (1996) reforçaram a função da membrana como forma de criar um meio propício para melhorar a regeneração funcional. Tal se fará do potencial biológico natural que inclui fatores como a prevenção da inflamação conseqüente à presença bacteriana, a estabilidade mecânica do coágulo, a criação e manutenção do espaço por ele preenchido, além do isolamento dos tecidos indesejáveis do local de regeneração.

Na implantodontia, onde o sucesso do tratamento está diretamente relacionado à quantidade e qualidade óssea disponível, à obtenção e/ou manutenção do volume e altura ósseos, é que encontramos o maior número de pesquisas e conseqüente aplicação clínica da regeneração óssea guiada na Odontologia.

Em outros procedimentos reconstrutivos no complexo buco-maxilo-facial esta técnica vem alcançando indicação.

Segundo McGINNIS et al. (1998), o conceito de regeneração óssea guiada tornando-se mais definitivo poderá ser indicado no tratamento das comunicações buco-sinusais, buco-nasais e nos defeitos criados após remoção cirúrgica de tumores.

Para McGINNIS et al. (1998), uma membrana ideal deve ser: bioinerte, com rigidez suficiente para proteger o coágulo sangüíneo; biocompatível; econômica nos custos e não permitir exposições pós-cirúrgicas Segundo os mesmos autores, até o presente momento nenhum material avaliado satisfaz todas essas exigências.

Na literatura brasileira, diferentes termos têm sido utilizados quando do uso de membranas para regeneração. Além de regeneração tecidual guiada e regeneração óssea guiada, SPIEKERMANN (2000) introduziu os termos

regeneração tecidual dirigida e regeneração óssea dirigida.

As membranas indicadas para regeneração óssea guiada respondem diferentemente quanto ao fenômeno de sua reabsorção.

3.6 Membranas de Regeneração Óssea Guiada

Atualmente, há membranas produzidas de diferentes tipos de biomateriais, sendo classificadas como reabsorvíveis (colágeno, ácido polilático, ácido poliglicólico, poliuretana e matriz dérmica acelular) ou não reabsorvíveis (celulose, politetrafluoretileno expandido, teflon, látex, titânio e óxido de alumínio). Os biomateriais reabsorvíveis possuem a vantagem de não necessitar de um segundo tempo cirúrgico e apresentar menor índice de exposição ao meio bucal, sendo assim, a utilização dessas membranas tornou-se uma tendência (MARÃO et al., 2011).

As membranas de regeneração óssea guiada podem ser não reabsorvíveis e reabsorvíveis.

3.6.1 Membranas Não Reabsorvíveis

Entre as membranas não reabsorvíveis, a de politetrafluoretileno, por ser a mais antiga é a mais divulgada e utilizada.

HARDWICK et al. (1996), citaram a membrana de politetrafluoretileno expandido, ePTFE como a primeira membrana utilizada na regeneração dento-alveolar. Além da sua biocompatibilidade e capacidade de manter o espaço onde ocorrerá o repovoamento celular, esta membrana possui poros específicos em sua

estrutura que permitem a integração com os tecidos vizinhos, aumentando sua estabilidade, sem interferir na sua fácil remoção.

Ainda HARDWICK et al. (1996) comentaram que em grandes defeitos-ósseos, ou quando a arquitetura óssea não permite um adequado suporte para o posicionamento da membrana, têm sido utilizados artifícios que previnem o colapso das mesmas. Estes incluem enxertos ou modificações na própria estrutura da membrana.

Segundo ROMINGER e TRIPLEIT (1994), o politetrafluoretileno é utilizado desde 1972 e na sua evolução a membrana de ePTFE teve acrescentada em sua estrutura lâminas de polipropileno.

Estas modificações foram avaliadas em cães por SCHENK et al. (1994) na reconstrução de rebordas alveolares e por SIGURDSSON et al. (1994) em defeitos periodontais. Ambos os trabalhos concluíram que as membranas modificadas com propileno preservaram sua forma original. As membranas não modificadas, ao final do período experimental, estavam parcialmente colapsadas nos defeitos ósseos.

Posteriormente, objetivando sua utilização clínica, a membrana de ePTFE foi composta com lâminas de titânio. Esta membrana tornou-se estruturalmente mais complexa e foi comercializada como membrana de Gore-Tex reforçada.

Como desvantagens das membranas não reabsorvíveis, BLACK (1994) citou a necessidade de um segundo procedimento cirúrgico para a sua remoção, a ausência de incorporação ao tecido hospedeiro, a tendência à infecção pós-operatória e à recessão gengival quando aplicadas no tratamento periodontal.

Já HARDWICK et al. (1996), em contra partida, reconheceram como vantagens das membranas não reabsorvíveis sua fácil remoção, total controle do tempo de permanência da membrana na ferida cirúrgica e possibilidade de a

membrana ser totalmente removida frente a uma infecção.

SIMION et al. (1995), num estudo *in vitro*, concluíram que 4 semanas é o período necessário para que ocorra penetração bacteriana através da membrana de ePTFE exposta na cavidade bucal, atingindo o tecido ósseo em regeneração. Para estes mesmos autores, a exposição prematura da membrana na cavidade bucal e sua conseqüente colonização bacteriana geram infecção no tecido em regeneração, sendo a causa mais freqüente de falha ou regeneração incompleta.

ANTOUN et al. (2001) num estudo com análise clínica e histológica em 12 pacientes avaliaram a necessidade ou não do uso de membrana no aumento ósseo com enxerto em bloco. Utilizaram um grupo teste com membrana mais enxerto e um grupo controle somente com o enxerto em bloco, achando diferenças significativas de reabsorção entre os grupos, com um índice menor nos grupos em que se usou a barreira de membrana, tendo nestes um maior ganho de espessura. Usando uma membrana de e-PTFE obteve baixo grau de exposição sem complicações decorrentes devido ao uso de antibióticos relatando apenas como aspecto negativo o tempo cirúrgico para colocação e fixação da membrana.

Seguindo os experimentos na regeneração periodontal, SANZ et al. (1997) e LEKOVIC et al. (1998) citaram como desvantagens da membrana não reabsorvível a necessidade de uma segunda intervenção para sua remoção e sua precoce exposição gerando infecção.

3.6.2 Membranas Reabsorvíveis

A mais recente conquista nas membranas, a partir de 1988, é a qualidade de serem reabsorvidas, eliminando dessa forma um segundo estágio cirúrgico.

Entre as membranas reabsorvíveis podemos citar as de colágeno, de ácido polilático biodegradável, de malha de poliglactina, de cortical óssea humana e de cortical óssea bovina.

As membranas derivadas de colágeno são constituídas de puro colágeno suíno tipo I e tipo III, extraído de porcos com certificado veterinário de cautelosa purificação do animal (para prevenir respostas antigênicas do paciente), sendo realizada por radiação gama. Ela consiste de uma superfície porosa, que deve ser posicionada adjacente ao osso, para permitir a invasão de osteoblastos e uma superfície lisa que previne a invasão de tecido fibroso para o interior do defeito ósseo, devendo ficar adjacente ao retalho. A membrana é reabsorvida em 24 semanas, de acordo com estudos realizados em animais (SCHLEGEL et al., 1997).

HARDWICK et al. (1996) subdividiram as membranas reabsorvíveis em bioabsorvíveis, degradadas por simples hidrólise e, em biodegradáveis, onde há uma ação enzimática. Para estes autores, os produtos intermediários da degradação de polímeros geram uma resposta inflamatória incluindo fagocitose de pequenas partículas por macrófagos e células gigantes.

Ainda os autores comentaram que os produtos finais da degradação e seus efeitos são citados como os principais fatores a influenciar a segurança e efetividade das membranas reabsorvíveis. Entretanto para os autores, os produtos e efeitos intermediários são negligenciados.

ARAÚJO, BERGLUNOH e LINDHE (1998) classificaram as membranas reabsorvíveis em sintéticas e não sintéticas. As sintéticas são formadas por poliésteres poliláticos, poligláticos ou pela combinação destes. As membranas não sintéticas resultam de materiais naturais como o colágeno.

Para HÜRZELER et al. (1998) o uso de membranas reabsorvíveis impede a

exposição do osso imaturo presente na área de regeneração.

Segundo LEKOVIC et al. (1998) as membranas reabsorvíveis são efetivas na regeneração tecidual guiada em dentes e na regeneração óssea guiada em implantes.

Entretanto a duração da integridade da membrana reabsorvível foi apontada por ITO, NANBA e MURAI (1998) como o maior problema no seu uso, especialmente quando a regeneração óssea é desejada além dos limites da superfície óssea original.

Para LEKOVIC et al. (1998) a membrana reabsorvível deve permanecer posicionada ou manter sua integridade por 4 a 6 semanas, para que os melhores resultados regenerativos sejam obtidos.

Outro fator negativo encontrado no uso das membranas de colágeno bovino é que ela não apresenta propriedade mantenedora de espaço, devendo ser associada ao uso de enxertos quando a morfologia do defeito não propiciar que ela se mantenha firme por si só (NOTICE et al., 2001; TAGA, 2004).

E, mesmo com o uso de enxertos, sempre é reportado certo grau de reabsorção (ARX; BUSER, 2006) ao contrário de quando é usada a barreira de e-PTFE em que os relatos são de aumento de volume do enxerto sem, entretanto, haver diferenças de qualidade óssea e área de contato osso-implante.

4 DISCUSSÃO

Um defeito ósseo periodontal que não pode ser reparado/regenerado pelo próprio organismo necessita de manobras clínicas capazes de devolver a ele a anatomia e as funções perdidas. Várias técnicas regenerativas têm esse objetivo; elas correspondem a formas de tratamento que visam reproduzir ou reconstituir a parte perdida ou injuriada dos tecidos periodontais pela doença periodontal, de tal maneira que a função dessas estruturas seja restabelecida (AZEVEDO NETO et al., 2009).

Entre as técnicas regenerativas está a regeneração óssea guiada que é utilizada para otimizar o aumento ósseo, em volume e altura, em áreas com defeitos localizados no processo alveolar.

As membranas devem possuir alguns requisitos indispensáveis para agir como barreira física passiva: biocompatibilidade, propriedades oclusivas, capacidade de criação de espaço, integração tecidual e clinicamente manuseável (HARDWICK et al., 1996).

Além disso, as membranas devem promover regeneração óssea de forma previsível, sem a presença de efeitos colaterais. Estas barreiras também devem ser de fácil manipulação, custo acessível e de sucesso previsível (TRIPLETT et al., 2001).

A necessidade do uso de membranas em procedimentos de regeneração óssea guiada foi comprovada nos trabalhos de LEKOVIC et al. (1998) e ANTOUN et al. (2001).

A membrana deve se manter estável (MACEDO et al., 2003) para não

interferir na osseointegração e recoberta para que não se transforme em um foco de infecção.

Inicialmente, foram utilizadas somente barreiras de politetrafluoretileno expandido (e-PTFE), que atendem perfeitamente às especificações necessárias à regeneração óssea guiada; porém, esta membrana apresenta custo elevado, necessidade de uma segunda cirurgia para a sua remoção e um alto grau de exposição (OH et al., 2003).

Entretanto, alguns autores defendem o uso das membranas de e-PTFE, como FUGAZZOTTO (2003), afirmando que são as mais indicadas para os procedimentos de regeneração óssea guiada e que a exposição pode ser evitada com um bom fechamento primário passivo.

Para substituímos um material em um procedimento que já é corriqueiro na técnica odontológica, deve-se encontrar vantagens no novo material em relação ao anterior e comprovarmos a sua eficiência.

Como pode se ver, existe controvérsia quanto à questão da barreira de e-PTFE apresentar alto índice de exposição, pois em trabalhos como os de LEKOVIC et al. (1998) e FUGAZZOTTO (2003) isto não ocorreu.

Ou ainda, esta exposição estar necessariamente associada à infecção, não tendo sido comprovada esta afirmação nas pesquisas de vários autores como ZITMANN et al. (1997) ANTOUN et al. (2001), FRIEDMANN et al. (2001), NOTICE et al. (2001) e FUGAZZOTTO (2003).

O que não se discute é o custo elevado da membrana de e-PTFE e alguma dificuldade técnica na sua colocação e remoção, aumentando o tempo cirúrgico (ANTOUN et al., 2001) e a morbidade para o paciente, o que por si só já justificaria a sua substituição.

Para se evitar um segundo tempo cirúrgico, começou-se a pesquisar materiais reabsorvíveis.

Dentre estes, o colágeno apresenta características próprias como maleabilidade, função hemostática, semipermeabilidade, quimiotaxia por fibroblastos (POSTLETHWAITE, 1978; TAGA, 2004), rigidez, solidez, estabilidade que o habilita como um bom material para regeneração óssea guiada, tendo a sua eficiência comprovada como barreira em vários estudos clínicos (ZITMANN et al., 1997; BRUNEL et al., 2001; HÄMMERLE et al., 2007; HASSON et al., 2007; CAFIERO et al., 2008) e laboratoriais (ZHAO et al., 2000) sendo superior a membranas reabsorvíveis de celulose.

Para TRIPLETT et al. (2001) com a introdução das membranas absorvíveis, o uso das membranas não-absorvíveis tem diminuído. Mesmo assim, as membranas de e-PTFE continuam sendo o padrão de referência em procedimentos de regeneração óssea guiada.

Em relação à escolha do tipo de membrana, a literatura relata que, sob o ponto de vista histológico e clínico, resultados semelhantes podem ser alcançados, quando membranas não-absorvíveis de politetrafluoretileno expandido (PTFE-e) ou absorvíveis são utilizadas (MURPHY et al., 2003; NOVAES et al., 2005).

As membranas de PTFE-e são consideradas “padrão ouro” “*gold standard*” na regeneração óssea guiada, devido ao grande número de estudos consagrando a eficácia da sua utilização (MURPHY et al., 2003).

Entretanto, o emprego delas está relacionado a algumas desvantagens, tais como a necessidade de realização de um segundo procedimento cirúrgico para removê-las, o que causa desconforto ao paciente, aumenta o custo do tratamento e gera um risco de perturbar os tecidos neoformados sob a membrana.

Além disso, elas têm uma alta freqüência de exposição na cavidade bucal, o que pode levar à contaminação bacteriana (NOVAES et al., 2005).

As membranas absorvíveis apresentam a vantagem de eliminar a fase cirúrgica de remoção e podem ser constituídas de colágeno ou por dois diferentes tipos de poliésteres, isto é, por ácido poliláctico ou poliglicólico ou ainda pela combinação de ambos. O processo de absorção delas está associado à presença de uma reação inflamatória localizada e moderada que não deve comprometer os resultados clínicos e histológicos.

Por esse motivo, as membranas de colágeno não apresentam boa previsibilidade para uso em regeneração periodontal.

Além disso, alguns estudos têm relatado que as membranas absorvíveis têm um menor risco de exposição na cavidade bucal. Entretanto, quando porções tornam-se expostas no período pós-operatório, estas degradam-se precocemente, o que compromete a função de barreira (NOVAES et al., 2005).

Devido à controvérsia de diversos autores. Alguns estudos têm comparado os efeitos na regeneração óssea guiada entre diferentes membranas reabsorvíveis, e não reabsorvíveis.

YUKNA (1992) comparou clinicamente o uso de membranas de politetrafluoretileno expandido (ePTFE) e barreiras alógenas de dura-máter seca congelada (FDDMAI) nos defeitos de furca classe II de molares inferiores. Dois pacientes, cada um com 2 pares de furca classe II receberam, aleatoriamente, em cada defeito, membrana ePTFE ou FDDMA. Após um ano, os resultados deste estudo sugeriram que tanto ePTFE quanto o FDDMA produziram resultados clínicos favoráveis, sem diferenças estatísticas e clínicas significantes entre eles. O FDDMA apenas mostrou-se mais favorável quando avaliados comparativamente os

resultados de preenchimento da lesão, à sondagem, no seu sentido horizontal.

BLUMENTHAL et al. (1993), comparando membranas não reabsorvíveis (ePTFE) e reabsorvíveis de colágeno", selecionou uma amostra de 12 pacientes com pelo menos dois defeitos de furca classe 11 em molares inferiores. Após 12 meses, ambos materiais promoveram um bom ganho de inserção clínica. As membranas de colágeno foram estatisticamente superiores as de ePTFE em ganho horizontal de inserção. Entretanto, quando comparadas clinicamente em relação aos ganhos de inserção vertical obtidos por cada uma delas, não houve diferença significativa entre as duas membranas. Foi observada também uma menor inflamação nos sítios tratados com as membranas de colágeno.

HUGOSON et al. (1995) compararam 2 tipos de membranas: uma reabsorvível, que foi o grupo experimental, e outra não reabsorvível (ePTFE), que serviu como grupo controle. Este estudo multi-centro randomizado incluiu 38 pacientes, entre 34 a 63 anos de idade, com defeitos de furca classe 11 dos dois lados da arcada. Os 2 defeitos de cada paciente foram randomizados para enquadrar-se no grupo teste ou no grupo controle. Como critérios para seleção dos pacientes foram exigidos: controle de higiene oral prévio, furcas sem caries radiculares e ausência de envolvimento endodôntico nos dentes estudados. Após 12 meses, os sítios foram reavaliados. Complicações pós-cirúrgicas como inchaço e dor foram mais frequentes no grupo controle do que no grupo teste ($p < 0.05$). Ambos os grupos mostraram semelhante ganho de inserção horizontal, tendo as membranas reabsorvíveis um melhor resultado individual quanto ao preenchimento horizontal da furca (ganho médio de 2.2mm no grupo teste e 1.4mm no grupo controle).

ZITMANN et al. (1997) compararam o desempenho de membranas reabsorvíveis e não-reabsorvíveis em 25 pacientes designados para implante

apresentando dois sítios com defeitos ósseos. Em todos os pacientes foram utilizados os dois tipos de membranas (Gore-Tex® – e-PTFE não-reabsorvível e Bio-Gide® – colágeno bovino reabsorvível), com uma distância mínima entre elas de 14 mm, associadas a enxerto ósseo (Bio-Oss®) e realizados exames de sangue pré-operatório a seis semanas, três meses e 12 meses do pós-operatório para a verificação de anticorpos para proteínas de colágeno, além de medições e descrições dos defeitos. Todos os tratamentos obtiveram melhora, com um mínimo de 1 mm de regeneração óssea, sendo que o aumento ósseo foi significativo nos dois tipos de membranas (92% de redução do defeito para a Bio-Gide® e 78% para a Gore-Tex®), sem diferenças significativas entre elas e não importando se o defeito era na maxila ou mandíbula. Foram semelhantes também nos diversos tipos de defeitos ósseos (defeitos de três, duas ou uma parede óssea). Os implantes foram instalados em sítios em que o período entre a extração e a realização do implante foi entre seis semanas e seis meses e outros em que as extrações haviam ocorrido a mais de seis meses. Houve menor formação óssea nos implantes imediatos, provavelmente devido à maior dimensão do implante, a reabsorção residual do rebordo e ao maior espaço entre o osso e o implante. Sendo mais comum, também, a deiscência de sutura nestes casos. A exposição da membrana nem sempre foi acompanhada de infecção, mesmo nas membranas de e-PTFE, sendo que dois defeitos aumentaram a área e um dos 84 implantes falhou (todos recobertos com Gore-Tex®). No estudo, não foi encontrado, em nenhum tempo, anticorpos para o colágeno.

DOS ANJOS et al. (1998) avaliaram os resultados clínicos em dois tipos de barreiras, uma não reabsorvível e outra reabsorvível (ePTFE e celulose respectivamente) em 15 pacientes com lesão de furca classe II em molares

inferiores. As membranas foram suturadas seguindo o protocolo para cada membrana: a membrana de celulose foi colocada 1 mm acima da margem gengival e a membrana ePTFE 1 mm abaixo. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos quanto a redução da profundidade de sondagem, ganho de inserção clínica horizontal e vertical. Também não foi detectada diferença nos parâmetros clínicos em função da posição em que foram suturadas as membranas. Individualmente, os resultados indicaram que pareceu haver melhor performance das membranas suturadas supragengivalmente para os parâmetros de nível de inserção e preenchimento ósseo no sentido vertical. Melhor performance das suturadas subgengivalmente foi observada em relação à quantidade de gengiva inserida ao final do período e o preenchimento ósseo do defeito no seu sentido horizontal, avaliado na reentrada cirúrgica.

BECKER et al. (2009) comparou a membrana de colágeno com um novo tipo de membrana, idêntica a de colágeno a não ser pelo fato de ter tido seus ligamentos cruzados durante o seu processo de produção. Foram recrutados 54 pacientes em clínicas universitárias Germânicas com deiscência típicas de implantes de titânio, preenchidos estes sítios com mineral de osso natural e randomicamente distribuído em dois grupos. Estes sítios foram deixados para cicatrização por quatro meses e no final deste período não se observou regeneração inferior de um grupo em relação a outro. Embora no caso de exposição prematura da membrana com ligamentos cruzados ocorreu comprometimento da cicatrização dos tecidos moles e possibilidade de causar infecção.

Os resultados encontrados na literatura consultada demonstram inúmeras vantagens na utilização da regeneração periodontal guiada para recobrimento radicular, com membrana de colágeno (PAOLANTONIO, 2002).

Atualmente as membranas reabsorvíveis representam o material de escolha para procedimentos de regeneração óssea guiada. Entretanto a criação e manutenção do espaço de regeneração são essenciais para que resultados favoráveis sejam obtidos, com estas membranas. Isto é particularmente importante quando a membrana não é adequadamente suportada por paredes ósseas e quando ela é posicionada acima da superfície óssea onde ocorrerá a regeneração. Nesta situação, as conseqüências do colapso da membrana incluem o comprometimento da regeneração óssea.

Assim, diversos trabalhos salientaram a importância de prevenir o colapso das membranas reabsorvíveis e diferentes métodos têm sido propostos para esse fim.

Tais métodos incluem desde modificações estruturais reforçando as membranas (ZELLIN, GRITLI-LINDE e UNDE, 1995; SCHMID et al., 1997), como a utilização de enxertos ósseos alógenos e enxertos ósseos xenógenos.

Ambas as membranas apresentaram algum grau de colapso, identificado pela presença destas no espaço de indução óssea.

ZELLIN, GRITLI-LINDE e LINDE (1995) salientam a necessidade de prevenir o colapso das membranas utilizadas.

Outro aspecto a ser discutido é o tempo de a membrana manter sua integridade. A reabsorção precoce da membrana favorece a invasão do espaço de indução óssea por tecidos não osteogênicos, comprometendo dessa forma a regeneração óssea guiada.

Segundo TAGA (2004), o tempo de manutenção de uma membrana no local do reparo seria de 4 a 6 semanas antes de ser retirada ou reabsorvida para que não interferisse negativamente nos processos moleculares e celulares envolvidos na

regeneração e as diferenças na velocidade de degradação em alguns estudos utilizando membranas reabsorvíveis são devidas aos métodos e meios utilizados (exemplo, espessura da matriz de colágeno).

Há relatos de que outro fator que altera a duração das membranas é a exposição desta que levaria a sua colonização por bactérias, sendo que algumas delas seriam capazes de produzir colagenase, resultando na degradação antecipada da membrana. Em seu estudo, fragmentos de membrana, principalmente da porção interna, foram observados mesmo depois de 9 meses.

Membranas com certa integridade estrutural foram detectadas em vários animais aos 3 meses. Depois de decorrido um mês de tratamento, a maioria dos animais exibia o defeito quase que totalmente preenchido por osso primário entrelaçado. No mesmo trabalho, analisa a biocompatibilidade da membrana de colágeno bovino através de perfurações bicorticais de 10 mm de diâmetro na calota craniana de cobaias (porquinhos-da-índia, nome científico "cavia porcellus").

No grupo teste, utilizou duas membranas, uma em cima da duramáter e outra na abertura ectodural, e um espaçador de 3x3x3mm de osso alógeno desmineralizado e inativado para manter a espessura na região do reparo. No grupo controle foi usado somente o espaçador.

Os resultados mostraram formação de tecido ósseo nas superfícies da membrana, provocando sua incorporação ao novo tecido ósseo formado e aumento da espessura de tecido ósseo na região, o que indica alta biocompatibilidade com o tecido ósseo e osteocondução; ausência de resposta inflamatória e união de fibroblastos à membrana (quimiotaxia) que propicia interação intertecidual através da membrana facilitando o processo cicatricial.

A microestrutura da membrana foi avaliada para confirmar a sua porosidade,

verificando pequenos poros de 9,98 μm em grande quantidade referentes às lacunas dos osteócitos e seus canálculos ósseos e pequenas quantidades de grandes poros referentes aos canais de Havers e Volkmann de 61,98 μm .

Quanto à formação óssea, somente houve diferença entre os grupos aos 9 meses, quando houve formação óssea quase completa (96,2%) no grupo experimental, com diminuição de formação óssea nos grupos controle (provavelmente por reabsorção dos tecidos já formados devido à remodelação óssea).

Entretanto, nenhum defeito foi regenerado completamente, havendo invaginação e proliferação de tecido conjuntivo denso para dentro de todos os defeitos, sugerindo que o procedimento mais adequado para o uso de membranas de colágeno em defeitos críticos seria o uso de um enxerto ósseo conjuntamente com a membrana.

5 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados alcançados, foi possível concluir que:

As membranas de colágeno bovino, assim como as de politetrafluoretileno expandido, podem ser utilizadas em procedimentos de regeneração óssea guiada.

O tempo de atuação das membranas de colágeno bovino como barreira é o suficiente para que haja neoformação óssea.

As membranas de colágeno bovino não têm a capacidade de manutenção de espaço, como as membranas de e-PTFE, devendo ser associadas a enxerto ósseo quando houver necessidade de aumento ósseo.

A biorreabsorção das membranas de colágeno bovina não afeta a cicatrização tecidual, nem forma produtos residuais.

Pode-se perceber que tanto as membranas absorvíveis como as não absorvíveis são efetivas no processo de regeneração óssea guiada, desde que sejam empregadas, seguindo um protocolo técnico adequado, com o intuito de minimizar as complicações.

6 REFERÊNCIAS

ANTOUN, H. et al. A prospective randomized study comparing two techniques of bone augmentation: onlay graft alone or associated with a membrane. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 12: 632-639, 2001.

ARAÚJO, M.G.; BERGLUNDH, T.; LINDH, J. GTR treatment of degree III furcation defects with 2 different resorbable barriers. **J Clin Periodontol**, v. 25, n. 3, p. 253-259, 1998.

ARMAND, S. et al. Radiographic and histologic evaluation of a sinus augmentation with composite bone graft: a clinical case. **J. Periodontol.**, v. 73, n. 9, p. 1082-8, 2002.

ARX, T.V.E.; BUSER, D. Horizontal Ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 17, n. 4, p. 359-366, 2006.

ASPENBERG, P. et al. Dose-dependent reduction of inductive reduction of bone inductive properties by ethylene oxide. **J Bone Join Surgery**, v. 72, n. 1, p. 1036-1037, 1990.

AZEVEDO NETO, D. et al. Avaliação histológica de película alternativa para técnicas regenerativas: estudo experimental em mandíbula de ratos RSBO. **Revista Sul-Brasileira de Odontologia**, v. 6, n. 3, 256-263, 2009.

BECKER, J. et al. Use of a new cross-linked collagen membrane for the treatment of dehiscence-type defects at titanium implants. A prospective, randomized controlled double-blinded clinical multicenter study. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 20, p. 742-749, 2009.

BECKER, W. et al. Clinical and histologic observations of sites implanted with intraoral autologous bone grafts or allografts. 15 human case reports. **J Periodontol**, v. 67, p. 1025-1033, 1996.

BEZERRA, F.J.B.; LENHARO, A. **Terapia clinica avançada em implantodontia**. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

BLACK, B.S. Comparative study of collagen and expanded polytetrafluoroethylene membranes in the treatment of human class II furcation defect. **J Periodontol**, v. 65, n. 6, p. 598-604, 1994.

BLOCK, M. S. et al. Bone maintenance 5 to 10 years after sinus grafting. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, n. 56, p. 706-714, 1998.

BLUMENTHAL, N.M. A clinical comparison of collagen membranes with ePTFE membranes in the treatment of human mandibular buccal class II furcation defects. **J Periodontol**, v. 64, n. 10, p. 925-933, 1993.

BRUNEL, G. et al. Bioabsorbable Materials for Guided Bone Regeneration Prior to Implant Placement and 7-Year Follow-up: report of 14 cases. **J periodontal**, v. 72, n. 2, p. 257-264, 2001.

BUSER, D. et al. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. Part. II. In **J Periodontics Restorative Dent**, v. 15, p. 11-29, 1995.

BUSER, D. et al. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. Part. I. In **J Periodontics Restorative Dent**, v. 13, p. 29-45, 1993.

BUSER, D.; DAHLIN, C.; SCHENK, R.K. **Scientific background of guided bone regeneration**. Chicago: Quintessence, 1994.

CAFIERO, C. et al. Immediate transmucosal implant placement in molar extraction sites: a 12 month prospective multicenter cohort study. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 19, p. 476-482, 2008.

CAMPBELL, D.G. et al. Sterilization of HIV by gamma irradiation – a bone graft model. **International Orthopedicae**, v. 1, n. 6, p. 172-176, 1994.

CARDOSO, R. F.; CAPELLA, L. R. C.; DI SORA, G. **Levantamento de seio maxilar**. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

CONZ, M.B. et al. Physical and chemical characterizations of 12 biomaterials used as bone grafts in Implantology. **Revista Implantnews**, v. 7, n. 4, p. 541-546, 2010.

COSSO, F.; MANDIA, L. B.; LENHARO, A. Elevação do assoalho sinusal associado com o biomaterial “Biogran®” e instalação de implantes osseointegrados. **Innovantions J.**, n. 4, p. 18-21, 2000.

DAHLIN, C. **A origem científica da regeneração óssea guiada**. São Paulo: Quintessence, 1996.

DAHLIN, C.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U.; LINDE, A.; NYMAN, S. Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.4, n.1, p.19-25, 1989.

FERREIRA, V.F.; STUTZ, B.; BARBOZA, E.P. Manutenção do rebordo alveolar utilizando membranas de d-PTFE intencionalmente expostas- Relato de cem casos. **Revista ImplantNews**, v. 7, n. 2, p. 175-178, 2010.

FRIEDMANN, A. et al. Observations on a New Collagen Barrier membrane in 16 Consecutively Treated Patients. Clinical and Histological Findings. **J. periodontal**, v. 72, n. 11, p. 1616-1623, 2001.

FRIENDLAENDER, G.E. Current concepts review bone grafts. **J Bone Joint Surgery Am**, v. 69, n. 8, p. 786-790, 1987.

FUGAZZOTTO, P.A. Using Bovine Bone Matrix and Resorbable and Nonresorbable Membranes. Part 1: Histologic Results. **The international Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 23, n.4, p. 361-369, 2003a.

FUGAZZOTTO, P. A. Using Bovine Bone Matrix and Resorbable and Nonresorbable Membranes. Part 2: Clinical Results. **The international Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 23, n. 6, p. 599-605, 2003b.

FUGAZZOTTO, P. A. Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants**, v. 13, n. 1, p. 52-58, 1995.

GARBER, D.A. Restoration-driver implant placement with restoration-generated site development. **Compend Contin Educ Dent**, v. 16, p. 796-804, 1995.

HALLMANN, M. et al. A Prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants**, v. 16, n. 1, p. 731-736, 2004.

HÄMMERLE, C.H.F. et al. Ridge augmentation by applying bioresorbable membranes and deproteinized bovine bone mineral: a report of twelve consecutive cases. **Clin Oral Impl. Res.**, v. 19, p. 19-25, 2008.

HARDWICK, R. et al. Device for dentoalveolar regeneration: na up-to-date literature review. **J Periodontol**, v. 66, n. 6, p. 495-505, 1996.

HASSON, O. Augmentation of deficient lateral alveolar ridge using the subperiosteal tunneling dissection approach. Oral Sugery, Oral Medicine, Oral pathology. **Oral Radiology, and Endodontology.**, v. 103, n. 3, p. 14-19, 2007.

HUGOSON, A.; RAVALD, N.; FORNELL, J.; JOHARD, G.; TEIWIK, A.; GOTTOW, J. Treatment of class II furcation involvements in humans with bioabsorbable guided tissue regeneration barriers. A randomized multicenter study. **J. Periodontol.**, v. 66, n. 7, p. 624-634, 1995.

HÜRZELER, M.B. et al. Evaluation of a new bioresorbable barrier to facilitate guided bone regeneration around exposed implant threads. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 27, n. 4, p. 315-320, 1998.

ITO, K.; NAMBA, K.; MURAI, S. Effects of bioabsorbable and non-resorbable barrier membranes of boné augmentation in rabbit calvária. **J Periodontol**, v. 69, n. 11, p. 1229-1237, 1998.

JENSEN, O. T. et al. Histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants**, v. 13, n. 4, p. 513-521, 2004.

JENSEN, O.T. **Recobrimento de enxerto ósseo guiado**. São Paulo: Quintessense, 1996.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KATCHBURIAN, E.; CERRI, P.S. **Formação e destruição óssea**. IN: Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

KOSTOPOULOS, L, KARRING, T. Augmentation of the rat mandible using guided tissue regeneration. **Clin Oral Implants Res**, v. 5, p. 75-82, 1994.

LEKOVIC, V. et al. Preservation of Alveolar Bone in Extracion Sockets Using Bioabsorbable Membranes. **Journal of Periodontology on CD-ROM**, v. 69, p. 1044-1049, 1998.

LIMA, J.H.C.; ELIAS, C.N.; MEIRELLES, L.A. **A osseointegração em diferentes tipos de superfícies dos implantes osseointegrados**. São Paulo: Artes Médicas, 2003.

MACEDO, L.M. Guided bone regeneration with subperiosteal implants of PTFE and hydroxyapatite physical barriers in rats. **Braz. Dent. J.**, v. 14, n. 2, 2003.

MARÃO, H.F. et al. Guided bone regeneration with demineralized bovine bone matrix on experimental bone defects in dogs. **Rev Bras Cir Craniomaxilofac**, v. 14, n. 2, p. 86-90, 2011.

MARX, R. E.; GARG, A. K. A estrutura óssea, o metabolismo e a fisiologia: seu impacto na implantodontia dentária. **Implant Dentistry**, v. 5, p. 15-25, 2000.

MARZOLA, C. et al. **Cirurgia estético funcional corretiva da maxila com enxerto ósseo autógeno de mandíbula associado com BMP + osso liofilizado "Biograft" + membrana de osso bovino liofilizado "Dentoflex"**. São Paulo: Pancast, 2002.

MARZOLA, C.; TOLEDO, F.J.L. Os implantes de materiais aloplásticos. Fundamentos de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial (Trabalhos). Disponível na internet: <http://www.clovismarzola.com/> 2004.

MCCARTHY, C. et al., Sinus augmentation bone grafts for the provision of dental implants: Report of clinical outcome. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 3, p. 377-82, 2003.

McGINNIS, M. et al. Comparison of resorbable and nonresorbable guided bone regeneration materials: a preliminary study. **In J Oral Maxillofac Implant**, v. 13, n. 1, p. 30-35, 1998.

MECALL, R.A. The influence of residual ridge resorption patterns on fixture placement and tooth position in the partially edentulous patient. **Int J Periodont Rest Dent**, v. 15, p. 323-337, 1996.

MELCHER, A.H. On the repair potencial of periodontal tissues **J. Periodontol**, v.47, n.5, p.256, 1976.

MISCH, C. E. **Implantes dentários contemporâneos**. São Paulo: Santos, 2006.

MIZUNO, D. et al. Bone regeneration of dental implant dehiscence defects using a cultured periosteum membrane. **Clin. Oral Impl. Res.** v. 2, n. 4, p. 1-6, 2007.

MIZUTANI, A. et al. Experimentos on antigenicity and osteogenicity in allotransplants cancellous bone. **In Orthop**, v. 14, n. 3, p. 231-340, 1990.

MUNIR, S.; SIQUEIRA, J.T.T. Uso de barreira de polipropileno pós exodontia. Relato de três casos clínicos. **Rev Bras Implantodontia**, p.12-15, 2009.

MUNIR, S.; SIQUEIRA, J.T.T. Mudança de paradigma na regeneração óssea guiada. **Essencial em Revista**, v. 8, n. 38, p. 1-2, 2010.

MUNIR, S.; SIQUEIRA, J.T.T. Uso de barreira exposta ao meio bucal para regeneração óssea guiada após exodontia. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 64, n. 3, p. 184-188, 2010.

MUNTING, E. et al. Effect of sterilization on osteoconduction; comparison of five methods in demineralized rat bone. **Acta Orthop Scand**, v. 59, n. 35, p. 34-35, 1998.

MURPHY, K.G.; GUNSOLLEY, J.C. Guided tissue regeneration for the treatment of periodontal intrabony and furcation defects. A systematic review. **Ann Periodontol**, v. 8, p. 266-302, 2003.

MURRAY, G.; HOLDEN, R.; ROACHLAU, W. Experimental and clinical study of new growth of bone in a cavity. **Am J Surg**, v. 93, p. 385, 1957.

NEVES, J.B. **Tecidos periodontais**. São Paulo: Quintessence, 2006.

NEVINS, M. et al. Bone formation in the goat maxillary sinus induced by absorbable collagen sponge implants impregnated with recombinant human bone morphogenetic protein-2. **Int. J. Periodontics Rest. Dent.**, v. 16, n. 1, p. 9-19, 1998.

NOTICE, JR.F.H. et al. Absorbable versus nonabsorbable membranes and bone grafts in the treatment of ligature-induced peri-implantitis defects in dogs: A Histometric Investigation. **The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 16, n. 5, p. 646-652, 2001.

NOVAES, JR. A.B, PALIOTO, D.B.; DE ANDRADE, P.F.; MARCHESAN, J.T. Regeneration of class II furcation defects: determinants of increased success. **Braz Dent J**, v. 16, p. 87-97, 2005.

NYMAN, S. et al. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. **Int J Oral Maxillofac Implant**, v. 5, n. 1, p. 9-14, 1990.

OH, TAE-JU et al. Comparative analysis of collagen membranes for the treatment of implant dehiscence defects. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 14, p. 80-90, 2003.

PACIFICI, L. et al. Lifting of the maxillary sinus: complementary use of platelet rich plasma, autologous bone deproteinised bovine bone. Case Report. **Minerva Stomatol.**, v. 52, n. 9, p. 471-8, 2003.

PAOLANTÔNIO, M. Treatment of gingival recessions by combined periodontal regenerative technique, guided tissue regeneration, and subpedicle connective tissue graft. A comparative clinical study. **J. Periodontol.**, v.73, n.1, p. 53-62, 2002.

POSTLETHWAITE, A. E.; SEYER, J.M.; KANG, A. H. Chemotactic attraction of human fibroblasts to type I, II, and III collagens and collagen-derived peptides. **Proc. Natl. Sci.**, v. 75, n. 2, p. 871-875, 1978.

ROBERTS, W.E.; GARETTO, L.P. **Fisiologia e metabolismo ósseos**. São Paulo: Santos, 2000.

ROMINGER, J.W.; TRIPLETT, R.G. The use guided tissue regeneration to improve implant osseointegration. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 52, n. 2, p. 106-113, 1994.

SALAMON, L. Bone grafts. **J Bone Joint Surg**, v. 43, n. 41, p. 808-811, 1991.

SANZ, M. et al. Guided tissue regeneration in human class II furcation and interproximal infrabony defects after using a bioabsorbable membrane barrier. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 17, n. 6, p. 563-573, 1997.

SCHENK, R.K. et al. Healing pattern of bone regeneration in membrane protected defects: a histologic study in the canine mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 1, p. 13-29, 1994.

SCHENK, R.K. **Renegeração óssea, bases biológicas**. São Paulo: Quintessense, 1996.

SCHLEGEL, A.K. et al. Preclinical and clinical studies of a collagen membrane (Bio-guide). **Biomaterials**, v. 18, p. 535-38, 1997.

SCHLEGEL, K. et al. Histologic findings in sinus augmentation with autogenous bone chips versus a bovine bone substitute. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants.**, v. 18, n. 1, p. 53-58, 2003.

SCHMID, J. et al. Blood-filled spaces with and without filler materials in guided bone regeneration. A comparative experimental study in the rabbit using bioresorbable membranes. **Clin Oral Implants Res**, v. 8, n. 2, p. 75-81, 1997.

SIGURDSSON, T.J. et al. Periodontal repair in dogs: space provision by reinforced ePTDE membranes enhances bone and cementum regeneration in large supraalveolar defects. **J Periodontol**, v. 65, n. 4, p. 350-356, 1994.

SIMION, M. et al. Bacterial penetration through Resolut resorbable membrane in vitro. **Clin Oral Implant Res**, v. 8, n. 1, p. 23-31, 1997.

SMILER, D. G. Sinus lift procedure using porous hydroxylapatite: a preliminar report. **J. oral Implantol.**, v. 13, n. 4, p. 581-593, 1987.

SMUKLER, H.; BARBOZA, E.P.; BURLISS, C. A new approach to regeneration of surgically reduced alveolar ridges in dogs: a clinical and histologic study. **Int J Oral Maxillofac Implant**, v. 10, n. 5, p. 537-551, 1995.

SPIEKERMANN, H. **Regeneração óssea guiada**. Porto Alegre: Artmed, 2000.

TAGA, M.L.L. **Análise histológica e radiográfica do potencial osteopromotor da membrana de cortical óssea bovina no reparo de defeito ósseo de tamanho**

crítico na calvária de cobaia (*Cavia Porcellus*) Bauru: FOB, 2005. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru, curso de odontologia, concentração em periodontia. Baurú, 2004.

TONG, D. et al. A review of survival rates for implants placed in grafted maxillary sinuses using meta-analysis. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants**, v. 13, n. 2, p. 175-182, 1998.

TORREZAN, P.R. Utilização de homoenxerto congelado para reconstrução em áreas atróficas pré-implante: um relato de caso clínico. **Rev Bras Implant Protese Implant**, v. 10, n. 39, p. 201-207, 2003.

TRIPLETT, R.G.; SCHOW, S.R.; FIELDS, R.T. Bone augmentation with and without biodegradable and nonbiodegradable microporous membranes. **Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.**, v. 13, n. 3, p. 411-22, 2001.

WALLACE, S. S. et al. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants: a systematic review. **Ann Periodontol**, v. 8, n. 1, p. 328-343, 2003.

WHEELER, S. L. Sinus augmentation for dental implants: The use of alloplastic materials. **J. oral Maxillofac. Surg.**, v. 55, p. 1287-1293, 1997.

WHITSON, S.W.O. **Histologia básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

YUKNA, R.A. Clinical human comparison of expanded polytetrafluoroethylene barrier membrane and freeze dried duramater allografts for guided tissue regeneration of lost periodontal support. **J. Periodontol.**, v. 63, n. 5, p. 431-442, 1992.

ZELLIN, G.; GRITLI-LINDE, A.; LINDE, A. Healing of mandibular defects with different biodegradable and non-biodegradable membranes: an experimental study in rats. **Biomaterials**, v. 16, n. 8, p. 601-609, 1995.

ZHAO, S. et al. Histological evaluation of different biodegradable and non-biodegradable membranes implanted subcutaneously in rats. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 28, p. 116-122, 2000.

ZIJDERVELD, S. A. et al. Maxillary sinus floor augmentation using a Btricalcium Phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone grafts. **Int. J. Oral & Maxillofac. Implants**, v. 20, n. 3, p. 432-440, 2005.

ZITZMANN, N. U. et al. Resorbable Versus Non-resorbable Membranes in Combination With Bio-Oss for Guided Bone Regeneration. **The International Journal of Oral & maxillofacial Implants**, v. 12, n. 6, p. 844-852, 1997.