

BERTHOLDO WERNER SALLES

**USINAGEM DE PARAFUSO DE OSSO CORTICAL
BOVINO LIOFILIZADO**

**FLORIANÓPOLIS
2002**

BERTHOLDO WERNER SALLES

**USINAGEM DE PARAFUSO DE OSSO CORTICAL
BOVINO LIOFILIZADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

FLORIANÓPOLIS
2002

Bertholdo Werner Salles

**USINAGEM DE PARAFUSO DE OSSO CORTICAL
BOVINO LIOFILIZADO**

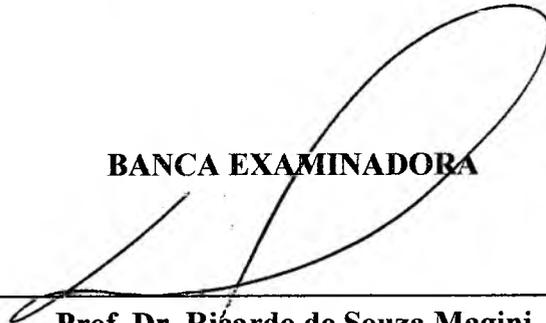
Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 26 de fevereiro de 2002

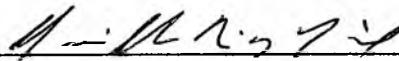


Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Orientador



Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Membro



Prof. Dr. Waldemar Daudt Polido
Membro

Á Patrícia, querida companheira.

*Aos filhos, Bruno, André e Iago, lembrando-
lhes que:*

*“Estudai antes de praticar, pois é esse o único
meio de não terdes de adquirir a experiência à vossa
própria custa”.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Deus que com as lições diárias na dinâmica de renovação da vida nos concede parceria capaz de romper barreiras aparentemente intransponíveis, quando as capacidades física e mentais estão limitadas pelo corpo, nos restando apenas o socorro ao espírito.

Aos meus pais, Colombo e Daysi, pelo incondicional carinho e incentivo em todos os momentos.

À família que com paciência superou os momentos de ausência.

Ao Engenheiro Fernando de Souza Pereira, que com sua competência, paciência e amizade operou os instrumentos viabilizando a Usinagem dos parafusos.

À todos que contribuíram para o meu desenvolvimento científico, e aos colegas que propiciaram a transformação de momentos vividos em grande aprendizado.

Ao departamento de Engenharia Mecânica pela receptividade e portas sempre abertas.

AGRADECIMENTOS

À Baumer Ortopedia S.A., atuante na área de biomateriais que forneceu a matéria-prima (osso) para o desenvolvimento da pesquisa, meu sincero agradecimento.

A Roberto Parpaioli, um amigo virtual, sempre de prontidão.

SALLES, B. W. **Usinagem de parafuso de osso cortical bovino liofilizado** . 2002. 60f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O presente trabalho de dissertação tem por objetivo verificar se é possível a fabricação de parafusos ósseos em cortical bovino liofilizado, pesquisando-se sua aplicabilidade clínico/cirúrgica. Discute-se as possibilidades de indicação e uso, as vantagens, desvantagens e as características do material usinado frente à ação dos instrumentos de corte, bem como o comportamento quando implantados em osso receptor vivo.

Palavras-Chave: Enxerto ósseo; Parafuso ósseo; Osso liofilizado.

SALLES, B. W. **Usinagem de parafuso de osso cortical bovino liofilizado** . 2002. 60f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRAC

This study had the purpose of verifying the possibility of manufacturing screws with lyophilized bovine cortical bone and its applicability. Its indication, use, advantages, disadvantages and characteristics of the material facing the action of cutting instruments as well as their behavior when implanted in live bone was discussed.

Key words: Bone graft; bone screw; Lyophilized bone;

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
SUMÁRIO	9
LISTA DE FIGURAS	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Pesquisas Pioneiras	19
2.2 Biomaterias: passivos ou bioativos	20
2.3 Natureza dos enxertos: artificiais ou naturais	23
2.4 Enxertos absorvíveis	24
2.5 Requisitos necessários para a fixação inicial de implantes metálicos ou parafusos ósseos	28
2.6 Fases da regeneração óssea;	29
2.6.1 Fase Osteofílica.....	29
2.6.2 Fase Osteocondutiva.....	30
2.6.3 Fase Osteoadaptação.....	30
3. PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Material utilizado	37
4.2 Equipamentos Utilizados	39
4.3 Metodologia utilizada para fabricação dos parafusos ósseos	39
5 RESULTADOS	44
6 DISCUSSÃO	46
7 CONCLUSÕES	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Osso cortical liofilizado.....	p.37
FIGURA 2 – Parafuso usinado em osso cortical bovino liofilizado	p.38
FIGURA 3 – Torno Cosmos 1OU.....	p.39
FIGURA 4 – Resultado das três primeiras etapas.....	p.40
FIGURA 5 – Parafuso fixado na placa do torno CNC.....	p.41
FIGURA 6 – Usinagem do parafuso	p.41
FIGURA 8 – Cilindro torneado e parafusos usinados.....	p.42
FIGURA 9 – Osso esterelizado, em dupla embalagem.....	p.43

1 INTRODUÇÃO

A biocompatibilidade de um material consiste na capacidade desse material de interagir com o tecido hospedeiro sem desencadear resposta imunológica. O contato íntimo do implante, ou enxerto ao osso, sob condições estéreis, quando realizado por meio de técnica cirúrgica adequada, proporcionará a integração deste implante aos tecidos receptores, ou ainda, influenciará na resposta cicatricial, podendo comportar-se como osteogênico, osteoindutor ou osteocondutor.

Parafusos ósseos, usinados a partir de osso cortical bovino liofilizado, tem potencial osteocondutor. Esses parafusos podem ter sua utilização como material de preenchimento em atrofia óssea, fixadores de enxertos em bloco, de membranas orientadoras na Regeneração Óssea Guiada, como coadjuvantes na terapia periodontal e na fixação de fraturas ósseas bem como reinserção de ligamentos articulares.

A usinagem de parafusos ósseos consiste de uma série de processos físicos, químicos e tecnológicos de natureza muito complexa. Deve-se considerar uma série de limitações na forma de se manusear esse tipo de material, e para qual função se destina o parafuso em questão. Osso é um tecido vivo com uma matriz de colágeno impregnada com sais minerais, fosfato de cálcio (85%), carbonato de cálcio (10%) e pequenas quantidades de fluoreto de cálcio e fluoreto de magnésio (GARG, 2000).

Além de se constituir no arcabouço de sustentação para o corpo, também armazena cálcio e outros minerais, trabalhando em conjunção com os pulmões e rins, ajudando a manter o pH do corpo através da produção de fosfatos e carbonatos. As proteínas presentes nas fibras de colágeno que formam a matriz óssea contém adequadas quantidades de proteínas e minerais na estrutura óssea normal (GARG, 2000; JUNQUEIRA, 1990).

A hidroxiapatita é o principal mineral encontrado no osso. O tecido ósseo pode ser classificado sob duas formas: osso compacto ou cortical e osso esponjoso ou trabecular. O osso cortical é encontrado nas sinfises de ossos longos e nas superfícies externas dos ossos planos. Este tecido é organizado em forma de cilindros, consolidados ao redor de um capilar central denominado sistema harvesiano (JUNQUEIRA, 1995).

O osso trabecular tem como características espaços entre tecidos mineralizados, denominados espaços medulares, encontrados, com muita frequência, na composição interior dos ossos, ou seja na medula óssea. Quando a medula produz células sanguíneas, denomina-se medula roxa e ao armazenar gordura, passa a chamar-se medula amarela. A diferença entre os tipos de ossos depende da quantidade de substâncias sólidas presentes, sendo que ambos contém os mesmos elementos histológicos, (JUNQUEIRA, 1990).

A máxima resistência à compressão do osso trabecular está relacionada com o quadrado de sua densidade. Assim, a idade ou aparecimento de doenças metabólicas está associada à redução da capacidade compressiva. No entanto, apresenta módulo de elasticidade inferior ao cortical, por ser menos rígido, podendo resistir a grandes deformações, fraturando na ordem de 7% do seu comprimento original, enquanto que o osso cortical falhará com deformações da ordem de 2% de seu comprimento (ROJAS, 2000).

De acordo com a densidade óssea, Garg (2000) classificou em quatro tipologias:

1. osso compacto, denso (D1), é composto de osso cortical, encontrado principalmente na região anterior da mandíbula, podendo suportar grandes cargas, e decorrente de sua densidade requer instrumentos mais afiados e maiores cuidados na irrigação durante o preparo da loja cirúrgica, contudo apresenta maior facilidade para fixação primária dos implantes, ou enxertos fixados por pinos ou parafusos;
2. osso cortical poroso e trabecular (D2) é frequentemente encontrado em mandíbulas edentulas na região posterior;
3. osso cortical poroso e trabeculado fino (D3), encontrado, principalmente, na região maxilar anterior, apresenta maior fragilidade que os anteriores e menor capacidade para suportar efeitos dinâmicos decorrentes da mastigação;

4. osso trabecular fino (D4), encontrado principalmente na região maxilar posterior e nas tuberosidades, revela menor resistência aos esforços, como também, exige precaução máxima durante o manuseio cirúrgico.

No que concerne à fisiologia e ao metabolismo ósseo as células (ORBAN, 1978) são classificadas sob três tipos: osteoblasto, osteócito e osteoclasto, as quais apresentam interação funcional.

Osteoblasto é responsável pelo processo de osteogênese, tendo núcleo grande e citoplasma basófilo o qual sugere a presença de proteínas ribonucléicas, relacionadas à síntese de componentes proteínicos da matriz do osso. Grânulos finos estão presentes no citoplasma e apresentam-se relacionados com depósito da matriz óssea ativa. Osteócito, são osteoblastos englobados pela matriz óssea neoformada, tendo um citoplasma ligeiramente basófilo e pequenas grânulos finos de glicogênio. Há prolongamentos citoplasmáticos que se estendem desde o osteócito através de condutos que emergem em lacunas a certa distância, durante a formação óssea estendem-se além dos limites já mencionados em continuidade com os osteócitos próximos. No osso maduro não há extensão desses prolongamentos, porém por esses condutos há troca metabólica entre corrente sanguínea e osteócito. As superfícies ósseas com exceção das articulares são revestidas por tecido conjuntivo denominado periósteo. Uma membrana também de tecido conjuntivo que reveste as cavidades medulares é o endósteo. O periósteo compõe-se de duas camadas: a celular interna, em contato direto com o osso e uma outra externa, fibrosa, rica em fibras nervosas e vasos sanguíneos. Nem todos os osteoblastos se transformam em osteócitos, algumas dessas células osteoblásticas migram à medida que a matriz orgânica é produzida, transformando-se em componentes do periósteo ou endósteo (ORBAN, 1978).

Osteoclastos também encontrados na superfície óssea, essas são células gigantes multinucleadas localizadas em cavidades superficiais (lacunas de Howship), têm citoplasma ligeiramente basófilo e granular, contendo vacúolos de natureza lisossômica. Osteoclastos são responsáveis pela reabsorção óssea. Têm origem na fusão de células osteoprogenitoras, mononucleadas, tal qual o monócito. Depois de completado o processo de reabsorção óssea os osteoclastos sofrem provável regressão retornando a sua forma original. A substância intercelular óssea apresenta aspecto homogêneo, sendo que a porção orgânica corresponde a 35% da matriz e é formada, principalmente, por fibras osteocolágenas similares a fibra

encontrada no tecido conjuntivo. Essas fibras se unem por meio de uma proteína polissacarídeo: o glucoaminoglicano. Cerca de 65% do peso ósseo corresponde ao componente inorgânico localizado na região interfibrosa. Os minerais são encontrados predominantemente sob forma de cristais de hidroxiapatita, os quais formam partículas densas junto às fibras osteocolágenas (ORBAN, 1978).

As lacunas A e os condutos são cobertos por um revestimento fino de cimento orgânico, o qual difere das demais substâncias intercelulares por não ter fibras. A matriz óssea tem aspecto característico como resultado do depósito uniforme durante a formação, sendo que as fibras, contidas dentro de cada matriz neoformada, são perpendiculares as matrizes adjacentes (ORBAN, 1978; JUNQUEIRA, 1990).

Todos os ossos têm um sistema de condutores, os quais conectam as lacunas e osteócitos com espaços tissulares permitindo, dessa forma, a permuta metabólica entre o aporte sanguíneo e os osteócitos. Uma característica importante, com relação ao crescimento ósseo, é a que ocorre por aposição. O crescimento do conteúdo intersticial não se verifica devido à presença de matriz de sais de cálcio, os quais não permitem a expansão (ORBAN, 1978; JUNQUEIRA, 1990; GARG, 2000).

A dinâmica óssea é constante, com reabsorção e neoformação contínuas. De acordo com a origem embriológica, dois são os tipos de ossos: intramembranoso e endocondral. O osso endocondral desenvolve-se a partir de um molde de tecido cartilaginoso que o precede. A membrana de tecido conjuntivo, que circunda o centro de ossificação, persiste e forma o perióstio. Em áreas de crescimento ósseo, o mesênquima inclui células primitivas do tecido conjuntivo e substância intercelular, semi-líquida, contendo fibras de colágeno. Esta membrana mesenquimal vasculariza-se e suas células se diferenciam em células osteogênicas ou osteoprogenitoras, para em seguida se converter em osteoblasto. Entre estas células aparecem finas barras de substância intercelular densa, que as circundam. Neste estado, a matriz ainda não está calcificada e constitui o componente orgânico da matriz osteóide. Mais tarde, esta matriz calcifica-se pela precipitação de fosfato de cálcio, sob a forma de pequenos cristais, intimamente ligados às fibras de colágeno. Esta matriz calcificada inicia circundando o osteoblasto, formando lacunas em seus prolongamentos e condutos (ORBAN, 1978; JUNQUEIRA, 1990; GARG, 2000).

Após esta etapa, nova camada de osteoblastos aparece na superfície do osso em formação repetindo o processo. Alguns osteoblastos, localizados na superfície do osso, são englobados e se transformam em osteócitos. O número de osteoblastos da superfície óssea é mantido por células osteogênicas do tecido conjuntivo adjacente à medida que o processo continua a diferenciação do osso trabecular inicial. Quando osso compacto é formado, espaços dentro das trabéculas se denominam osso lamelar criando placas internas e externas. O osso esponjoso persiste entre as placas e os espaços, entre elas, ou seja, as cavidades medulares primárias constituídas de tecido altamente vascularizado, posteriormente, se transformarão em medula óssea roxa (ORBAN, 1978; JUNQUEIRA, 1990; GARG, 2000).

A ossificação endocondral ocorre quando o molde cartilaginoso é substituído por osso. O molde do tecido cartilaginoso corresponde à morfologia do futuro osso. Durante o processo, o tecido cartilaginoso é substituído por tecido ósseo, com exceção das superfícies articulares. Este processo é lento e só termina quando o crescimento do indivíduo é finalizado, ou quando a cartilagem é recoberta por membrana altamente vascularizada, denominada pericôndrio, rica em células embrionárias. Seu crescimento é por aposição intersticial. O pericôndrio tem função osteogênica, suas células diferenciam-se em osteoblastos, os quais produzem osso intramembranoso. O pericôndrio adjacente converte-se em perioste. No tecido conjuntivo crescem vasos ao lado de vasos sanguíneos e ao redor da matriz cartilaginosa transformada em osso. Há presença de cavidades, conhecidas por espaços medulares primários, contendo paredes finas, vasos sanguíneos e tecidos embrionário. Algumas dessas células se diferenciam em osteoblastos e contribuem para a formação da matriz calcificada da cartilagem, na seqüência seguinte: primeiro o tecido osteóide e após osso calcificado. Neste momento, as células cartilaginosas se movem e algumas voltam ser osteogênicas, (ORBAN, 1978; JUNQUEIRA, 1990; GARG, 2000.)

Segundo Garg (2000) o conceito de sucesso em implantodontia realizada em humanos não depende apenas do fator osseointegração, mas também do correto posicionamento desses implantes de forma a permitir a ativação biomecânica e a longevidade destes.

Branemark (1977), definiu osseointegração como sendo “*uma conexão direta e funcional entre osso vivo organizado e a superfície de um implante submetido à carga funcional*”. Com a necessidade de ampliar os benefícios da osseointegração à indivíduos que não dispõem de estruturas ósseas para receber implantes, o aprimoramento de técnicas

regenerativas e de enxertia óssea, os vários materiais biocompatíveis e sua inércia biológica, a capacidade indutora na formação do tecido ósseo, passam a ser estudadas e exploradas cientificamente incrementando pesquisas que associam biocompatibilidade e técnicas cirúrgicas capazes de induzir a neoformação óssea com crescimento tecidual capaz de propiciar a futura implantação.

De modo análogo ao periodonto de sustentação, nos dentes naturais, a função da interface osso/biomaterial é o local de transmissão de carga ao osso peri-implantar, sendo que o periodonto se constitui num sistema amortecedor fibro-hidráulico, e nos implantes a depressibilidade depende da plasticidade óssea. A diminuição na resistência à tração do tecido ósseo é determinada pela idade, e varia aproximadamente entre 75-80% devido a redução na densidade mineral do mesmo, ou à alterações na composição do mineral da matriz orgânica. O colágeno não mostra alterações significativas com a idade, mas pode afetar parcialmente a resistência à tração do osso. A densidade do osso esponjoso diminui de 45 a 50% em indivíduos entre 20 e 80 anos, enquanto a resistência à compressão do osso esponjoso vertebral reduz 70% a 80% durante o mesmo período. O osso cortical também apresenta alterações de envelhecimento em relação à elasticidade e a resistência à tração que diminuem 2% em cada década depois dos 20 anos; independente do sexo. A densidade óssea é um dos fatores mais importantes com relação às propriedades mecânicas, no entanto estudos sugerem que para o osso trabecular o parâmetro da arquitetura pode ser tão importante quanto densidade (ROJAS, 2000).

O tecido ósseo cortical é passível de usinagem por apresentar maior resistência. Em geral, as corticais com maior espessura encontram-se em ossos de extremidade. Sabe-se que em regiões de maior concentração de forças de tensão, o osso cortical responde com alinhamento de suas fibras na direção da carga, produzindo material em maior quantidade e mais resistente às forças mecânicas (MULLENDER et al., 1994).

O osso esponjoso apresenta características muito diferentes do osso cortical, tem uma estrutura de celas tridimensionais muito efetiva na absorção de energia, capaz de atenuar grandes cargas transmitidas durante a função. A arquitetura porosa resulta em uma relação superfície/volume que gera grande potencial de intercâmbio de minerais. A porosidade desse osso faz com que, em casos de fratura, seja necessário um tipo especial de parafuso para unir

os fragmentos. Estas características não permitem a sua utilização na fabricação de parafusos por motivos da baixa resistência e deformação (ROJAS, 2000).

A porção inorgânica representa 50% do peso da matriz óssea, há cristais formados por íons cálcio e fósforo associados a hidroxiapatita, tem forma de agulha e medem 40x25x3mm e se distribuem ao longo das fibrilas de colágeno envoltas por substância amorfa. A associação da hidroxiapatita com as fibras de colágeno caracteriza a dureza e a resistência óssea. A remoção do cálcio, mantém a forma óssea, porém torna o osso tão flexível como o tendão. A remoção da porção orgânica da matriz, também mantém a forma do tecido, porém, torna quebradiço inviabilizando a manipulação (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1995).

A relação entre as propriedades mecânicas e a resposta biológica às cargas é conhecida como comportamento biomecânico do osso. Devido a sua natureza anisotrópica, a viscoelasticidade e às mudanças dinâmicas de suas propriedades, decorrentes de características distintas de cada indivíduo, como idade e quantidade de carga recebida, os valores das características mecânicas variam de indivíduo para indivíduo. A resistência e a rigidez do osso são maiores na direção da carga a que ele é submetido, principalmente no osso cortical onde o sistema de Havers está orientado no sentido longitudinal. A deformação plástica diminui no caso de cargas transversais e o osso é conseqüentemente mais frágil nessa direção. Com a maturidade, torna-se mais resistente à tração e o módulo de elasticidade diminui. Segundo carta de seleção de materiais de Ashby, compósitos poliméricos, utilizados na enxertia óssea, apresentam valores para a relação elasticidade/plasticidade semelhante ao osso cortical (ROJAS, 2000).

Parafusos usinados em osso cortical bovino liofilizado, podem ser classificados como biomaterial com características osseocondutora, na medida em que se constitui em matriz física, e absorvível, propriedades facilitadoras na recuperação de áreas ósseas perdidas.

A dinâmica óssea, bem como outros processos biológicos são controlados por interação de fatores mecânicos e biológicos onde estímulos funcionais desencadeiam respostas determinando o metabolismo do órgão ao qual esse estímulo foi dirigido. Conhecido o metabolismo de formação ósseo humano, suas características histológicas, sua riqueza tecidual, e analisadas as semelhanças entre osso humano e bovino, conclui-se que a utilização de implante bioabsorvível de origem bovina com específica indicação garante uma

aplicação tão eficiente quanto implantes metálicos, ainda com vantagens para o paciente como apenas um só tempo cirúrgico devido à sua capacidade osseocondutora. Mesmo quando se compara os fatores relacionados a biosegurança, aplicando-se todos os recursos de tecnologia no sentido de descontaminação, liofilização e eliminação da parte orgânica, a gama de doenças as quais o ser humano é submetido durante seu ciclo de vida é muito superior aquelas que potencialmente o osso bovino pode transmitir quando incorretamente tratado (ROJAS, 2000). Para a seleção do tipo de osso a ser usado optou-se por osso cortical liofilizado bovino, o qual apresenta melhores condições de usinagem devido suas características físicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Pesquisas Pioneiras

Estudos experimentais iniciados por Branemark (1959) no Departamento de Anatomia da Universidade de Lund, Suécia, continuados em 1960, no Laboratório Experimental da Universidade de Gotemburgo e, posteriormente, no Instituto de Biotecnologia Aplicada, também em Gotemburgo, Suécia, resultaram no atual conhecimento sobre reparação dos tecidos ósseos e medulares lesionados, bem como no desenvolvimento de técnicas de implantes e enxertos com utilização de biomateriais.

O conceito de osteointegração baseia-se em estudos iniciados em 1952 com a preparação cirúrgica realizada em osso de coelho, defeitos ósseos provocados de 10Um a 30Um, e posteriormente observados com microscópio de luz. Estes estudos revelaram íntima conexão entre os tecidos medular e ósseo, bem como sua interação funcional durante a cicatrização dos referidos defeitos ósseos, iniciando a atual fase científica, com aplicação de novas técnicas cirúrgicas onde a utilização dos conhecimentos de fisiologia óssea aplicada, propiciam recuperação de áreas ósseas atroficas ou reabsorvidas.

Dando continuidade aos estudos iniciados em 1952, Branemark e Breine (1964) analisaram o potencial osteogênico do periosteio na formação de osso e medula, conforme experimentos realizados em costela de coelhos e cães.

Adell (1974) realizou enxerto ósseo autógeno a partir de costelas de cães, utilizado na reconstrução de defeitos ósseo experimentais em mandíbula.

Branemark (1983) provocou defeitos ósseos extensos em mandíbula de cães, reconstituindo, posteriormente, com férulas de titânio estabilizando o fragmento instalado na zona do defeito. Retirou todo perióstio do defeito e realizou enxerto ósseo medular autógeno, onde verificou neoformação óssea.

Albrektsson (apud BRANEMARK; ALBREKTSSON, 1987) em estudo de reparação tecidual com defeito ósseo provocado em perna de cobaia, realizou enxerto autógeno observando a cicatrização vascular com 4 e 8 semanas, após a fixação do enxerto, que a maioria dos vasos estavam orientadas no sentido longitudinal. Os vasos, que eram paralelos ao corte, apresentaram-se conectados com um microsistema vascular harvesiano atrás do extremo necrótico do fragmento da borda óssea.

Estudos iniciais de micro-circulação, resultaram na descoberta da osseointegração e no sucesso com o uso de biomateriais, na medida que evoluiu o conhecimento sobre a dinâmica e biologia dos tecidos.

Estudos com biomateriais remontam a década de 30. Por volta de 1980, novos biomateriais, com diferentes propriedades mecânicas e químicas, foram testados e classificados de acordo com sua forma de interagir com tecidos receptores.

2.2 Biomaterias: passivos ou bioativos.

A passividade de um biomaterial caracteriza-se principalmente pela inércia biológica. Quando o biomaterial interage com o tecido receptor e influencia sua resposta cicatricial, como no caso dos enxertos ósseos, essa interação pode ocorrer segundo classificação de Jeanne (1995), como:

- enxertos autógenos são os que possuem características osteogênicas, ou seja, capazes de formar osso mesmo na ausência de células indiferenciadas; ou em sítios ectópicos;

- enxertos com osso liofilizado tem características osteocondutora, mantem espaço à osteogênese reparadora ou cicatricial, pois se constitui numa matriz física;
- enxertos com osso desmineralizado liofilizado, tem características osteoindutoras, induz a liberação de proteínas osteomorfogênicas e fatores de crescimento ósseo estimulando ativamente o processo cicatricial, é a transformação de células mesenquimais indiferenciadas, ou células tronco em osteoblasto ou condroblasto encontradas somente em osso vivo.

Os atuais níveis de conhecimento científicos, sobre fisiologia óssea e biocompatibilidade permitem o manuseio terapêutico de tecnologias reconstrutivas e regenerativas de áreas ósseas perdidas. Na medicina, bem como na odontologia esses procedimentos tem evoluído de forma a permitir a utilização dos mais variados tipos de materiais biocompatíveis, desde que o profissional aplique corretamente os protocolos pré-estabelecidos, compreendendo suas indicações e limitações.

Müller, Allgower e Schneider (1991) recomendam que implantes metálicos utilizados para fixação ortopédica de fraturas sejam removidos, pois dependendo do tipo de metal utilizado podem causar reabsorção do osso cortical quando submetidos à tensão.

Bostman (1991) indica a aplicação de implantes reabsorvíveis para o caso de fraturas, tendo em vista que não necessitam ser removidos, o que se constitui vantagem clínica de apenas um tempo cirúrgico.

Segundo Hollinger e Battistone (1996), a indução da regeneração óssea guiada, quando utilizada na recuperação de áreas de deficiências estruturais, tem inspirado o desenvolvimento científico de vasto número de materiais de sustentação e enxertia óssea.

A utilização de membranas, associadas à técnica de enxerto ósseo, tem aumentado as possibilidades de reconstrução do rebordo alveolar em casos de extensa perda óssea. Essa técnica possibilita a enxertia no prazo de 3 a 4, ou 8 a 12 semanas, após a exodontia, procedendo-se, simultaneamente, o enxerto e a regeneração tecidual dirigida. Quando o processo alveolar é parcial ou totalmente absorvido, está indicado o uso da regeneração tecidual guiada com o objetivo de prevenir a redução do rebordo do local da exodontia ou no local do preenchimento do rebordo alveolar defeituoso. Outrossim, os defeitos abrangentes de

fenestrações, deiscências e perda de tábua óssea resultante das avulsões traumáticas. O preenchimento poderá recuperar as dimensões e forma normal do rebordo alveolar. Nesta técnica, a regeneração ocorre no perióstio, bem como nos defeitos de rebordo (DAHLIN; LEKHOLM; LINDE, 1998).

A utilização de membranas, associadas à técnica de enxerto ósseo, tem aumentado as possibilidades de reconstrução do rebordo alveolar em casos de extensa perda óssea. Essa técnica possibilita a enxertia no prazo de 3 a 4, ou 8 a 12 semanas, após a exodontia, procedendo-se, simultaneamente, o enxerto e a regeneração tecidual dirigida. Quando o processo alveolar é parcial ou totalmente absorvido, está indicado o uso da regeneração tecidual guiada com o objetivo de prevenir a redução do rebordo do local da exodontia ou no local do preenchimento do rebordo alveolar defeituoso. Outrossim, os defeitos abrangentes de fenestrações, deiscências e perda de tábua óssea resultante das avulsões traumáticas. O preenchimento poderá recuperar as dimensões e forma normal do rebordo alveolar. Nesta técnica, a regeneração ocorre no perióstio, bem como nos defeitos de rebordo (DAHLIN; LEKHOLM; LINDE, 1998).

A chave do êxito consiste em separar a área enxertada e manter o espaço adequado para o crescimento de células ósseo-genéticas, inibindo a atividade de proliferação rápida das células formadoras de tecido conjuntivo. Retalhos livres de tensão, cicatrizados sobre membranas estabilizadas, são fundamentais para uma formação de osso que exceda a conformação inicial do leito ósseo. A exposição prematura da membrana poderá ter efeito oposto ao processo de regeneração (CATON, 1992).

Técnica de deslocamento pediculado com enxerto de tecido conjuntivo para cobrir a membrana pode ser utilizada para prevenir a exposição prematura da membrana (EDEL, 1995).

Existe controvérsia a respeito do mecanismo condutivo e indutivo dos enxertos, Becker al., (1992) questionam o uso de enxerto autógeno no aumento do rebordo, haja vista, que os osteoclastos não participam do processo de remodelação.

Os dados do estudo de casos clínicos de Becker et al. (1992) foram coletados em sete sítios diferentes, embora somente em cinco as membranas, utilizadas demonstraram, em

humanos, que o uso do osso desmineralizado e liofilizado, e também, o osso autógeno fragmentado, servem somente como materiais osteocondutores.

2.3 Natureza dos enxertos: artificiais ou naturais

Os enxertos ósseos, dependendo da sua natureza, podem ser classificados como naturais ou artificiais. Enxertos artificiais são desenvolvidos com base em metais, ligas metálicas, cerâmicos ou polímeros sintéticos, tendo como principais características a inércia biológica quando enxertados em um ser vivo. Enxertos de origem natural, aloenxertos, autoenxertos, e polímeros naturais como o colágeno, são reabsorvidos e permitem ou induzem a neoformação, enquanto os enxertos de origem sintética não se biodegradam. Quando se executa um enxerto ósseo, várias são as reações que acometem a região enxertada, sendo que, das reações a mais desejada é a sua integração ao sistema (LIND, 1998).

A reconstrução de grandes defeitos esqueléticos representa desafio à comunidade cirúrgica e ortopédica. Defeitos no esqueleto facial podem ser resultados de traumatismos, infecção, artroses ou recessão tumoral e freqüentemente presente em mandíbula edentula atrófica, haja vista, a contração do osso alveolar desencadeado pela ausência dental, ou uso de próteses desajustadas em períodos de longa duração. No processo reconstutivo, envolvendo reabilitações bucais, relativos a defeitos faciais, ha geralmente necessidade de se neoformar osso (LYNCH, 1999).

Um obstáculo ao sucesso do reparo e a neoformação óssea, é a rápida formação de tecido conjuntivo. Há necessidade de se proteger as áreas de enxerto, de modo a permitir o processo de osteogênese (GIANNOBILE, 1996).

Burchardt (1983) define a indução óssea como sendo o mecanismo mediante o qual o tecido é influenciado a formar elementos osteogênicos. A indução requer estímulos indutores tais como um fragmento de osso ou célula osteogênica e um ambiente favorável à osteogênese. O mecanismo de transferência de elementos osteoindutores, desde o local do receptor até o implante e a forma como estes trabalham, é ainda pouco conhecido.

Brown (1995) informa que, nos casos de implantes metálicos, a bioengenharia trabalha na seleção de metais ou ligas biocompatíveis baseadas na resistência a corrosão, resistência à fluência, tenacidade, resistência à fadiga, dureza ou resistência ao desgaste, sendo que, a resistência à corrosão é o fator mais importante.

2.4 Enxertos biodegradáveis ou bioabsorvíveis

A história dos implantes biodegradáveis na reconstrução óssea teve início na década de 60, sendo que ainda durante os anos 70 eram raras as publicações científicas sobre o assunto. Estudos consistentes foram realizados na área bucomaxilofacial. Bostman (1991) constatou que biopolímeros podem ser sintetizados a partir de aminoácidos retirados de fontes naturais, destacando-se o colágeno combinado com hidroxiapatita e fosfato tricálcio que tem se mostrado um excelente biomaterial para enxerto ósseo. Como demonstrado em Bostman (1991) a resistência de implantes de poliésteres quando colocados em tecidos subcutâneos de coelhos, com resistência inicial de 350Mpa, perdem 50% dessa resistência em 2 semanas. Dados de pesquisas, com parafusos biodegradáveis de 1,2cm³ de volume demonstraram que com a degradação desaparecem completamente em 6 meses.

Comercialmente disponíveis, encontram-se, com facilidade, parafusos metálicos, utilizados na área médica em ortopedia, bem como, na odontologia, em implantodontia, embora a oferta seja grande e variada, não se pode estabelecer paralelo com os parafusos poliméricos, McGuire et al. (1994).

Nessa área de desenvolvimento, ainda pouco explorada, de enxertos absorvíveis, podem ser enquadrados os parafusos usinados em osso cortical bovino desengordurado. Dentre as características dos parafusos poliméricos está a limitação de resistência mecânica, apresentando fragilidade quando submetidos a angulações e associados à torque de curta duração, bem como seu custo mais elevado em relação aos metálicos, todavia, em contra partida, apresenta facilidade de inserção e o baixo custo dos parafusos metálicos (Johnson, 1996).

Friedhlaender (1987) conceitua enxertos ósseos como uma das formas mais antigas de tratamentos reconstrutivos do sistema esquelético, no preenchimento de defeitos ósseos após traumas ou procedimentos cirúrgicos com perdas de tecido, ou, ainda, na redução de fraturas com perda de substância esquelética, e também, na recuperação de áreas tumorais após a sua remoção. Na incorporação de enxertos, a regeneração óssea desencadeada pelo estímulo do tecido enxertado, inicia-se por processo de homeostase, sendo que o remodelamento sofrido pelo enxerto, no leito receptor, apresenta fases distintas de incorporação ou seja: período de ativação com reabsorção e neoformação, verificando-se a participação de componente hormonal bem como a presença de estímulos elétricos e físicos.

Na reabsorção constata-se o aparecimento de osteoclastos responsáveis pela reabsorção, pela geração e deposição de material osteogênico, que posteriormente é mineralizado (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1995).

A reconstrução ocorre com revascularização através dos canais Harvesianos e de Wolkman, participantes do processo osteoclástico periférico ao enxerto. Nesta fase de incorporação há perda de massa mineral do enxerto com equivalente perda de resistência biomecânica (JUNQUEIRA, 1995).

Auto-enxertos, tanto de osso esponjoso ou cortical, sofrem nas duas primeiras semanas um infiltrado histológico, com presença de coágulo sobre a superfície do enxerto, havendo resposta inflamatória revascularizando o enxerto. Osso esponjoso difere do osso cortical na intensidade da revascularização que em aproximadamente dois dias o enxerto se encontra praticamente coberto por vasos, tendo completo o processo de revascularização em duas semanas. Após a revascularização, inicia-se processo osteogênico quando as células se diferenciam em osteoblastos e osteoclastos que iniciam o remodelamento ósseo (BURCHARDT, 1983).

Quando o enxerto é cortical, não há infiltrado vascular até o sexto dia, o tempo necessário à complementação do processo poderá prolongar-se de um a dois meses. A diferença histológica entre a incorporação do enxerto esponjoso com relação ao cortical, reside no fato de que a reconstrução, no enxerto cortical, inicia-se por atividade osteoclástica, enquanto que nos enxertos esponjosos a atividade inicial é osteoblástica. Enxertos esponjosos tendem a ser remodelados completamente no decorrer do tempo, enquanto que enxertos de

osso cortical propendem a permanecer como misturas de osso necrótico e osso neoformado. Consolidada a interface receptor-enxerto manifesta-se à aposição óssea a qual ocorre por processo convencional de crescimento ósseo (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1995).

Smiler (2000) analisou histomorfometricamente em intervalos de tempo variados a estágio de mineralização, enxerto ósseo alogênico-xenogenico usado na elevação do seio maxilar. Biópsia realizada nos pacientes em intervalo de tempo aos 6, 8 e 10 meses após a elevação, sendo que as cavidades biopsiadas foram preenchidas com implantes endósseos fornecendo protocolo de 4 grupos de 5 pacientes baseados no tempo de cura após a elevação do seio. Imagem com tomógrafo utilizando a técnica de backscattered electrons, sendo que os espécimes foram analisados histomorfometricamente para determinar o volume de osso residual, osso recém formado, tecido mole, hidroxiapatita bovina e osso alográfico desmineralizado liofilizado e remineralizado (DFDBA). O presente estudo demonstrou haver formação óssea nas áreas enxertadas do seio maxilar, com utilização da composição do enxerto alogênico-xenogenico. No entanto o autor considera a necessidade de outros estudos para se determinar com mais segurança o tempo necessário de mineralização para que esse osso possa ser colocado em função.

Pelker; Friedlaender; Markham (1983) o processo de liofilização óssea reduz a resistência ao torque e a flexão de aloimplantes, sem afetar a resistência à compressão e à tração. Com relação aos meios de descontaminação e preservação dos enxertos ósseos, a irradiação acima de 3,0 megarads ou a combinação com liofilização resulta em perda significativa da resistência mecânica. Estudos têm demonstrado que o processo de congelamento de enxertos ósseos diminui a capacidade osteogênica inicial do enxerto diminuindo a velocidade de neoformação óssea. Osso liofilizado incorpora-se de forma mais lenta do que autoenxerto, porém com maior rapidez que enxertos congelados. Aloenxertos que fraturam não se reincorporam ao osso receptor. O processo de liofilização consiste no resfriamento dos enxertos a temperaturas entre -20°C até -196°C , armazenados em nitrogênio líquido.

Para destruição de antígenos contidos no enxerto, irradia-se com 2 a 3 megarads o que contribuirá, sobremaneira, com a biocompatibilidade, no entanto prejudicando a capacidade osteoindutora. A irradiação acima de 3,0 megarad aumentará a solubilidade do colágeno e de

outras proteínas ósseas, bem como o sistema fibrilar da matriz o qual, também, será destruído (ROJAS, 2000).

Pesquisas têm demonstrado que enxertos submetidos a processos de liofilização que resultam em umidade inferior a 5%, e imediatamente reidratados por 1h, têm seu módulo elástico recuperado, e que após 4h, recupera a resistência à tração, e após 8h sua deformação máxima também restabeleceu os valores originais.

Pelker; Friedlaender; Marklan (1983) estudando a viabilidade de inserir enxertos ósseos corticais ou parafusos de fixação de enxertos em bloco, usinados em osso cortical humano, tem demonstrado que, mesmo utilizando meios de descontaminação e preservação, mantém a capacidade osteoindutora e osteocondutora (MOLINA et al., 1995).

Segundo Rojas (2000) ensaios de trações e tensões demonstraram, respectivamente, que a resistência média obtida corresponde a 202,04Nm para tração e que a torção exercida em 16 parafusos de osso cortical bovino, teve a média de 0,0466Nm, sendo que resultados assemelham-se aos conseguidos em ensaios estáticos à tração em parafusos usinados em osso cortical humano desenvolvidos por, Einhorn; Azria; Goldstin (1992).

Artzi; Zohar; Tal (1997) observaram a presença de partículas de osso desmineralizado liofilizado por mais de 6 meses, o qual não afetou a remodelação tecidual. Apesar da controvérsia, o osso desmineralizado é usado de forma ampla como material de enxerto. Nos casos específicos, onde a membrana oclusiva preserva a estabilidade da ferida, pode não ser necessário o emprego de material de enxerto.

Diés et al. (1996) descreveram as vantagens da colocação imediata de implantes, associados ao uso de enxertos ou de membranas, incluem:

- a) intervenção cirúrgica mais simples e, conseqüentemente, pouca reabsorção óssea;
- b) resultado clínico mais efetivo;
- c) colocação precisa do implante;
- d) resultado estético previsível;

- e) pré-disposição psicológica do paciente para aceitar o tratamento; um só tempo cirúrgico;
- f) custos reduzidos.

O método simultâneo é especialmente indicado para pacientes idosos, devido à diminuição do tempo e dos procedimentos cirúrgicos (DIÈS et al., 1996).

2.5 Requisitos necessários para a fixação inicial de implantes metálicos ou parafusos ósseos

Segundo Albrechtsson (1983) os requisitos necessários para a fixação inicial de implantes metálicos ou parafusos ósseos são:

- a) preparo ósseo sem traumas;
- b) máxima intimidade entre osso vivo e a superfície biocompatível do implante (sem excesso de pressão);
- c) ausência de movimento na interface durante a cicatrização (ancoragem primária).
- d) densidade óssea é provavelmente o parâmetro mais importante para a fixação inicial e ausência de movimento durante a cicatrização estágio I e, poderá influenciar na habilidade profissional de preparar a osteotomia sem resultar em excesso de calor e conseqüente dano ao tecido.

Relato da Dental Implant Clinical Reserch Group (DICRG) indica que osso de qualidade I apresenta porcentagem cirúrgica de falha mais alta (4,3%), seguida pela qualidade IV (3,9%), qualidade II (2,9%) e qualidade III com a porcentagem mais baixa (2,6%). A porcentagem cirúrgica de falha em implante foi de 3%. A maxila apresentou um melhor êxito na cirurgia Estágio II (98, 1%) que a mandíbula (96,4%) (QUIRYNEN, 1998).

Friberg et al. (1996) demonstram uma porcentagem de falha no descobrimento Estágio II com 4,8% após 732 implantes na região posterior da maxila.

Naert et al. (1992) relatam uma porcentagem de perda de implante de 4,1% na cirurgia estágio II com 269 implante na maxila.

Tjellström et al. (1988) encontraram 8,3% de perda em 444 implantes na maxila e revelam significativa falha nos tipos de ossos macios. Raros são os relatos a respeito da sobrevida dos implantes no osso mais denso, sabe-se que apresentam falhas na ordem de 4%. A sobrevida do implante no osso D2 e D3 parece ser a porcentagem mais alta, com falhas de 2% a 3 % (FRIBERG, 1996).

Ashman (1998) estudando casos de 15 pacientes tratados e observados durante 5 anos, submetidos a implantes em rebordos atrofiados e aumentados através de enxerto com osso sintético, demonstrou ser possível aumentar rebordo atrofiado com esse tipo de enxerto e conseguir regeneração alveolar de aproximadamente 90%, permitindo a osseointegração clínica e histológica de implantes com forma de raiz.

Estudos sobre implantes cilíndricos com plasma de titânio indicam um processo trifásico de osseointegração, caracterizada de acordo com a evolução cicatricial como: fase osteofílica, fase osteoindutiva e fase de osteo Adaptação.

2.6 Fases da regeneração óssea;

2.6.1 Fase Osteofílica

Quando a superfície rugosa do implante é colocada na medula compacta em área de mandíbula ou maxila, apenas um pequeno total de osso trabecular dentro da medula fica em contato com a superfície metálica do implante. A superfície remanescente do implante fica exposta ao espaço fibrogorduroso da medula. As respostas iniciais apresentadas são: a migração dos osteoblastos e a produção osteoide na interface osso implante, a origem destes

osteoblastos é da superfície do endósteo trabecular e das superfícies corticais. É provável que estas células sejam a resposta à liberação das POMGs no local cirúrgico do implante e responsáveis pela reabsorção inicial do osso compactado contra a superfície metálica. A fase osteofílica dura aproximadamente um mês (MARX; GARG, 1999).

2.6.2 Fase Osteocondutiva.

É o processo de crescimento de capilares, tecido perivascular e células osteoprogenitoras desde a superfície do receptor até o implante. Após contato, os osteoblastos difundem-se ao longo da superfície metálica (osteocondução) depositando tecido osteóide. O osso, que foi inicialmente neoformado aparenta freqüentemente uma camada fina que é denominada, *lâmina pedicular*. Essa fase continua nos próximos 3 meses e mais osso é adicionado à superfície do implante. Neste tempo (4 meses após o procedimento inicial) a maior área superficial já está recoberta por osso neoformado definindo a superfície da interface (MARX; GARG, 1999).

2.6.3 Fase Osteoadaptação

Essa fase de osteoadaptação, inicia aproximadamente 4 meses após a colocação do implante, quando termina a fase osteocondutiva. A ela é associado um estado estável (no ganho ou perda de osso compactado da interface) na seqüência reabsorção/remodelação que continua mesmo após os implantes serem expostos e ativados. De fato, quando ocorre ativação funcional, os implantes não demonstram alteração na superfície óssea, porém, a placa pedicular torna-se delgada. Estudos atuais desenvolvidos por Marks e Garg (1999) sobre biomecânica comparando a resistência dos implantes à força de tração entre osso enxertado nas áreas posteriores de mandíbulas normais e mandíbulas enxertadas. A área enxertada apresentou resistência superior, e uma área de interface de 72% de contato. Registrou-se menor resistência em mandíbula normal e área de interface de 47%. A resistência à tração em osso em osso original, mensurada inicialmente em 18 Newton por metro, diminui nas 4 primeiras semanas devido a grande atividade de remodelação óssea. Após à quarta semana, foi

observado aumento na resistência a tração, o que significa aumento de contato osso/metal, chegando ao final da fase osteocondutiva no valor de 48Nm. Em osso enxertado, nas primeiras 4 semanas há pequena perda na curva de resistência a tração com imediata colocação de implante, pois nesse período acontece a fase osteoregenerativa com desenvolvimento osteóide máximo. Nas próximas 4 semanas a resistência à tração aumenta rapidamente, o que significa rápida formação óssea no enxerto e remodelação resultando maior contato entre osso/metal. A resistência à tração é nivelada em 20 semanas, em aproximadamente 60NM, que é indicativo da prolongada remodelação e maturação do osso enxertado, histologicamente com interface em aproximadamente 72% de contato (MARX; GARG, 1999).

A interpretação dos dados histológicos e da resistência a força de tração em relação a osseointegração varia entre osso normal e osso enxertado, porém para cada tipo ósseo segue um mecanismo semelhante. A extrapolação desses dados para seres humanos, demonstra ser viável a implantodontia em osso enxertado, pois permite osseointegração em alto grau, sendo recomendado em locais deficientes em volume ou densidade óssea, ou em locais que tem um histórico de implantes malsucedidos. Esta extrapolação clínica sugere que um período de 4 meses para osseointegração é suficiente para osso normal e enxertado (MARX; GARG, 1999).

Segundo Barboza; Caula; Machado (2000) trabalhando com proteína 2 Morfogênica do osso humano na regeneração óssea, constatou que as características histológicas dos enxertos podem ser resumidas em três estágios de desenvolvimento:

- 1 - Estágio de neovascularização;
- 2 - Estágio de diferenciação celular;
- 3 - Estágio de neoformação do trabeculado ósseo.

Observou que a neovascularização e a diferenciação celular ocorre precocemente, em aproximadamente 5 dias após a implantação. Nos momentos posteriores o autor relata ter observado a presença de todos os estágios de desenvolvimento, porém as regiões de neovascularização e de diferenciação celular foram se reduzindo, enquanto a neoformação do trabeculado ósseo aumentava.

Fatores de crescimento são mediadores biológicos naturais que exercem vários efeitos sobre a regeneração. São polipeptídeos responsáveis por regular a síntese de DNA, a quimiotaxia, a citodiferenciação e a síntese de matriz óssea. Esses fatores são encontrados em vários tecidos em fase de crescimento, que são moléculas iniciadoras de quase todos os processos cicatriciais (ANITUA, 1999).

Um dos componentes mais importantes que determinam o sucesso ou insucesso da osteoindução dos enxertos é a efetividade do material carregador. O carregador ideal deve maximizar a exposição dos tecidos hospedeiros aos fatores de crescimento e manter a secreção uniforme sem permitir a liberação desse além do limite do enxerto. Deve reabsorver com índice que igual ao da neoformação óssea. O carregador deve ser seguro, biodegradável, biocompatível, e formulado para permitir restabelecer a forma e tamanho preciso para futura implantação. Toriumi; Robertson (1993), concluíram que dependendo da quantidade do material a ser implantado, pode-se utilizá-lo diretamente ou associado com uma matriz que parece desencadear reprodutibilidade e sensibilidade da resposta osteoindutora.

Para a osteoindução local através das POMs, imobiliza-se a proteína indutora através da associação com um carregador, quando o osso extraído e parcialmente purificado, for associado com o colágeno dérmico bovino, a hidroxiapatita fibrilosa, o fosfato tricálcio, o sulfato de cálcio, ou com as matrizes sintéticas como o ácido polilático, possuem a capacidade de induzir a neoformação óssea (SATO et al., 1991).

Em várias pesquisas, a esponja de colágeno reabsorvível (ECR) produzida a partir do colágeno bovino do tipo 1, foi a matriz para a liberação da rhPOM-2. De fato, pode induzir neoformação óssea, porém, apenas quando administrada em altas doses. Contudo, a presença de um material matricial pode influenciar o volume de osso neoformado e a diminuição da quantidade de rhPOM-2 necessária para a indução da neoformação óssea. Provavelmente a função da matriz neste sistema é de imobilizar a molécula indutora no local da implantação por um período que seja o suficiente para influenciar a resposta celular. Ainda não está clara se a matriz atua na liberação lenta da POM assim que se apresenta o gradiente quimiostático ou se as células respondem às moléculas assim que estas se apresentem na matriz (MATSUDA., 1992).

Em suma, quando a POM foi utilizada sem carregador, foi necessário uma grande quantidade para que fosse encontrada uma adequada indução óssea. Além disto, apresentou-se a POM purificada altamente solúvel *in vivo*, quando utilizado sem carregador, sendo dispersa imediatamente após a implantação e perdendo o efeito de indução óssea. Segundo Matsuda (1992), parece que a POM necessita para sua utilização clínica de um carregador apropriado.

Existem vários carregadores "artificiais". O aloenxerto também poderia ser considerado um carregador por fornecer uma substância estrutural. Cada carregador possui diferentes vantagens e desvantagens, porém, os carregadores são, essencialmente, osseocondutores (determinando uma estrutura para auxiliar o crescimento ósseo, por dentro ou por fora). Alguns dos carregadores poliméricos biodegradáveis mais recentes se mostram promissores por fornecerem uma infra-estrutura para o crescimento e depois reabsorverem para ser complemente substituídos pelo osso natural; o que não acontece com a hidroxiapatita, que parece permanecer no corpo (BARBOSA; DUARTE; GEOIDS, 1999).

Talvez, os polímeros provem ser eficazes como carregadores, por serem biodegradáveis, podem ser formulados com vários graus de solidez, e possuem um baixo grau de reatividade tecidual. Os carregadores poliméricos sintéticos poderiam ser muito superiores como matriz óssea carregadora, clínica. Além disto, os polímeros utilizados como uma base reabsorvível ou formulados como um material carregador da rhPOM-2 indeformável e semi-rígido, poderiam induzir a neoformação óssea, para restaurar os defeitos ósseos com exatidão dimensionais e com maior força biomecânica (TORIUMI et al., 1991).

De acordo com Marx (1999) o organismo humano utiliza fatores de crescimento para promover a rápida diferenciação das células mesenquimais no sítio cicatricial. A proporção de células estruturais da medula é de aproximadamente 1:100.000 quando se é adolescente; 1:250.000 aos 35 anos e 1:400.000 aos 80 anos. A idade do indivíduo tem influência determinante na resposta biomecânica do osso, estudos realizados "in vivo e in vitro", em animais transgênicos, que reproduzem parte da fisiologia humana, observou-se que com o passar do tempo, os ossos apresentam uma expansão cortical, reabsorção endosteal, e aposição periosteal em camadas (ROJAS, 2000).

A parte orgânica da matriz óssea é formada por fibras colágenas (95%) constituídas de colágeno tipo 1 e por pequena quantidade de substância fundamental amorfa que contém agregados de proteoglicanos e glicoproteínas (JUNQUEIRA, 1995).

Entre as principais razões para o fracasso secundário de um implante osseointegrado está a sobrecarga funcional desse implante. A forma do implante, a qualidade óssea, a anatomia da prótese implanto-suportada, a resistência do implante às forças de separação são fatores determinantes na sobre vida do mesmo (MISCH, 1999).

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar a fabricação de parafusos em osso cortical bovino quanto:

- a) ao processo de usinagem, com utilização de tornos convencionais comumente manuseados pela Engenharia Mecânica na confecção de peças com variados tipos de Materiais;
- b) ao comprometimento das condições físicas e biomecânicas do osso bovino devido à manipulação durante o processo de usinagem de forma a comprometer sua biocompatibilidade e inviabilizar sua aplicação clínico/cirúrgica;
- c) Verificar da possibilidade de limpeza e descontaminação dos parafusos pós usinagem sem comprometimento de suas propriedades.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foi utilizado, na parte experimental deste trabalho de pesquisa, osso cortical bovino liofilizado desengordurado, nos quais se usinou 30 parafusos ósseos. A fase experimental desse trabalho foi realizada no laboratório de mecânica da UFSC (USICON - Laboratório de Usinagem e CNC), CENTRO TECNOLÓGICO, DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA, sendo que o manuseio dos equipamentos e tornos ficou sob responsabilidade do Engenheiro Mecânico Fernando de Souza Pereira. Os parafusos foram utilizados também para uma segunda pesquisa de dissertação onde foi analisado microscopicamente o comportamento tecidual da tíbia de coelhos nas quais os parafusos foram enxertados. Parafusos de 7mm de comprimento por 2mm de diâmetro foram usinados, em osso cortical bovino liofilizado, sendo que para confecção aplicaram-se as mesmas diretrizes utilizadas na fabricação de parafusos de osso humano alógeno do trabalho de tese de Rojas (2000).

O osso bovino utilizado foi proveniente da divisão de Biomateriais da Baumer SA., empresa produtora de materiais para enxertos, estabelecida em Mogi Mirim-SP. (CNPJ:61.374.161/0001-30). Os animais doadores das estruturas ósseas, são animais de uma mesma raça, sexo e idade, de rebanho da própria empresa, que os cria com alimentação verde (pasto) e ração obtida de fornecedor cujo credenciamento se baseia na qualidade de carne tipo exportação. O procedimento de abate, corte e embalagem de carne está de acordo com as normas sanitárias nacionais estabelecidas por órgãos competentes, como Vigilância Sanitária e Ministério da Saúde, atingindo as exigências internacionais. Fiscais do SIF confirmam as medidas de controle de doenças e a qualidade fitossanitária do rebanho que abastece o frigorífico. Os ossos inicialmente foram submetidos à remoção de resíduos de carne, veias e tendões, desengorduramento e liofilização.

4.1 Material utilizado



Figura 1 – Osso cortical bovino liofilizado

A usinagem dos Parafusos.

Os 30 parafusos de osso cortical bovino liofilizado foram usinados no USICON - Laboratório de Usinagem e Comando Numérico do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC. Inicialmente essa usinagem teve como referência às medidas de tamanho em diâmetro e altura dos implantes bucais do tipo Branemark, os quais tiveram as seguintes dimensões: comprimento total de 10mm sendo 5mm de rosca e 5mm de comprimento da cabeça. A superfície foi confeccionada em forma de rosca de métrica com 2mm de diâmetro com passo de 0,6mm, com propósito de aumentar a área de interface osso/implante. Posteriormente estes parafusos sofreram modificação em seu diâmetro e comprimento para viabilizar sua implantação na Tíbia de coelho. Os novos parafusos possuem as dimensões de cabeça de 3mmx3mm, comprimento total de 7mm e espessura de 2mm, rosca métrica com 2mm com passo de 0,6mm (FIG. 2).



Figura 2 – Parafusos usinados em osso cortical bovino liofilizado

Ferramentas Utilizadas

Para o torneamento do implante de osso foram utilizadas ferramentas de corte de metal duro da Marca Sandvik Coromant, fornecidas pela empresa THIJAN Comércio e Representações Ltda - Joinville - S.C, e para abertura da rosca métrica foi confeccionada uma ferramenta de aço rápido (bits com 10% de Co.) ajustada na função acabamento, prática comum na usinagem de vários tipos de materiais. A afiação das ferramentas corresponde às condições normais de afiação com rebolos de óxido de alumínio.

Abaixo relacionamos as ferramentas de metal duro utilizadas:

Operação	Ferramenta	Classe	Suporte	Fabricante
Desbaste	VBMT 110202-UF	H13A	SVJBR2020K11	SANDVIK
Corte	R151 2 300 05 4E	235	RF151.22-2220	SANDVIK

4.2 Equipamentos Utilizados

Para a fabricação dos implantes utilizou-se um Torno CNC Cosmos 10U da marca ROMI (FIG. 03), com potência instalada de 10KVA, dotada de um magazine com capacidade para oito ferramentas e dispositivo para medição automática dessas ferramentas.



Figura 3 - Torno Cosmos 10U.

4.3 Metodologia utilizada para fabricação dos parafusos ósseos

A fabricação dos parafusos partiu da preparação do osso para usinagem, progrediu com a montagem do torno e posterior usinagem dos parafusos em osso de cortical bovino. A seguir descrevemos as etapas necessárias para a fabricação dos parafusos de osso (FIG. 4).

- *Corte e Lixamento do osso:* nesta primeira etapa cortou-se no sentido transversal do osso com o objetivo de se retirar pedaços de forma prismática para posterior transformação em pequenos cilindros.
- *Torneamento do prisma:* devido a forte irregularidade do osso obtido através da utilização da serra manual e também a dificuldade de fixação deste na placa do torno, foi necessário a utilização de um torno convencional para se conseguir obter pequenos tarugos cilíndricos e tornea-los no CNC na forma do parafuso fabricado.
- *Torneamento do cilindro:* para ser possível a fixação na placa de três castanhas do torno CNC, foi necessária a fabricação de uma pinça em aço, na qual se introduz o cilindro de osso. Não foi utilizado fluido de corte na usinagem.



Prisma de osso



Cilindro de osso



Pinça

Figura 4 - Resultados das três primeiras etapas.

Após a pinça ser fixada na placa realizou-se as próximas etapas de fabricação que envolveu os seguintes processos: Torneamento externo, rosqueamento, sangramento (FIG 5).



Figura 5 – Cilindro fixado na placa do torno CNC

Dando seqüência foi realizado através da utilização de uma fresadora ferramenteira, a usinagem da cabeça do parafuso na forma quadrada, com 4x4mm de medida para adaptação a instrumentos cirúrgicos utilizados para sua implantação. (FIG. 6).



Figura 6 – Usinagem do parafuso.

A superfície do parafuso tem formato de rosca, com propósito de aumentar a área de interface osso/implante, e proporcionar estabilidade primária (FIG. 7).



Figura 7 – Cilindro ósseo torneado e parafusos usinados

Após a usinagem os parafusos foram submetidos à limpeza bioquímica através de solução a base de peróxido de hidrogênio, desproteinização parcial por processo bioquímico, estabilização do pH e liofilização. O processo de liofilização consiste em resfriar as amostras a temperaturas entre -20 até -196 graus centrígrados e armazenagem em nitrogênio líquido. Após embalagem em duplo sterilibag e esterilização com raio gama com 20 Kgy, realizados pela Baumer S.A (FIG. 8).



Figura 8 –Parafuso ósseo esterilizado, em dupla embalagem.

5 RESULTADOS

Devido às características de dureza e as propriedades mecânicas do osso bovino liofilizado, sua similaridade de comportamento físico em relação a outros materiais comumente usinados, se tornou fácil a utilização dos equipamentos na usinagem dos parafusos.

É possível controlar e manipular a forma dos parafusos e o nível de rugosidade superficial.

É possível determinar a influência da ferramenta e as condições de corte sobre a superfície usinada.

As micro-irregularidades do gume da ferramenta geram um entalhado tridimensional tanto na superfície como no cavaco e essas ferramentas de gume rugosos podem gerar uma textura de superfície pré-determinada desejável.

As pontas utilizadas para a fabricação dos parafusos não necessitam ser diamantadas, são de aço rápido, o que facilita o processo por ser de fácil aquisição e baixo custo.

A facilidade de obtenção da matéria prima (osso bovino) e a baixa possibilidade de infecção cruzada viabilizam a produção em larga escala.

A aplicabilidade clínico/cirúrgica, bem como a manutenção das condições físicas e biomecânicas tem resposta demonstrada na implantação de parafusos com 7mm de comprimento por 2mm de diâmetro com cabeça quadrada usinada de forma a permitir adaptação à instrumentos utilizados na implantodontia odontológica, e adaptados para inserção desses parafusos em tíbias de coelho sendo possível a sua manipulação sem apresentarem fratura durante a implantação. O processo cirúrgico de implantação dos

parafusos foi viável, com uma tecnologia semelhante à realizada em implantes bucais e com motores e instrumentos também odontológicos.

A resposta biológica osseocondutora com neoformação e crescimento ósseo vertical comprovado microscopicamente nas tíbias implantadas com parafuso de osso cortical bovino liofilizado, observados no trabalho de pesquisa desenvolvido pela mestrandia Cíntia Schiochett(2002), foi possível devido a eficácia do processo de limpeza e descontaminação ao qual os parafusos foram submetidos após usinagem. Processo esse, já descrito em material e métodos.

6 DISCUSSÃO

Com referência na escassa literatura, baseado nos conceitos biomecânicos e utilizando a tecnologia recomendada, foram aplicados procedimentos de usinagem na confecção de parafusos de osso cortical bovino liofilizado, atuando-se, sobre estruturas biológicas calcificadas, constituídas por camadas de tecidos dispostos em posição lamelar, e que apresentam um comportamento característico quando submetidos à procedimentos modificadores de sua forma, decorrentes de ações biomecânicas.

De acordo com Marx; Garg (1998) ao colocar implantes ou enxertos na mandíbula, ou maxila, é importante entender o processo de remodelação óssea, e como esses fatores têm implicações na osseointegração dos implantes dentários. Aproximadamente 0,7% do esqueleto humano é reabsorvido diariamente e substituído por osso saudável neoformado. Com o passar da idade, juntamente com o surgimento de doenças metabólicas, o processo de renovação é reduzido, determinando um aumento da idade média óssea. Este aumento poderá afetar a localização e integração de implantes, e determinar a necessidade de utilização de enxertos ósseos.

Cirurgiões deverão utilizar o conhecimento da fisiologia óssea para o planejamento cirúrgico pré-protético, bem como protesistas na definitiva reabilitação protética. Essencialmente, o enxerto poderá iniciar o seu funcionamento geral em 6 semanas. Posteriormente a procedimentos pré-protéticos, tais como vestibuloplastia gengival poderão ser concluído aos 4 meses, pois, um periósteo funcional já foi formado. Implantes dentários osseointegrados podem ser colocados também neste período, apresentando possibilidade de ser ativados em 4 meses (MARX; GARG, 1998).

A fabricação de parafusos ósseos a partir de osso cortical bovino liofilizado, corresponde a uma série de condutas que, em grande parte, reproduzem os procedimentos e se

aproximam de resultados usuais na área de usinagem mecânica desenvolvida em outros tipos de materiais.

A confecção dos parafusos apresenta um comportamento semelhante à dos materiais frágeis, que produzem cavaco altamente recalcado com uma superfície arrancada. Entende-se por cavaco as partículas do material arrancado por intermédio da ferramenta de corte. No caso de usinagem em osso, essas partículas são o material removido para se obter a geometria desejada. O tamanho desse cavaco depende da velocidade, profundidade, dureza do material e avanço do corte utilizado.

A usinagem do osso apresenta um ângulo de fratura elevado, constituindo-se em um material de difícil manuseio sob ponto de vista de acabamento da superfície, especialmente pela ocorrência de cisalhamento por laminação em planos coincidentes com as linhas interlamelares do osso cortical harvesiano. Contudo, é possível controlar e manipular através do processo de usinagem e seleção correta do tipo de osso, a superfície do parafuso, que resulta em resistência e se constitui um dos fatores mais importantes nos parafusos ósseos.

A prática demonstra ser possível obter níveis diferentes de rugosidade e de morfologia da superfície, que são compatíveis com vários tipos de parafusos de titânio utilizados atualmente. Os diferentes tipos de tratamento da superfície de implantes metálicos têm como função aumentar a área de interface e influenciar a resposta tecidual do osso neoformado. Assim, superfícies lisas como no caso de implantes metálicos, ou muito porosas ou rugosas como no dos cerâmicos, podem ser obtidos também por usinagem de osso cortical. Variando-se as condições de corte e geometria da ferramenta, determinaremos a integridade da superfície trabalhada. Observa-se ainda micro-irregularidades provenientes do instrumento de corte resultando em microtextura, desejável e com provável influência positiva na condução da resposta biológica dos tecidos, contribuindo também no aumento da área de interface osso/parafuso.

Superfícies rugosas tem demonstrado, com frequência, altos valores em provas mecânicas, indicando uma interface osso/implante mais forte. No caso de implantes metálicos, estudos indicam que a interface também é influenciada pelos diferentes tipos de tratamento de superfície (ERICSSON, 1994).

A osseointegração de implantes dentários depende da densidade do osso trabeculado, do comprimento, da largura da crista e da saúde sistêmica. A longevidade do implante depende da sua capacidade para manter a osseointegração quando submetido à cargas (NAERT, 1992).

Osso ou enxerto com deficiência no comprimento alveolar terá implantes localizados mais sobre o osso do que dentro dele, gerando um braço de alavanca destrutivo, que possivelmente ocasionará a perda do implante. Crista ou enxerto estreito, em osso nativo ou enxerto ósseo com reduzida densidade de osso trabecular promove sério risco de apresentar falhas na osseointegração inicial ou a perda, com o passar do tempo, de ativação (RENOUARD; RANGERT, 2001).

A opção pelo osso bovino, como matéria prima para usinagem dos parafusos, se deu pela facilidade e fartura do material e pela segurança em relação a infecção cruzada, mesmo em detrimento à materiais poliméricos com os quais há similaridade de valores quanto a resistência a tração.

Yacker (1996) pesquisando o efeito da irrigação sobre a profundidade da osteotomia e o diâmetro da broca, realizou análise de densidade óssea por meio de tomografia computadorizada; comparando osso bovino com osso humano. Morfologicamente, o bloco de osso bovino estudado, tinha as dimensões de 21mm de altura por 23mm de comprimento, era constituído por placa cortical externa de 2mm, circundando um núcleo medular. Obteve imagens usando um tomógrafo Columbia Scientific Simplint Hounsfield, o qual definiu para osso cortical bovino 1400 unidades Hansfield de densidade e para porção medular 470 unidades Hansfield. Com base nas varreduras (CAT) realizadas em mandíbulas humanas obteve para o osso cortical uma variação entre 1400 unidades e 1600 unidades Hansfield, com uma leitura medular entre 400 e 600 unidades Hansfield. Demonstrou a similaridade entre osso bovino e osso da mandíbula humana.

Segundo Rojas (2000) quando comparado ao ferro, osso é três vezes mais leve e 10 vezes mais flexível, porém a resistência à tração é similar; quando submetido á processo de torneamento comporta-se como a madeira, é mole e se desprende em lascas.

A água é responsável pelo comportamento viscoelástico do osso, Einhorn et al. (1992) em pesquisa considerou o osso como um compósito semelhante à fibra de vidro, sendo que a

parte mineral comporta-se como as fibras que reforçam o material básico, que no caso do osso, corresponde a matriz proteica de colágeno.

O osso usinado foi submetido previamente a processo de liofilização, e de acordo com Pelker et al. (1983) as propriedades biomecânicas de um aloimplante pode ser alterada pelos métodos de preservação e conservação aplicados no material. Pesquisas demonstram que a liofilização diminui significativamente a resistência torsional e à flexão de aloimplantes ósseos, mas não afeta a resistência à tração. A irradiação do osso a mais de 3.0megarads ou a irradiação combinada com liofilização causa significativa redução na resistência mecânica.

Osso liofilizado cortical se incorpora ao receptor de uma forma mais lenta do que um enxerto autógeno, mas com maior sucesso que enxertos criopreservados. Molina et al. (1995) demonstraram que após liofilizar ossos de tibias e fêmures de coelhos até um conteúdo de umidade inferior a 5%, e logo reidratar-los por período de 1 hora o módulo elástico voltou ao normal e a resistência à tração foi recuperada depois de 4 horas.

Os parafusos usinados nessa pesquisa, conforme descrito em material e métodos, foram submetidos à dupla liofilização; a primeira faz parte do processo preliminar de desengorduramento para usinagem, a segunda liofilização foi realizada após o processo de usinagem viabilizando sua implantação *in vivo*. Esse enfraquecimento se constitui numa provável limitação biomecânica. Sugere-se que antes da implantação, os parafusos sejam reidratados em meio estéril por pelo menos 1h. Discute-se sob o ponto de vista biomecânico a indicação desses parafusos em áreas de exigência de carga, como por exemplo fixação de ligamentos.

Irradiação acima de 3,0megarad., resulta na diminuição da resistência biomecânica, devido ao aumento da solubilidade do colágeno e outras proteínas da estrutura orgânica, além do que o sistema fibrilar da matriz é destruído (ROJAS, 2000).

O comportamento ósseo quando submetido a cargas estáticas, seja de natureza experimental ou fisiológica, terão resposta correspondente com a massa do tecido, com as propriedades e da geometria

Osso não apresenta deformação elástica em baixas taxas de deformação, em altas taxas de deformação comporta-se como um sólido elástico frágil. A taxa de deformação aumenta na

medida em uma atividade física torna-se mais exigente. Durante as atividades diárias comuns, a taxa de deformação não afeta o módulo de elasticidade, variando no máximo em 15%, a resistência elástica está relacionada com a composição mineral e pela forma como está distribuída na matriz de colágeno (ROJAS, 2000).

A temperatura também está relacionada com a integridade do material, visto que foi usinado. Sabe-se que a vida do osso cortical é reduzida com aumento da temperatura. Einhort et al. (1992) relata que indivíduos correndo em climas quentes mostraram valores de temperatura superficial na pele de até 43°C, e que os tecidos internos podem estar 2°C acima da temperatura da pele, apresentando mais facilmente fadiga óssea e risco de fratura.

É do conhecimento da mecânica dos sólidos que o comportamento de um corpo submetido a forças, depende não apenas das leis fundamentais da mecânica Newtoniana que governa o equilíbrio dinâmico, mas também, das propriedades físicas dos materiais, dos condicionamentos ambientais no qual a interação acontece. No caso específico da usinagem de parafusos, a técnica utilizada baseia-se em novos procedimentos da moderna ciência, a bioengenharia. As informações necessárias provêm do processo evolutivo onde antigos materiais tem sido trabalhados de maneira a ser reutilizados de forma a induzir funções conhecidas, permitindo obter respostas previsíveis e programadas nos procedimentos denominados Regeneração Guiada, onde o conhecimento da especificidade fisiológica dos tecidos envolvidos dita os procedimentos adotados.

A utilização de um parafuso ósseo tem vantagens sobre a utilização de um parafuso metálico pelo fato de ser absorvido, não interferindo na posição de colocação dos implantes nem necessitando ser removido após a incorporação do enxerto ao leito receptor. Atualmente os esforços se dirigem para conseguir estética e função das próteses implanto suportadas, considerando não apenas o aspecto protético como também a preservação e reconstrução das estruturas esqueléticas e dos tecidos moles. Avaliações histológicas descritas na literatura confirmam a viabilidade de osso regenerado resultante de técnicas de enxertia e a possibilidade de sua ativação funcional. Parafusos ou enxertos ósseos submetidos à ação de forças supostamente conhecidas, enxertados em tecidos com fisiologia também conhecidos, devem responder aos estímulos biológicos e biomecânicos interagindo com o receptor, promovendo a indução e resistindo à função. O uso de regeneração tecidual guiada, com utilização de membranas fixadas por parafusos se constitui em procedimento usual nas

reconstruções ósseas pretendidas, sendo que uma alternativa atual é associação com membranas absorvíveis, que comumente são fixadas por parafusos metálicos de titânio, alumínio ou aço cirúrgico, os quais necessitam ser removidos.

Com relação ao comportamento biomecânico desses parafusos, estudos recentes têm reportado ensaios de arrancamento e poder de fixação que envolvem compressão, cisalhamento, fadiga, com utilização de parafusos com diferentes tipos de rosca e diferentes tipos de material, inseridos em osso, ou em materiais que simulam osso esponjoso, utilizados devido à facilidade de conduzir os estudos comparativos. Em 1972 surgiu a especificação de um parafuso, tipo *Sherman* que corresponde a uma rosca simétrica em forma de perfil triangular V, com dois tipos de rosca, fina e grossa. Ensaios feitos para determinar o poder de fixação comparativamente entre parafusos metálicos e absorvíveis, utilizados por Johnson e VanDyk (1996) fixados para interferir nos movimentos de tendões, quando cortados do joelho de coelhos, e reposicionado cirurgicamente em seu local. Os tendões foram puxados e mediu-se a capacidade do parafuso para interferir sobre o ligamento na união reconstruída. A carga média antes da falha para o parafuso metálico foi de 436,1Newtons; no caso de parafusos absorvíveis foi de 565,2Newtons. A diferença média entre pares de parafusos metálicos-polímeros foi de 124,6Newtons. Sendo que força maior necessária de remoção foi para o absorvível. Outra indicação é para estabilização de fraturas ósseas que requer fixação temporária, até que a fratura consolide.

Enxertos ou implantes usinados em vários tipos de materiais, quando incorporados a um tecido vivo interagem com esse tecido desencadeando as mais variadas respostas, podendo desenvolver desde uma reação de hipersensibilidade ou a passividade biológica. Esses biomateriais que inicialmente tinham como principal característica a inércia biológica, evoluíram de maneira a se constituir não apenas em material de preenchimento, mas também, como indutores do metabolismo celular. Entre as indicações do parafuso ósseo; é fixar enxertos em bloco, ser usado para aumentar o rebordo alveolar viabilizando a instalação de implantes em posição que propicie correta ativação biomecânica e estética agradável por meio e próteses dentais, capazes de reabilitar funcional e socialmente.

A reparação das lesões ósseas é essencial na odontologia e medicina, a possibilidade de colocação de enxertos com materiais biocompatíveis, bioativos e reabsorvíveis como no caso dos parafusos ósseos bovinos, se constitui numa alternativa moderna para essas reconstruções. Enxertos osseocondutivos como no caso do parafuso em questão podem ser considerados carregadores por fornecer substância estrutural, reabsorvendo e propiciando a formação da matriz, resultando em neoformação de osso saudável; sem resíduo do enxerto e com força biodinâmica.

7 CONCLUSÕES

A facilidade na execução do processo de fabricação dos parafusos, o baixo custo e a facilidade de obtenção da matéria prima, tornam a fabricação do parafuso um processo exequível.

A possibilidade de seleção do osso a ser usinado, o manuseio clínico dos parafusos, a adaptação a instrumentos cirúrgicos, a preservação de suas características físicas, biomecânicas, de biocompatibilidade e osseocondução, bem como a descontaminação realizada após o processo de fabricação, torna o parafuso ósseo uma opção como instrumento para fixação de enxertos, membranas, fraturas ósseas e como cadvuantes na terapia periodontal.

A possibilidade de obtenção de diferentes tipos de textura superficial é provavelmente uma característica que se constitui em vantagem na relação de intimidade da interface parafuso/osso receptor, aumentando significativamente a área de interface.

É possível a limpeza e descontaminação dos parafusos com manutenção das características físico-químicas. Sugere-se que para recuperação da resistência e viscoelasticidade dos parafusos submetidos a dupla liofilização submete-los a reidratação em soro estéril por período que varie entre 5 minutos a 2 horas quando termos a completa recuperação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANITUA, E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of use in the preparation of future sites for implants. **Int J Oral Maxillofac. Impl.**, Copenhagen, v.14, p.529-35, 1999.

ADELL, R. Regeneration of periodontium. An experimental study in dogs. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, Stockholm, v.11, p. 1-177, 1974. Suppl.

ADELL, R., et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v.10, p.387-416, 1981.

ALBREKTSON, T. Direct bone anchorage of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.50, p.255, 1983.

ASHMAN, A. Colocação de implantes em rebordos atrofiados e aumentados através de enxerto com osso sintético: relato histológico de um caso, em humano, durante 5 anos. **J. Implant. Dent.**, Caracas, v.1, n.3, p.3, 1998. Tradução de Implant Dentistry.

ARTZI, Z.; ZOHAR, R.; TAL, H. Periodontal and peri-implant bone regeneration: clinical and histological observations. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, Chicago, v.17, n.1, p.63-73, 1997.

BARBOZA, E. P.; CAULA, A.; MACHADO, F. Potencial da associação da proteína – 2 morfogênica do osso humano na regeneração óssea. **J. Implant. Dent.**, Caracas, n.8, p.24-31, 2000-2001. Tradução de Implant Dentistry.

BARBOZA, E.P. et al. Ridge augmentation following implantation of recombinant human bone morphogenetic protein-2; A clinical and histological study. **J. Periodontol.**, Chicago, 2001. In press.

BECKER, W. et al. A comparison of ePTFE membranes alone or in combination with platelet - derived growth factors and insulin- like growth factors-I or demineralized freeze-dried bone in promoting bone formation around immediate extraction socket implants. **J. Periodontol.**, Chicago, v.63, n.11, p.929-940, Nov. 1992.

BIOLOGIC Inc; INSTRUMENT MAKAR Inc. Catálogo comercial.(Destructor). [S.l.: s.n.], 1993.

BOSTMAN, O.M. Current concepts review absorbable implants for fixation of fractures. **Clin. Orthop. Rel. Fixation Res.**, v.285, p.263-272, Dezembro 1992.

BRANEMARK, P.I. Introducción a la osseointegración. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.; ALBREKTOSN, T. **Protesis tejido-integradas: la osseointegración en la odontología clinica.** Chicago: Quintessence, 1987. cap.2. p.13-30.

BRANEMARK., P.I. Vital microscopy of bone marrow air rabbit. **Scand. J. Clin. Lab. Invest.**, Oxford, v.11, n.38, p.1-82, 1959. Supplement.

BRANEMARK, P.I.; BREINE, U. **Formation of bone marrow in isolated segment of rib periosteum in rabbit and dog.** Blut: Berlin, v.10, p.236-252, 1964.

BRANEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, Stockholm, v.16, p.1-132, 1977. Supplement.

BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet Dent.**, St. Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sept. 1983.

BROWN, R.S. Medical products demand unique alloy. **Am. Mach. Metalwork. Manuf.**, New York, p. 89-91, May 1995.

BRUNETTE, D.M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. **Int. J. Oral Maxillofac. Implant.**, Lombard, v.3, p.231-46, 1998.

BURCHARDT, H. The Biology of bone graft repair. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.174, p.28-42, Apr. 1983.

CARESS, A. The history manufacture and physical characteristics of Kallodent. **Brit. Dent. J.**, v.59, p.135-148, Jan. 1935.

CATON, J., et al. Guidede Tissue Regeneration in Interproximal Defects in The Monkey. **Int. J. Periodontics Rest. Dent.**, Quintessence, v.12, n.4, p.267-277, 1992.

DAHLIN, C. et al. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. **Plast. Reconstr. Surg.**, Baltimore, v.81, n.5, p.672-676, May 1988.

DAHLIN, C.; LEKHOLM, U.; LINDE, A. Membrane-induced bone augmentation at titanium implants. A report on tem fixtures followed from 1 to 3 years after loading. **Int. J. Period. Rest. Dent.**, Chicago, v.11, n.4, p.273-282, 1991.

CARLSSON, L. et al. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.3. n.1, p.21-24, 1988.

CARLSSON, L.V.; ALBREKTSSON, T.; BERMAN, C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.4, n.3 p.199-204, 1989.

DIÈS, F. et al. Bone regeneration in extraction sites after immediate placement of an e-PTFE membrane with or without a biomaterial. A report on 12 consecutive cases. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.7, n.3, p. 277-285, Sept. 1996.

EDEL, A. The use of a connective tissue graft for closure over an immediate implant covered with an occlusive membrane. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.6, n.1, p.60-65, Mar. 1995.

EINHORN, T.A.; AZRIA, M.; GOLDSTEIN, S.A. Bone fragility. The biomechanics of normal and pathological bone. [S.l.]: SANDOZ Pharma, 1992. p1-43.

ERICSSON, I. et al. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machined-prepared and roughened titanium dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, n.5, p.202-206, 1994.

FRIEBERG, B.; JEMT, T.; LEKHOLM, U. Early failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. **Int Oral Maxillofac Implants**, Lombard, n.6, p.142-146, 1996.

FRIEDLAENDER, G.E. Current concepts review bone grafts. **J. Bone Joint Surg.**, Boston, v.60, n. 5, p.786-790, June, 1987.

GARG, A.K. **Implantologia practica**. [S.l.: s.n.], 2001.

GARG, A.K. Grafting materials in repair and restoration. *Tissue Engineering*, 1a ed. Illinois, Quintessence Books, p.83-101,1999.

GIANNOBILE, W.V. Periodontal regeneration: Potencial role of bone morphogenic proteins. **J. Periodont, Res.**, Chicago, v.29, p.225-35, 1996.

HANISCH, O. et al. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.14, n.3, p.329-336, May/June 1999.

HOLLINGER, J.O.; Battistone, G.C. Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.207, p.290-305, June 1986.

HOLLINGER, J.O. et al. Role of bone substitutes. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.324, p.55-65, Mar.1996.

JEANNE, A. Osteocyte differentiation in the tibia of newborn rabbits: an ultra structural study of the formation of cytoplasmic processes. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.8, p.526-533, 1995.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; ADELL, R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.4, n.3, p.211-217, 1989.

JIANG, D. et al. Modification of an osteoconductive anorganic bovine bone mineral matrix with growth factors. **J Periodontol.**, Chicago, v.70, p.834-39, 1999.

JOHNSON, L.L.; VANDYK, E.E. Effect of biodegradable interference screw on anterior cruciate ligament graft fixation a bench test. 1996. Não publicado.

JUNQUEIRA L.C.; CARNEIRO J. Tecido ósseo. In: _____. **Histologia Básica**. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. cap. 8. p. 108-126.

KAWAMURA, M. et al. Chondroosteogenic response to crude bone matrix proteins bound to hydroxyapatite. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.217, p.281-292, Apr. 1987.

LIND, M. Growth factor stimulation of bone healing. Effects on osteoblasts, osteomyelitis and implants fixation. **Acta Orthop Scand.**, Oslo, v.283, p.2-37, 1998. Supplement.

LYNCH S.E., Introduction. **Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics**, Illinois: Quintessence Books, 1a ed., cap.1, 1999.

MARX, R.E.; EHLER, W.J.; PELEG, M. Mandibular and facial reconstruction rehabilitation of the head and neck cancer patient. **Bone**, New York, v.19, p. 59S-82S, 1996. Supplement.

MARX, R.E.; GARG, A.K. Bone structure, metabolism, and physiology: its impact on dental implantology. **Implant Dent.**, Baltimore, v.7, n.4, p.267-276, 1998.

MARX, R.E. et al. Platelet rich plasma. Growth factor enhancement for bone. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St Louis, v.85, n.6, p.638-646, 1998.

MATSUDA, N. et al. Mitogenic and chemotactic and synthetic responses of rat periodontal ligament fibroblastic cells to polypeptide growth factors in vitro. **J. Periodontol.**, Chicago, v.63, p.515-25, 1992.

McGUIRE, D.A. et al. The BioScrew bioabsorbable interference screw. In: **ACL Reconstruction**, p. 1-4, Jan. 1994.

MISCH, C. The harvest of ramus bone in conjunction with third molar removal for onlay grafting before placement of dental implants. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v.57, n.11, p.1376-1379, Nov. 1999.

MITCHELL, D.F. The irritation Qualites of dental material. **J. Amer. Dent. Ass.**, v.59, p.954-966, Nov. 1959.

MOLINA, U. et al. **Comportamiento mecanico de los tornillos corticales aloigenicos. Diseño y Fabricación de Prototipos.** Santafé de Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana, 1995.

MULLER, M.E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R. Screws and plates and their application. In: MULLER, M.E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R. **Manual of internal fixation: technique recommended.** 3^a ed. Berlin: Springer, 1991. p. 179-198.

MULLENDER, M.G., HUISKES, R.; WEINANS, H. A physiological approach to the simulation of remodelling as a self organiological control process. **J. Biomechanics.**, v.27, n.11, Nov. 1994.

NAERT, I. et al. Six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.67, n.2, p.236-245, Feb. 1992.

NATHAN, R.M. et al. Osteogenesis in rats with an inductive bovine composite. **J. Orthop Res.**, New York, v.6, n.3, p.324-334, 1988.

ORBAN, T. **Orban's Oral Histology & Embriology.** 8th ed., St Louis: Missouri USA, cap.8, p.239-258, 1978.

PELKER, R.R.; FRIEDLAENDER, G.E.; MARKHAM, T.C. Biomechanical properties of bone allografts. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.174, p. 54-57, Apr. 1983.

QUIRYNEN, M. et al. Periodontal aspects of osseointegrated fixture supporting a partial bridge: na up to 6 years retrospective study. **J. Clin. Periodontol.**, Copenhagen, 1998.

RENOUARD, F.; RANGERT, BO. **Fatores de risco em implantodontia.** 1^a ed., Quintessense: São Paulo, cap.3, p.39-49, 2001.

ROJAS MORA, F.A. **Fabricação de implantes ortopédicos a partir da usinagem de osso humano.** 2000. 248f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica)- Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

SATO, T. et al. Bone morphogenesis of rabbit bone morph genetic protein-bound hydroxyapatite-fibrin composite. **Clin Orthop.** Philadelphia, n. 263, p.254-262, Feb. 1991.

SMILER, D. G. et al. Sinus lift grafts and endosseous implants: treatment of the atrophic posterior maxilla. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.36, n.1, p.151-188, Jan. 1992.

SMILER, D. G. Comparação de enxertos de osso bovino mineral inorgânico com e sem peptídeo sintético em elevação de seio maxilar: Estudo de casos. **Implant Dent.**, n.10, p.53-55, 2001.

TORIUMI, D.M. et al. Mandibular reconstruction with a recombinant bone-inducing factor. Functional, histological, and biomechanical evaluation. **Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.**, Chicago, v.117, n.10, p.1101-1112, Oct. 1991.

TORIUMI, D.M.; ROBERTSON, K. Bone inductive biomaterials in facial plastic and reconstructive surgery. **Facial Plast. Surg.**, New York, v.9, n.1, p.29-36, Jan. 1993.

TJELLSTRÖM, K.A.; JACOBSSON, M.; ALBREKTSSON, T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: a clinical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.3, n.4, p.287-89, 1988.

WOZNEY, J.M. et al. Growth factors influencing bone development. **J. Cell. Sci.**, Cambridge, v.13, p.149-146, 1990. Supplement.

WANG, E.A. et al. Recombinant human bone morphogenetic protein induces bone formation. **Proc. Natl. Acad. Sci. USA.**, Washington, v.87, n.6, p.2220-2224, Mar. 1990.