

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Fernando Gianzanti Peres

**Avaliação de duas superfícies de implante instalados em áreas
reconstruídas com enxerto ósseo autógeno ou xenógeno.
Análise histológica.**

CURITIBA

2014

Fernando Gianzanti Peres

Avaliação de duas superfícies de implante instalados em áreas
reconstruídas com enxerto ósseo autógeno ou xenógeno.

Análise histológica.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de
Pesquisa e Ensino Odontológico como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em Odontologia área de
concentração Implantodontia

Orientador: Prof Dr. Leandro Eduardo Kluppel
Co-Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

CURITIBA

2014

Fernando Gianzanti Peres

Avaliação de duas superfícies de implante instalados em áreas reconstruídas com enxerto ósseo autógeno ou xenógeno. Análise histológica.

Presidente da banca (orientador): Prof. Dr. Leandro Eduardo Kluppel

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Prof. Dr. _____

Aprovada em: ___/___/___

Dedicatória

Ao meu pai, **Benedito Peres**. Obrigado por sempre acreditaram em mim e me incentivaram nas minhas importantes decisões profissionais, como foi neste curso de mestrado.

Ao meu irmão, **Victor Hugo Fonseca Peres**, companheiro e dedicação diária. Muito obrigado pelo apoio e incentivo durante o curso. Estaremos juntos pra sempre.

E aos meus **Funcionários e amigos**, por cuidarem com tanto carinho e dedicação, nos períodos de ausência durante a realização deste curso. Meu eterno agradecimento.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan**, por ter sido o principal incentivador para que eu ingressasse neste curso. Nos momentos de dificuldades, soube administrar como um verdadeiro mestre. Um profissional que eu aprendi a admirar, e por isso, irei me espelhar ao longo de minha vida profissional. Muito obrigado Mestre!

Ao **Prof. Dr. Leandro Klüppel**, pela seu profissionalismo e competência em transmitir seus conhecimentos agradeço pelo incentivo e pelas sensatas orientações graças ao seu vasto conhecimento científico. Muito obrigado!

Ao **Prof. Dr. Sergio Bernardes**, pelas suas excelentes idéias que vieram a engrandecer imensamente este trabalho. Muito obrigado por tudo!

A **Prof. Dra. Ivete Aparecida Sartori**, coordenadora deste curso de mestrado, em cuja minha avaliação é brilhante na sua capacidade de liderança, na formação da equipe e na gestão de pessoas. Muito obrigado pela oportunidade de ter sido seu aluno!

Ao **Prof. Dra. Marcela Claudino**, por estar sempre apta a me ajudar em todos os momentos que solicitei. Excelente capacidade de síntese e escrita, Muito obrigado!

Aos professores do curso de mestrado do ILAPEO, **Prof. Dra. Ana Claudia Mello, Prof. Dra. Flávia Gasparini Fontão e todos os professores convidados**, pela constante dedicação prestada em nossa formação. Muito obrigado!

A todos os **funcionários** do ILAPEO, pela ajuda direta no desenvolvimento de nossos projetos, desde a triagem até o laboratório de prótese. Um agradecimento especial para a **Karina Laskawski** do agendamento que foi brilhante. Muito obrigado!

A todos os **pacientes** que permitiram nossa atuação em prol da pesquisa na área da Implantodontia. Muito obrigado!

Aos colegas e companheiros de equipe, **Bruna Locks e Fernando Henrique Batista** pela intensa dedicação e colaboração neste projeto e nos atendimentos aos pacientes. especialmente para o parceiro de todas as cirurgias. Muito obrigado!

Ao companheiro **Alberto Gurgel** por perpetuar esse trabalho em seus pacientes e ser tão cooperativo e amável em ajudar nessa pesquisa.

Aos colegas de turma e companheiros de Hotel Duomo: **Bruno, Eduardo, Paulo, Marcelo e Celso**. A turma toda do mestrado.

A empresa **Neodent** pela doação dos produtos utilizados nesta pesquisa. Muito obrigado!

Um agradecimento especial ao **Prof. Dr. Geninho Thomé**, pela sua incrível contribuição a Implantodontia. Por todos nós, muito obrigado!

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	12
2. Revisão de Literatura.....	14
3. Proposição.....	43
4. Materiais e Métodos.....	44
5. Artigo Científico.....	55
6. Referências.....	74
7. Apêndices.....	80
8. Anexo.....	99

Lista de Figuras

Figura 1 - A Enxerto em bloco xenógeno, B vista lateral e C vista frontal.....	45
Figura 2 - Remoção do bloco autógeno segundo técnica proposta por Acocella.....	46
Figura 3 - Adaptação do bloco xenógeno.....	47
Figura 4 - Parafuso com superfície hidrofílica.....	47
Figura 5 - Adaptação dos blocos xenógeno, B preenchimento ao redor do bloco com enxerto particulado xenógeno.....	48
Figura 6 - A Remoção cirúrgica da amostra com trefina, B broca trifina após a remoção.....	50
Figura 7 - Remoção do tecido ósseo enxertado, sonda demonstrando o espaço aproximadamente de 0,9 mm.....	50
Figura 8 - A amostra com parafuso de superfície hidrofílica e B amostra com parafuso de superfície hidrofóbica.....	50
Figura 9 - Cortadeira de precisão Minitom.....	51
Figura 10 - Politriz TegraSystem.....	52

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

AX-Acqua[®]/Xenógeno

AA-Acqua[®]/Autógeno

NA-Neoporos[®]/Autógeno

NX-Neoporos[®]/Xenógeno

BIC - Bone-implant contact - (Contato osso-implante)

BABT Bone area between threads - (Filamento entre a área óssea)

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa

HA - Hidroxiapatita

mg - Miligramas

mm - Milímetros

n - Número de pacientes por grupo de enxerto

rpm - Rotações por minuto

SLA - Sandblasted, Large-grit, Acid-etched-(Superfície jateada por grãos de areia de grana grossa e atacada por ácido)

SLActive - Sandblasted, Large-grit, Acid-etched, Active-(Superfície jateada por grãos de areia de grana grossa e atacada por ácido e com partículas hidrofílica)

TPS - Plasma spray de titânio

Ti - Titânio

TiH₂ - Titânio Hídrico

TiO₂ - Óxido de Titânio

Ti₆Al₄V - Titânio - Alumínio – Vanádio

TPS - Plasma Spray de Titânio

Zn - Zinco

µm - Micrometro

Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar através de análise histológica, o comportamento de duas diferentes superfícies de titânio implantadas em áreas reconstruídas com enxertos em bloco autógenos ou xenógenos (origem bovina). Foram selecionados 10 pacientes os quais foram submetidos a reconstrução alveolar de maxila com um total de 10 enxertos ósseos em bloco. Os enxertos foram divididos em dois grupos de acordo com sua origem: autógeno (n=5) ou xenógeno (n=5). A fixação destes blocos foi feita por meio de parafusos de titânio com dois tipos de tratamento de superfície, sendo superfície hidrofílica (Aqua[®]) ou hidrofóbica (Neoporos[®]) (Neodent, Curitiba, Brasil). Desta forma: quatro grupos experimentais foram estabelecidos: G1- enxerto autógeno fixado com parafuso de superfície hidrofílica. G2- enxerto autógeno fixado com parafuso de superfície hidrofóbica. G3- enxerto xenógeno fixado com parafuso de superfície hidrofílica. G4- enxerto xenógeno fixado com parafuso de superfície hidrofóbica. Decorridos quatro meses do procedimento de enxertia, implantes dentários foram instalados na região para a reabilitação oral e os parafusos utilizados para a fixação dos blocos ósseos foram removidos com auxílio de uma broca trefina. O contato osso implante (BIC) nas amostras do grupo G1 foi de 40,99%, para o grupo G2 foi de 36,55%, para o grupo G3 foi de 40,98% e para o grupo G4 foi de 43,79%. Em relação ao filamento entre a área óssea (BABT) nas amostras do grupo G1 foi de 44,45%, para o grupo G2 foi de 25,59% com exclusão de uma amostra, para o grupo G3 foi de 39,94% e para o grupo G4 foi de 42,49%. Sendo assim podemos concluir, que em todos os grupos houve contato ósseo direto com a superfície dos parafusos, sem apresentar diferenças significativas entre o contato osso implante (BIC) e os filamentos entre a área óssea (BABT).

Palavras – Chaves : Implantes Dentários, Osseointegração, Transplante, Transplante autólogo, Transplante heterólogo.

Abstract

The aim of this study was to evaluate through histological analysis, the behavior of two different titanium surfaces deployed in areas reconstructed with autogenous block grafts or xenogenous (bovine origin). A total of 10 patients who underwent maxillary alveolar reconstruction with a total of 10 bone grafts block. The grafts were divided into two groups according to their origin: autologous (n = 5) or xenogeneic (n = 5). The setting of these blocks was made using titanium screws with two types of surface treatment, being hydrophilic (Aqua[®]) or hydrophobic (Neoporos[®]) (Neodent, Curitiba, Brazil). Thus, four experimental groups were established: G1 autograft fixed with hydrophilic surface screw, G2 autograft fixed with hydrophobic surface screw, G3 xenogeneic grafts fixed with hydrophilic surface screw, G4 xenogeneic grafts fixed with hydrophobic surface screw. Four months after the grafting procedure, dental implants were installed in the region for oral reabilitação and screws used for fixing the bone blocks are removed with the aid of a trephine drill. Contact bone implant (BIC) in samples of G1 group was 40,99%, for the G2 group was 36,55%, for the G3 group was 40,98% and the G4 group was 43,79%. With respect to the filament between bone area (BABT) in the samples G1 was 44,45%, for the group G2 was 25,59% excluding a sample, for the G3 group was 39,94% and to the G4 group was 42,49. Thus we can conclude that in all groups there was direct bone contact with the surface of the screws, without significant differences between the bone implant contact (BIC) and the filaments between the bone area (BABT).

Key Words: Dental Implants, Osseointegration, Transplantation, Transplantation autologous, Transplantation heterologous.

1. Introdução

O sucesso dos implantes osteointegrados é uma realidade. Tratamentos reabilitadores são realizados com uma alta taxa de sucesso. Entretanto a principal queixa dos pacientes está relacionada à demora do tratamento, devido ao tempo necessário para osteointegração nos casos em que os implantes devem permanecer sem função.

Pesquisas têm demonstrado que os implantes osteointegrados modificados por técnicas de tratamento de superfície estão cada vez mais sendo utilizados. As características próprias da superfície tratada têm aumentado o contato osso-implante, promovendo a utilização de cargas funcionais mais precoces, diminuindo o tempo de tratamento e favorecendo o prognóstico quando aplicados em osso de menor qualidade, ou em áreas de enxertos ósseos (TAVARES et al., 2007 ; MEIRELLES et al., 2008).

Fatores como forma, tamanho e superfície dos implantes, técnicas cirúrgicas, materiais osteoindutores e osteocondutores, estão sendo pesquisados e aprimorados. Cooper, em 2000, concluiu que para diminuir o tempo de tratamento, várias mudanças estão ocorrendo, como as próteses com carga imediata e tratamento da superfície dos implantes. Diferentes linhas de pesquisa surgem com o objetivo de diminuir o tempo de tratamento. A característica topográfica da superfície sintética dos implantes na interface com o osso deve ser analisada, devido a influência na osseointegração (WENNENBERG et al., 1997; LI et al., 1999; GOTFREDSEN, BERGLUDH & LINDHE 2000 ; COCHRAN et al., 2002).

Diferentes superfícies são criadas pelo método de usinagem ou suas modificações como: plasma *spray* de titânio, abrasão (jateamento de TiO₂), jateamento e tratamento ácido (óxido de alumínio e H₂SO₄/HCl), anodização, sinterização, permitindo o aumento

da superfície de contato do osso com o implante, melhorando assim a qualidade da osseointegração (RAVANETTI et al., 2010).

O osso autógeno é eleito como o principal material na reconstrução óssea em bloco na maxila, uma vez que é o único a apresentar as três características fundamentais para a cicatrização e manutenção de enxertos: osteoindução, osteocondução e osteogênese sendo esta última exclusiva deste material. Porém, sua retirada promove um aumento da morbidade ao tratamento (NYSTOM et al., 2009; ROTHAMEL et al., 2009).

Já os enxertos xenógenos em bloco, representam uma nova alternativa em substituição ao osso autógeno. Sob o formato particulado, trata-se de um material bastante consagrado na literatura, sendo utilizado para elevação de seio maxilar (NEVINS et al., 2011; SARTORI et al., 2003) e para aumento de rebordo ósseo vertical concomitante a utilização de membranas (ZITZMANN et al., 2001). Sob o formato de blocos, os enxertos xenógenos são utilizados para aumentos verticais e horizontais em áreas de grandes perdas ósseas (ARAÚJO et al., 2003; ROTHAMEL et al., 2009; FELICE et al., 2008), com a vantagem de estar disponível em quantidade, sem a necessidade de um segundo sítio cirúrgico para remoção do bloco, tornando a cirurgia muito menos traumática e sem riscos biológicos inerentes aos enxertos homólogos, provenientes de banco de ossos (FEOFILOFF & JESUS-GARCIA 1996; PELEGRINE, MACEDO & COSMO 2008). As análises histológicas em estudos que foram realizados com blocos xenógenos mostram uma formação óssea adjacentes a implantes instalados, excelente capacidade osteoindutora e número significativo de osteoblastos (ROTHAMEL et al., 2009).

O objetivo deste trabalho foi comparar através de análise histológica, o comportamento de duas diferentes superfícies de titânio fixada em áreas reconstruídas com enxertos em bloco autógenos e xenógenos (origem bovina).

2. Revisão de Literatura

O conceito de osseointegração vem sendo estudado há décadas. Sendo inicialmente introduzido no tratamento de pacientes desdentados, foi implantado e idealizado pelo professor Brånemark e colaboradores na Universidade de Gotemburgo na década de 60 e apresentado à comunidade científica internacional em 1982 na Conferência de Toronto (BRÅNEMARK 1969; ALBREKTSSON et al., 1981).

O uso de implantes é uma modalidade de tratamento frequente na rotina de reabilitação protéticas. Os resultados de sucesso a longo prazo, estão presentes nos pacientes que apresentaram volume ósseo suficiente. No entanto, as maiores taxas de falhas dos implantes são encontradas em situações com volume ósseo inadequado ou baixa qualidade óssea (BECKTOR, ISAKSSON & SENNERBY 2004).

Restaurações implantossuportadas são possíveis mesmo em rebordos severamente reabsorvidos usando técnicas de reconstrução óssea com enxertos ósseos vascularizados e não vascularizados, além de técnicas de regeneração tecidual (SBORDONE et al., 2009).

2.1. Fisiologia Óssea em Áreas Enxertadas

O osso é um tecido altamente vascularizado que depende de vasos sanguíneos para o suprimento de nutrientes essenciais e oxigênio. Para o tecido regenerar além de 100-200µm (o limite de difusão de oxigênio), um novo recrutamento de vasos sanguíneos é necessário. Para projetar o osso de maneira bem sucedida de tamanho e volume significativos, as estratégias que incorporam a vascularização para apoiar as demandas metabólicas do tecido projetado são importantes (CARMELIET, 2000).

Os métodos de tratamento tradicionais para promover o aumento na disponibilidade óssea utilizam primariamente enxertos ósseos ou materiais sintéticos para preencher o

defeito e promover suporte estrutural. Os enxertos ósseos autógenos são considerados o “padrão ouro” para o tratamento de defeitos ósseos devido ao baixo risco de uma resposta imune adversa (LEVANDOWSKI et al., 2008).

Os enxertos homogêneos envolvem a coleta e o processamento do osso de um cadáver, que é subsequentemente transplantado no paciente. Os enxertos xenógenos, tipicamente de origem bovina ou suína também são utilizados para tratar defeitos ósseos. A recente ascensão das pesquisas em biomateriais são formatadas por dois aspectos: quantificação das propriedades de materiais e estruturas biológicas de alto desempenho e a produção de análogos artificiais de alto perfil. Nas últimas décadas, o advento de técnicas mais acessíveis têm ajudado a unir a lacuna entre técnicas científicas de biologia e de engenharia (DEAN, SWARSON & SUMMERS 2009).

O osso é derivado de células multipotentes que dá origem aos elementos esqueléticos, linfáticos e hematopoiéticos do corpo. Estas células se diferenciam para formar o osso através de um ou dois mecanismos: ossificação endocondral ou ossificação intramembranosa. Durante a ossificação endocondral, o osso se forma através de uma cartilagem intermediária. As células tronco se proliferam, se agregam e se diferenciam em condrócitos que produzem marcadores de cartilagem específicos, tais como o agrecano e o colágeno. Estes condrócitos subsequentemente hipertrofiam, mineralizam e se tornam vascularizados através da invasão de vasos sanguíneos. Os osteoblastos, as células de formação primária, migram e substituem a cartilagem com o osso mineralizado. Ao contrário da ossificação endocondral, o osso intramembranoso para se tornar osteoblastos maduros sem se passar por uma cartilagem intermediária. Um passo inicial nesse caminho ocorre sobre mediante a activação do Cbfa1/Runx2, um fator de transcrição chave que regula o comprometimento da célula tronco mesenquial com a linhagem dos osteoblastos.

Estas células tronco mesenquiais comprometidas, chamadas pré-osteoblastos, proliferam e formam osteoblastos maduros que sintetizam e secretam as principais proteínas da matriz óssea (por exemplo, o colágeno I, o componente predominante da matriz orgânica óssea) e proteínas ósseas específicas (por exemplo, a osteocalcina e a osteopontina) que determinam a estrutura e a função óssea (DELISE, FISCHER & TUAN 2000).

2.2. Reconstruções Ósseas na Maxila

A literatura demonstra que a utilização de enxertos autógenos para permitir a instalação de implantes em áreas de rebordos alveolares deficientes é uma técnica previsível e confiável. Em menos de 5% dos casos, há exposição e/ou infecção dos enxertos, o que pode eventualmente levar à sua perda. No entanto, também tem sido demonstrado que, na maioria dos casos em que essas complicações ocorrem, é ainda possível colocar implantes. Em caso de perda relevante, seguido por reparo com mais enxertia, a colocação do implante isoladamente ou em associação com os procedimentos de regeneração óssea guiada é um método comum para resolver estes problemas. No entanto, os prós e contras de enxerto e osso deve ser cuidadosamente ponderados, devido aos custos econômicos e biológicos (morbidade). Tamanho e o local (maxila ou mandíbula) do defeito devem ser cuidadosamente avaliados (CHIAPASCO & ZANIBONI 2011).

O tratamento da maxila atrófica é um desafio, especialmente quando os procedimentos de enxertia óssea são necessários. O estudo foi realizado com enxerto ósseo *onlay*, colhidas a partir da crista ilíaca anterior, em combinação com implantes, foi utilizado na reconstrução de pacientes com atrofia extrema em suas maxilas. O objetivo deste estudo foi investigar o resultado do tratamento, a influência do sexo, e do uso de tabaco, em 44 pacientes, de longo prazo, de taxa de sobrevivência e de perda de osso

marginal adjacente às superfícies do implante. O tempo médio de acompanhamento foi de 11 anos. De 334 implantes inseridos, com superfície usinada, 27 falharam. Sobrevida estimada de implante foi de 90%. Perda óssea marginal foi de 1,8 mm 1 ano após a cirurgia de instalação dos implantes, 2,3 mm depois de 5 anos; e 2,4 mm depois de 10 anos. Houve uma diferença significativa entre os sexos na sobrevivência do implante. Os dados referentes a perda óssea marginal diferiram significativamente entre fumantes e não-fumantes ao exame de 5 anos e entre os sexos após o exame de 4 anos. O enxerto ósseo *onlay*, com ou sem enxerto *inlay* de seio maxilar, resulta em altas taxas de sobrevivência do implante, adequada função oral e estabilidade do osso marginal (NYSTROM et al., 2009).

Heberer et al. (2009) realizaram um estudo prospectivo com enxertos em bloco de ilíaco na maxila, os quais foram aleatoriamente cobertos com uma membrana reabsorvível e outros somente com periósteo. Espécimes histológicas foram analisados após um período de três meses de reparo e a taxa de reabsorção dos enxertos foram medidos. 14 pacientes foram operados e a taxa de reabsorção foi mensurada através dos parafusos de fixação do próprio bloco. As amostras histológicas foram removidas através de uma broca trefina após três meses de reparo. Observou-se uma densa camada cortical com boa perfusão vascular. Trinta e três locais em 13 pacientes foram analisados histomorfometricamente e mostrou uma média de 46% de osso recém-formado, sem diferença significativa entre os grupos. A taxa de reabsorção média de 56 locais medidos foi de 1,2 mm após 3 meses, sem qualquer diferença significativa entre os locais de com membrana e sem membrana. Os autores concluíram que a revascularização do enxerto em bloco removido do osso ilíaco foi suficiente após 3 meses, independentemente do uso de membrana reabsorvível ou não para sua cobertura.

Pedrosa Jr. et al. (2009), realizaram um estudo no qual os objetivos foram os seguintes: (1) estudar o padrão morfológico de enxertos ósseos *onlay* e compará-los com os eventos biológicos através de respostas imuno-histoquímicas e (2) estabelecer os efeitos das perfurações na manutenção do volume e na densidade óssea do leito receptor. O grupo perfurado demonstrou uma maior formação óssea na região da interface enxerto-leito receptor e com isso, acelerou a incorporação do enxerto. O grupo não perfurado mostrou pelo exame tomográfico uma maior taxa de reabsorção. As análises imunohistoquímicas indicaram que proteínas associadas com a revascularização e osteogênese (VEGF, OPN, TRAP e ALP) foram encontrados em níveis mais elevados no grupo perfurado. Estas descobertas indicam que o volume ósseo de enxertos de calota craniana é melhor mantido quando o leito receptor é perfurado, provavelmente resultante de revascularização do enxerto mais eficaz e uma maior deposição óssea.

2.3. Materiais de Enxertos Ósseos

A utilização bem sucedida dos implantes osseointegrados no tratamento de edentulismo parcial ou completo requer um suporte ósseo suficiente. A reabsorção óssea ocorre após a extração de dentes, como consequência do processo de remodelação óssea, criando assim uma redução da quantidade de osso disponível para os implantes. Sempre que se faz necessária a reconstrução óssea, diversas técnicas estão disponíveis, fazendo com que as seguintes vantagens sejam apresentadas: a reconstrução óssea fornece suporte para implantes, permitindo a colocação em posições proteticamente corretas e assim, melhora o resultado estético do tratamento. O enxerto ósseo nas áreas atroficas pode ser realizado, quer antes da colocação do implante ou no momento de sua instalação. (MAIORANA et al., 2005).

2.3.1. Enxertos Ósseos Autógenos

O osso autógeno é a primeira opção (*gold standard*) quando há necessidade de reconstruir um defeito ósseo alveolar severo, por oferecer maior previsibilidade de resultado, pela ausência do risco de transmissão de doenças e por oferecer completa histocompatibilidade (LUNDGREN et al., 1997; NYSTROM et al., 2009; ROTHAMEL et al., 2009).

O osso autógeno esponjoso apresenta grande quantidade de células viáveis osteocompetentes, como osteoblastos e osteoclastos, além de fibrinas, plaquetas, leucócitos e hemácias. Desta forma, pode-se afirmar que as três propriedades necessárias para o mecanismo da reparação óssea são (PELEGRINE, MACEDO & COSMO 2008):

- Osteogênese: formação e o desenvolvimento do osso que encontra-se nos enxertos que carregam células com capacidade de formar osso em tecidos moles e ativar o crescimento de um osso mais espesso em estruturas ósseas.
- Osteoindução: capacidade de estimular a osteogênese e os enxertos com esta característica podem ser usados para estimular a regeneração óssea.
- Osteocondução: fornece um arcabouço aceitável para a deposição de novo tecido ósseo. Permite a aposição óssea a partir do osso pre- existente. Os sítios principais para coleta de enxertos ósseos autógenos são: ramo da mandíbula e sínfise (intraorais); crista ilíaca, tíbia e calota craniana (extraorais). As vantagens da remoção dos enxertos intraorais são facilidade de acesso, baixa morbidade, período menor de reparo, pouca reabsorção do enxerto e mantém o osso com boa densidade. Já os enxertos extraorais são utilizados quando há necessidade de uma maior quantidade de tecido a ser coletado (SBORDONE et al., 2009).

Nystrom et al. (2009) apresentaram um estudo de acompanhamento de 11 anos de pacientes tratados com enxertos autógenos, *onlay* e *inlay*, com e sem levantamento de seio, utilizando osso da crista ilíaca em combinação com o uso de implantes na reconstrução de maxilas atroficas. Foram acompanhados 44 pacientes, nos quais se avaliou a taxa de sucesso e a taxa de perda óssea dos implantes. Dos 334 implantes instalados, 27 falharam, representando uma taxa de sucesso superior a 90%. A perda óssea marginal foi de 1,8mm no primeiro ano; 2,3 mm após 5 anos e 2,4 mm em 10 anos. Com isso, os autores concluíram que os enxertos autógenos resultam em altas taxas de sucesso, restabelecendo uma adequada função oral e promovendo a estabilização do osso marginal. Todos os pacientes até então, estavam utilizando suas próteses fixas originais.

Soehardi et al. (2009) realizaram um estudo com 32 pacientes no qual foi utilizado enxerto autógeno intra-oral provenientes do ramo mandibular. Estes enxertos foram utilizados para reconstrução de defeitos alveolares e para levantamento de seio maxilar. Foram instalados 99 implantes em 47 enxertos em bloco e 17 seios maxilares. Os pacientes tiveram um acompanhamento entre 2 a 6 anos, apresentando resultados positivos em seus tratamentos e a taxa de sucesso dos implantes foi de 99%; as complicações pós-operatórias foram mínimas e o índice de satisfação dos pacientes foi de 97%.

Acocella et al. (2010) apresentaram um estudo com 15 pacientes que receberam enxerto em bloco proveniente do ramo mandibular, com períodos de reparo ósseo que variaram de 3 a 9 meses antes da instalação dos implantes. No total, 30 implantes foram instalados e fragmentos ósseos foram removidos para análise histológica. Todos os blocos instalados foram bem sucedidos e com uma mínima taxa de reabsorção. A análise histológica indicou sinais de remodelação óssea em todas as amostras e ausência de células inflamatórias. Todas as secções histológicas apresentavam tecido ósseo neoformado.

2.3.2. *Enxertos Ósseos Xenógenos*

Enxertos xenógenos são extraídos de indivíduos de espécie diferente ao do receptor humano. De origem bovina, seu processamento confere biossegurança sem que haja qualquer possibilidade de transmissão doença, o que difere dos enxertos alógenos, extraídos de indivíduos da mesma espécie, provenientes de banco de ossos (PRECHEUR, 2007).

Os enxertos ósseos xenógenos têm se mostrado como uma alternativa ao uso do osso autógeno na reconstrução ósseas maxilares. Apresentam vantagens como maior disponibilidade de material de enxertia, menor tempo cirúrgico, menor sangramento e anestesia. As complicações apresentadas na remoção do osso autógeno, principalmente nos sítios doadores extraorais, tais como grande exposição cirúrgica, equipe multidisciplinar e ambiente hospitalar, altos custos, pós-operatórios prolongados e sensibilidade nas áreas doadoras por períodos prolongados, estão ausentes quando a opção pelo uso de enxerto xenógeno é realizada pelo profissional e paciente (ROTHAMEL et al., 2009; CARDOROPOLI, 2009).

Zitzmann et al. (2001) fizeram um estudo histológico sobre o uso de enxerto xenógeno para aumento de rebordo ósseo em maxila. Neste caso, além do enxerto, utilizaram um recobrimento com membrana reabsorvível. Biópsias foram realizadas com 6 a 7 meses após a cirurgia de enxerto, e ao serem analisadas, observaram-se que o material de enxertia ocupava 31% do volume analisado. Um íntimo contato entre o tecido ósseo e o material de enxertia foi detectado em 37% das partículas superficiais. Além disso, um novo tecido ósseo em formação foi encontrado com atividade de remodelação.

Sartori et al. (2003) realizaram um estudo para analisar a quantidade de osteointegração de *Bio-Oss* (Geistlich Pharma, Wolhsen, Suíça) em seio maxilar, avaliando histomorfométricos aos 8 meses, 2 e 10 anos após a cirurgia. Três implantes com tratamento de superfície (IMZ) foram inseridos, buscando alcançar a estabilidade primária. O *Bio-Oss* foi então aplicado para preencher o seio maxila na parte apical do implante e uma membrana e-PTFE foi fixada na parte externa, cobrindo o material de enxerto. Foram coletadas amostras de biópsias aos 8 meses, 2 e 10 anos utilizando broca trefina. Foram tirados no espaço mais apical entre o implante mesial e o médio a uma profundidade de aproximadamente 4 mm após 8 meses, uma profundidade de 8mm aos 2 anos e 12mm aos 10 anos. As amostras foram preparadas para a avaliação histomorfométrica e um programa de computador para análises morfométricas foi usado. Oito meses após a cirurgia foi observado uma quantidade média de tecido ósseo de 29,8% (e 70,2% de *Bio-Oss*) $\pm 2,6$. Aos 2 anos o tecido ósseo aumentou para 69,7% $\pm 2,7$ e 10 anos após a cirurgia a quantidade média foi de 86,7% $\pm 2,8$. Em todas as amostras as partículas de *Bio-Oss* foram circundadas por osso lamelar recém-formado, demonstrando processos de absorção lenta. A metabolização potencial do *Bio-Oss* por osteoclastos pôde ser confirmado pelo aumento progressivo no volume ósseo relativo até a biopsia no 10 ano. Após 8 meses o tecido ósseo representava 29,8% do total do novo volume (e o *Bio-Oss* 100% - 29,8% = 70,2%). No 2 anos 56,8% do *Bio-Oss* residual foi substituído por osso, e do 10 anos, semelhantemente os 56,1% o enxerto foi substituído por osso lamelar, demonstrando um processo de absorção mais rápido no primeiro período. Na verdade, até o 2 anos foi observada uma velocidade de absorção (SR) de 3,55% por ano. Este valor diminuiu consistentemente nos 8 anos seguintes com um valor médio de 0,58% por mês, o que é 6, 12 vezes mais lento do a SR inicial.

Nevins et al. (2011) confirmaram as informações presentes na literatura, realizando um estudo de taxa de sucesso de implantes instalados em áreas de seio maxilar e que sofreram procedimentos de enxertia com osso xenógeno particulado. Este biomaterial vem sendo amplamente estudado e com excelente aceitação por parte dos profissionais devido sua composição química e suas propriedades físicas serem semelhantes ao do osso humano. As taxas de sucesso de implantes instalados nestas regiões enxertadas podem chegar a 98%, num período de acompanhamento de 42 meses.

2.3.3. *Enxertos Ósseos Xenógenos em Bloco*

Araújo et al. (2002) publicaram um trabalho para avaliar de osso xenógeno *Bio-Oss* em bloco (Geistlich Pharma, Wolhsen, Suíça). Foram extraídos os pré-molares mandibulares de cinco cachorros sem raça. A tábua óssea vestibular foi dissecada e foram produzidos os defeitos de aproximadamente 25mm de comprimento, 8mm de altura e 5mm de largura. Após 3 meses, um segundo procedimento cirúrgico foi realizado. No lado esquerdo, foi ajustado um bloco de *Bio-Oss*. O enxerto tinha o formato de um cilindro e estava fixado por um miniparafuso e coberto por uma membrana de colágeno. No lado direito um bloco foi removido da região retromolar com formato cilíndrico e retido com o uso de um miniparafuso e coberto por uma membrana. Após 6 meses foi feita avaliações histológicas e morfométricas. O exame histológico revelou a presença de um bloco do biomaterial caracterizado por sua estrutura trabecular. Na sua porção apical do miniparafuso estava integrado ao osso do receptor e ao osso recém-formado. Próximo à interface entre o enxerto e o osso natural, uma quantidade variada de osso recém-formado tinha estabelecido contato com o biomaterial. Na região mais coronal do enxerto, um tecido conectivo fibroso ocupou as regiões inter-trabeculares. Já no osso autógeno revelou que sofreu uma reabsorção da superfície. Atribuíram a dois fatores, primeiro à falta de

células vitais formadoras de osso no enxerto após o transplante, e segundo ao crescimento limitado das estruturas vasculares e revascularização do enxerto. Na porção mais coronal foi encontrada unidades ósseas multicelulares (BMUs) e no centro uma infinidade de ósteons secundários de enxerto. Além disso, várias BMUs puderam ser observadas em áreas próximas ao miniparafuso. Para os resultados histométricos, a distância MS-CG foi de $0,1\pm 0,1$ mm para o grupo *Bio-Oss*. No grupo autólogo, a distância correspondente foi de $0,7\pm 0,4$ mm. A altura do tecido ósseo remodelado recém-formado (BC-BiC) foi de $1,5\pm 0,3$ mm para o grupo *Bio-Oss* e para o grupo autólogo de $2,3\pm 0,4$ mm. O diâmetro do enxerto *Bio-Oss* e do enxerto ósseo cortical ao nível C foi de $6,9\pm 1,2$ mm e $3,5\pm 0,8$ mm, respectivamente. A extensão do osso à região de contato do implante foi de $0,4\pm 0,4$ mm para o grupo *Bio-Oss* e de $2,5\pm 0,1$ mm para o grupo do osso autólogo. Os resultados morfométricos revelaram que, no grupo *Bio-Oss*, a área do enxerto original foi ocupada pelo osso mineralizado ($23\pm 3\%$), o tecido conjuntivo ($57\pm 11\%$) e o biomaterial ($20\pm 11\%$). No grupo autólogo, houve apenas $47\pm 5\%$ de osso mineralizado, para os autores isto significa que $53\pm 4\%$ do enxerto ósseo autólogo se perdeu e foi substituído por tecido conectivo. Nas áreas periféricas de nova formação óssea, observou células semelhantes às osteoclásticas na superfície do material *Bio-Oss*. Concluem que o osso autólogo, podem sofrer reabsorção acentuada durante a cicatrização, e ainda que, um enxerto de *Bio-Oss* similar pode reter as dimensões desta reabsorção.

Rothamel et al. (2009) realizaram estudos com blocos xenógenos com intuito de aumento ósseo vertical. Através da utilização de cães, formou 3 grupos: um primeiro, onde foi utilizado bloco xenógeno; um segundo, onde foi utilizado bloco xenógeno com membrana, e um terceiro, onde foi utilizado osso autógeno. Como resultados gerais, o osso xenógeno, com ou sem membrana, exibiu propriedade osteocondutora equivalente ao osso

autógeno. Com isso, concluíram que o bloco xenógeno representa uma ótima alternativa em substituição ao osso autógeno e que o uso de membrana não gerou diferença significativa nos resultados obtidos.

Cardaropoli (2009) relatou um caso clínico onde o objetivo do trabalho, foi avaliar a possibilidade de obter aumento vertical severo do rebordo em um paciente através da combinação de rhPDGF-BB e um bloco de osso bovino esponjoso liofilizado, com instalação simultânea do implante. Após 6 meses de cicatrização de uma apurada técnica cirúrgica, a avaliação radiográfica demonstrou boa integração do xenoenxerto bovino com o osso basal residual junto com um ótimo contato osso-implante. O tecido regenerado foi exposto para o procedimento de reabertura e pareceu tão rígido quanto o tecido ósseo, oferecendo resistência segura à sondagem. Para os autores, o osso regenerado criou um ótimo suporte para o implante de titânio que osteointegrou de forma bem sucedida e foi efetivamente restaurado, com resultados positivos tanto do ponto de vista estético quanto do funcional. Este relato de caso fornece evidência clínica em humanos considerando o potencial do rhPDGF-BB para o tratamento de defeitos ósseos verticais desafiadores. Os resultados positivos apoiam o uso de um bloco de osso bovino liofilizado como um suporte.

2.4 Superfície de Implante

A biologia molecular e celular se tornou nos dias de hoje um fator muito importante para o sucesso da osseointegração dos implantes dentais, como os fatores de crescimento para aumentar a formação óssea ou através de enxertos ósseos de ramos mandibulares e ou crista ilíaca, *sinus lift*, em locais de prognóstico pobre, somada a mudanças na tecnologia de superfície, são responsáveis pela nova tendência da implantodontia moderna (BUSER et al ,1991; ELIAS, LIMA & dos SANTOS, 2008)

A topografia da superfície dos implantes diz respeito ao grau de rugosidade e à orientação das irregularidades da superfície. Os implantes originais de Brånemark eram usinados com uma mínima rugosidade na superfície, entre 0,5 μm e 1,0 μm . Por muito tempo, este implante foi reconhecido como o padrão ouro, baseado em muitos e bons estudos clínicos longitudinais (ALBREKTSSON & LEKHOLM 1986).

As características químicas das superfícies dizem respeito à energia de superfície e carga. Uma alta energia de superfície apresenta melhor molhabilidade e uma maior afinidade por adsorção. Isto determina se a superfície é hidrofílica ou hidrofóbica. Em outras palavras, implantes com alta energia de superfície devem, pelo menos em teoria, apresentar uma osseointegração mais forte do que implantes com baixa energia de superfície, devido à melhor adsorção das proteínas (ALBREKTSSON & WENNERBERG 2004).

No início dos anos de 1990, muitos estudos experimentais apontavam na mesma direção, indicando que implantes com rugosidades em torno de 1,5 μm apresentavam uma melhor resposta do tecido ósseo quando comparados a implantes usinados (superfície com rugosidade $< 1,0 \mu\text{m}$ ou a implantes com superfície “plasma *spray*” (superfície com rugosidades $> 2,0 \mu\text{m}$) (ELIAS, LIMA & SANTOS 2008).

Os processos de tratamento de superfícies podem ser divididos em métodos de adição, quando acrescentam algo à superfície do implante, ou subtração, quando removem parte da camada superficial (BIESBROCK & ISAKSSON 1995)

2.4.1 - Modificação por Plasma Spray de Titânio (TPS)

Leadermann, Schenk e Buser (1998) relataram a análise histológica de quatro implantes com superfície plasma *spray* de titânio (TPS) após 12 anos de carga funcional de

uma sobre-dentadura retida por meio de barra em uma paciente de 95 anos. A análise histológica revelou completa osseointegração tanto no osso cortical quanto no medular. O índice de contato osso-implante variou entre 70 e 80%, com sinais de remodelação óssea. Os autores concluíram que os implantes possibilitaram sucesso satisfatório em longo prazo.

Karabuda et al. (1999) compararam num estudo experimental em cães implantes recobertos por hidroxiapatita com implantes (TPS) por meio da análise histológica e histométrica. Foi encontrado um índice de contato osso-implante de $61,84 \pm 7,84\%$ para HA, e de $51,35 \pm 12,1\%$ para (TPS), sendo observadas evidências de reabsorção da camada de HA. Os autores concluíram que a superfície HA ofereceu um maior contato osso-implante comparado a (TPS), porém esta última proporcionou uma maior estabilidade em longo prazo.

Lima et al. (2003) com o objetivo de avaliar processo de reparo da interface formada entre osso e implante durante a regeneração óssea guiada, formação óssea na área de regeneração óssea guiada foi de 12% e 32% para superfície (TPS) nos períodos de 16 e 24 semanas respectivamente, ao passo que para superfície usinada foi de 0% e 3,6% nestes mesmos períodos. Os autores concluíram que a superfície (TPS) influenciou de forma positiva a osseointegração tanto no osso remanescente quanto na área regenerada.

2.4.2 - Modificação por Recobrimento por Hidroxiapatita (HA)

Gotfredsen et al. (1995) avaliaram 156 implantes apresentando as superfícies jateadas por TiO_2 , recobertas por HA, e usinada, instalados nas tíbias de 26 coelhos. Após períodos de 3 e 12 semanas realizaram-se as análises biomecânica e histométrica. Os implantes com superfície HA apresentaram torque de remoção estatisticamente superior

aos implantes com superfície de TiO_2 e usinada, enquanto o torque de remoção dos implantes de TiO_2 foi estatisticamente superior aos implantes de superfície usinada. Na análise histométrica os implantes de superfície TiO_2 apresentaram contato osso-implante estatisticamente superior aos implantes de superfície usinada no período de 3 semanas, ao passo que igualaram-se no período de 12 semanas. Os implantes recobertos por HA apresentavam-se com fratura do recobrimento na porção inferior das espiras, e a quantidade de HA presente nas espiras foi menor no período de 12 semanas comparado ao período de 3 semanas. Os autores concluíram que implantes recobertos por HA sofrem biodegradação da camada de hidroxiapatita, afetando sua estabilidade em longo prazo.

Biesbrock e Edgerton (1995) realizaram uma revisão da literatura sobre a previsibilidade no uso de implantes recobertos por HA. Os autores relataram que os estudos clínicos anteriores mostravam uma taxa de sobrevida curta destes implantes, variando de 6 meses a 6 anos, quando comparados aos implantes de superfície usinada. Os principais problemas relatados foram a fratura e dissolução do recobrimento de HA, bem como a adesão bacteriana à mesma. Outros estudos mostravam que implantes recobertos por HA eram uma boa alternativa para ossos de baixa densidade, instalação imediata em alvéolos, após o procedimento de exodontia, em regiões de enxerto ósseo, e quando houvesse necessidade do uso de implantes curtos. Os autores concluíram na época, que novos estudos longitudinais eram necessários para validar as observações feitas.

Uehara, Takaoka e Ito (2004) relataram o caso clínico de dois implantes recobertos por HA, correspondentes aos dentes 36 e 37 que foram removidos por meio de broca trefina em um paciente que sofreu fratura do parafuso de fixação, após 18 meses de carga oclusal, devido a um acidente automobilístico. Os implantes foram submetidos à análise histológica que mostrou um índice de contato osso-implante de 87% e 94,4% para os

implantes correspondentes aos dentes 36 e 37 respectivamente. A conexão entre o recobrimento de HA e o titânio apresentava-se íntima e constante. Os autores concluíram haver evidência histológica de um alto grau de osseointegração nestes dois implantes recobertos por HA após 18 meses em função oclusal.

Binahmed et al. (2007) realizaram um estudo retrospectivo da taxa de sucesso em 90 pacientes que tiveram um total de 302 implantes recobertos por HA, sendo 226 implantes instalados em mandíbula e 76 implantes instalados na maxila. Foi medido a taxa de sucesso aos 5 e 10 anos. A taxa de sucesso acumulado no período de 5 para 6 anos foi de 90,26% para implantes instalados na mandíbula, e de 78,47% na maxila. Aos 10 anos a taxa de sucesso acumulado foi de 85,40% na mandíbula, e de 70,59% na maxila. Os autores concluíram que implantes recobertos por HA apresentaram uma taxa de sucesso acumulado média de 82% após 10 anos de função oclusal em implantes instalados em maxila e mandíbula, e que a taxa de sucesso acumulado foi maior na mandíbula quando comparado com a maxila, ao mesmo tempo em que ocorreu um declínio desta quando comparados os períodos de 5 e 10 anos.

2.4.3 - Modificação por Condicionamento Ácido

Klokkevold et al. (1997) compararam as superfícies usinada e modificada por condicionamento ácido (Osseotite – Boimet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA) por meio da análise biomecânica em implantes instalados em fêmures de coelhos. Após período de 60 dias o torque reverso médio foi de $20,5 \pm 6,59$ Ncm e $4,95 \pm 1,61$ Ncm para as superfícies Osseotite e usinada respectivamente. Os autores sugeriram que o condicionamento ácido aumentou significativamente o grau de osseointegração, determinado pela resistência do torque de remoção dos implantes.

Trisi et al. (2003) compararam implantes de superfícies usinada e modificada por condicionamento ácido por meio da análise histométrica. Onze implantes apresentando uma face modificada por condicionamento ácido, e outra de superfície usinada foram instalados na região posterior da maxila de onze pacientes. Após 60 dias de cicatrização os implantes foram removidos por meio de broca trefina. A análise histométrica evidenciou um índice de contato osso-implante de 47,81% e 19,0% para a superfície modificada por condicionamento ácido e usinada respectivamente. Os autores concluíram que após 2 meses de cicatrização, implantes modificados por condicionamento ácido podem receber carga oclusal funcional.

Stach e Kohles (2003) avaliaram o índice de sucesso de implantes com superfícies usinadas e modificados por condicionamento ácido por meio da meta-análise. Os dados foram obtidos de dezoito estudos prospectivos e multicentro, em que foram avaliados 2614 implantes com superfície usinada e 2288 implantes com superfície modificada por condicionamento ácido (Osseotite – Boimet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA). O índice de sucesso acumulado em quatro anos foi de 92,7% para a superfície usinada, sendo 93,6% para implantes instalados em osso de boa densidade e 88,2% em osso de baixa densidade. Já para a superfície modificada por condicionamento ácido o índice de sucesso acumulado foi de 98,4%, sendo 98,4% em osso de boa densidade e 98,1% em osso de baixa densidade. Os autores concluíram que a qualidade óssea parece ter grande impacto sobre a superfície usinada, efeito não observado sobre a superfície modificada por condicionamento ácido. Portanto implantes Osseotite (Boimet 3i) apresentaram superioridade no índice de sucesso acumulado em áreas de baixa qualidade óssea quando comparados aos implantes de superfície usinada.

Qahash et al. (2007) avaliaram a influência da modificação da superfície por condicionamento ácido em área de regeneração óssea guiada, usando proteína osteomorfogénica humana num experimento realizado em oito cães. Implantes de 10 mm de comprimento, sendo 2 implantes de superfície usinada e 1 de superfície modificada por condicionamento ácido (Osseotite – Boimet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA) foram instalados 5mm acima da crista alveolar em cada animal. O defeito vertical foi preenchido por proteína osteomorfogénica (rhBMP-2 - Wyeth Research, Cambridge, Inglaterra) e recoberto por membrana absorvível de colágeno (ACS – Integra Life Sciences, Plainsboro, New Jersey, EUA). O índice de contato osso-implante na região regenerada após período de oito semanas foi de $12,3 \pm 6,8\%$ para superfície modificada por condicionamento ácido e de $7,9 \pm 3,1\%$ para superfície usinada. Já na área de osso residual, o índice de contato osso-implante foi de $59,7 \pm 11,3\%$ e $40,7 \pm 21,2\%$ para as superfícies modificadas por condicionamento ácido e usinada respectivamente. Os autores concluíram que implantes de superfície modificada por condicionamento ácido (Osseotite – Boimet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA) apresentaram efeito positivo sobre a osseointegração em áreas ósseas regeneradas.

Silva et al. (2009) realizaram um estudo experimental à partir de células medulares da crista ilíaca de um doador humano adulto que foram rotineiramente processadas e cultivadas sobre superfícies de discos de titânio preparadas através de polimento, e polimento seguido de tratamento ácido (HF/HNO_3 , por 15 e 30 minutos). As amostras submetidas à condicionamento ácido por 15 minutos apresentaram uma morfologia mais homogênea com rugosidade média de $0,50 \mu\text{m}$ e permitiram maior proliferação celular e diferenciação em todos os períodos de cultura (3, 7, 14 e 21 dias). O nível de expressão das proteínas osteopontina e osteocalcina estava aumentado em ambos os grupos

condicionados com ácido, que apresentaram rugosidade entre 0,50 μm e 0,77 μm . Concluíram que o aumento na rugosidade das superfícies submetidas ao condicionamento ácido, favoreceu a diferenciação de células mesenquimais indiferenciadas em células de linhagem osteogênica, comparadas às superfícies polidas.

2.4.4 - Modificação por Jateamento e Associações

Buser et al. (1988) compararam implantes de superfície modificada por condicionamento ácido (Osseotite – Boimet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida, EUA) com implantes de superfície SLA (Straumann Dental Implant System, Basel, Suíça) por meio da análise de frequência de ressonância. Os resultados mostraram um RTV de 62,5 Ncm, 87,6 Ncm, e 95,7 Ncm para a superfície Osseotite nos períodos de 4, 8 e 12 semanas respectivamente. Já para a superfície SLA o RTV foi de 109,6 Ncm, 196,7 Ncm e 186,8 Ncm nos períodos de 4, 8, e 12 semanas respectivamente. Os autores concluíram que a superfície SLA foi bastante promissora, principalmente por reduzir o tempo de osseointegração.

Buser et al. (1991) avaliaram seis diferentes tipos de superfícies durante o processo de osseointegração em seis *minipigs* por meio da análise histométrica. As superfícies avaliadas foram: E – Eletropolidas; SL – Jateadas por partículas grandes (25 a 50 μm); SLA – Jateadas por partículas grandes (25 a 50 μm) e condicionada por ácido; SMP – Jateadas por partículas médias (12 a 25 μm) e condicionadas por ácido; TPS – Plasma *spray* de titânio; HA – Plasma *spray* de Hidroxiapatita. Após seis semanas os maiores índice de contato osso-implante foram das superfícies SLA e HA e os menores das superfícies E e SMP. Os autores concluíram que as superfícies SLA e HA foram as mais promissoras, sendo necessários novos estudos para avaliação da estabilidade biológica do

recobrimento de HA.

Buser et al. (1999) compararam as superfícies SLA, TPS e usinada por meio da análise de torque de remoção em implantes instalados na maxila de *minipigs* nos períodos de 4, 8 e 12 semanas. Os resultados mostraram que as superfícies SLA e TPS apresentaram valores de torque reverso estatisticamente superiores a superfície usinada. A superfície SLA apresentou valor de torque reverso superior a TPS, mas sem diferenças estatisticamente significantes no período de 4 semanas, enquanto nos períodos de 8 e 12 semanas os resultados foram similares. Os autores concluíram que a interface formada entre osso e implante foi significativamente influenciada pelas características de superfície neste estudo.

Foi mensurado e a estabilidade primária de 240 implantes SLA (Straumann Dental Implant System, Basel, Suíça) instalados na mandíbula de humanos por meio da análise de frequência de ressonância, sendo 205 implantes após 1 a 10 anos em função oclusal, instalados 94 pacientes, e 36 implantes mensurados imediatamente após o procedimento cirúrgico de instalação em 16 pacientes. Os autores encontraram um valor médio de RFA $64,5 \pm 7,9$ ISQ. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os valores de frequência de ressonância dos implantes após função oclusal de 1 a 10 anos com os valores obtidos durante o procedimento cirúrgico de instalação (KESSER-LIECHTI, ZIX & MERICSKE-STERN 2008).

He *et al.* (2009) utilizaram 24 implantes de titânio, sendo 12 superfícies (grupo controle) tratadas com jateamento de areia e duplo condicionamento ácido (HF/HNO₃; HCl/H₂SO₃), enquanto as outras 12 superfícies (grupo teste) além do jateamento e duplo condicionamento ácido, foram imersas em uma solução de H₂O₂/HCl por um período de uma hora à uma temperatura de 80oC e finalmente submetidas a um tratamento térmico

por uma hora em uma temperatura de 400°C. Os implantes foram instalados em fêmures de coelhos e removidos após 2 e 4 semanas para avaliação da influência do tratamento na formação de tecido ósseo periimplantar em estágios iniciais. Os resultados mostraram que inúmeros poros de diferentes tamanhos foram formados em ambas as superfícies, bem como a neoformação óssea. Entretanto os implantes-teste demonstraram uma porcentagem maior de contato osso-implante em duas e quatro semanas de cicatrização, não sendo a diferença significativa após quatro semanas de implantação. Enfim, os implantes tratados por H₂O₂/HCl e condicionamento térmico obtiveram uma superfície que promoveu osseointegração nos estágios iniciais de cicatrização, além de melhorar a bioatividade do implante.

Orsini *et al.* (2012) investigaram morfologicamente superfícies jateada e atacada por ácido (SLA) em momentos experimentais muito precoce. Os implantes foram inserido na tibia proximal até ganhar estabilidade primária, mas a maior parte da superfície do implante não teve contato direto com osso, sendo confeccionado um amplo espaço peri-implante rico em tecido da medular, intencionalmente criado com o intuito de estudar a interação interface entre a superfície e microambiente biológico. Foi feito um grupo teste com superfície jateada e atacada por ácido (SLA) e um controle com superfície usidada., para investigar os eventos de cicatrizaçãp desencadeadas pelos implantes SLA no período de 0-6 dias, e os implantes usinados como controle. Foram avaliados depois de 4 horas, 3 dias e 6 dias. O recém-formado osso prosseguiu através de uma osteogênese precoce distância, comum a ambas as superfícies, e uma osteogênese contato não precoce seguiu padrões diferentes para as duas superfícies. Concluindo que os dispositivos de SLA mostrou um comportamento mais osteocondutora reter um coágulo de sangue menos denso, o que pode ser mais precoce e mais facilmente substituído, e que conduz a uma

camada superficial condicionada a promover a diferenciação de células osteogênicas e deposição de osso novo na superfície de titânio.

2.4.5 - Modificação por Oxidação Anódica ou Anodização

Son et al. (2003) compararam as superfícies usinada, anodizada e anodizada com posterior tratamento hidrotérmico por meio das análises biomecânica, e histométrica em 78 implantes instalados na metáfise tibial de 26 coelhos. Após períodos de 6 e 12 semanas os valores de torque de remoção dos implantes com superfície anodizada e anodizada com tratamento hidrotérmico foram estatisticamente superiores quando comparados com a superfície usinada. Entretanto não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de torque de remoção dos implantes com superfície anodizada e anodizada com tratamento hidrotérmico. Já a análise histométrica empregando-se índice de contato osso-implante não mostrou diferenças estatisticamente significante entre as três superfícies. Os autores concluíram que implantes com superfície anodizada forneceram uma estabilidade secundária maior, principalmente em períodos iniciais do processo de reparo da interface formada entre osso e implante.

Zechner et al. (2003) compararam as superfícies modificadas por oxidação anódica, recobertas por HA, e usinada em 24 implantes instalados em 12 *minipigs* por meio das análises histológica e histométrica. Após períodos de 3, 6, e 12 semanas a análise histológica revelou áreas de reabsorção na superfície dos implantes recobertos por HA. Já a análise histométrica demonstrou de uma forma geral que o índice de contato osso-implante das superfícies modificadas por oxidação anódica, e recobertos por HA foram estatisticamente superiores quando comparados à superfície usinada. Os autores concluíram que os implantes de superfície modificada por oxidação anódica possuem características capazes de proporcionar resultados similares à superfície recoberta por HA,

porém sem as reações adversas desta; e apresentarem a versatilidade de serem usados em osso tipo II a IV, apresentando o benefício de alta estabilidade primária, além da manutenção funcional da interface formada entre osso e implante após período de cicatrização.

Lee et al. (2009) avaliaram a resposta biológica ao redor de implantes com superfícies modificadas por oxidação anódica, e usinada em 24 implantes instalados na tíbia de coelhos por meio da análise histológica e histomorfométrica. Após período de 30 dias, a análise histomorfométrica revelou um índice de contato osso-implante de $24,85 \pm 4,86\%$ e $16,45 \pm 4,05\%$ para superfície anodizada e usinada respectivamente em área de osso acima do canal medular (osso cortical), e $11,35 \pm 2,67\%$ vs $7,01 \pm 2,34$ para superfície anodizada, e usinada respectivamente em área dentro do canal medular. Os autores concluíram que a superfície modificada por oxidação anódica apresentou resultados favoráveis de reparação óssea tanto em osso cortical quanto esponjoso quando comparado aos implantes de superfície usinada.

2.4.6 - Modificação por Feixe de Laser

Gaggl et al. (2000) comparam as superfícies usinada, plasma *spray* de titânio, modificada por jateamento de óxido de alumínio, e modificada por feixe de laser por meio das análises de microscopia eletrônica de varredura associada à espectrometria de energia dispersiva de raios X, e porfilometria mecânica. A análise de espectrometria de energia dispersiva de raios X mostrou que as superfícies TPS, e modificada por feixe de laser apresentavam uma topografia com rugosidade média por volta de 0,5 a 4 μm . O menor índice de contaminação foi observado nas superfícies usinada e modificada por feixe de laser. Já as superfícies modificadas por jateamento de óxido de alumínio, e plasma *spray* de titânio apresentavam contaminantes, que são inerentes ao método de texturização. Os

autores concluíram que a superfície modificada por feixe de laser apresentou uma pureza semelhante à superfície usinada, com modificação de sua estrutura físico-química, constituindo assim uma alternativa promissora para caracterização de superfícies de implantes.

Cho e Jung (2003) compararam as superfícies usinada e modificada por feixe de laser em 14 implantes instalados na metáfise tibial de 7 coelhos por meio da análise topográfica e biomecânica. A microscopia eletrônica de varredura revelou a superfície modificada por feixe de laser com cavidades regulares semelhantes ao favo de mel, enquanto a superfície usinada apresentou-se lisa, e com sinais típicos do processamento de usinagem. Já a análise biomecânica mostrou valores de torque de remoção estatisticamente superiores dos implantes de superfície modificada por feixe de laser quando comparados aos implantes de superfície usinada. Os autores concluíram que implantes de superfície modificada por feixe de laser proporcionaram valores de torque de remoção superiores a implantes de superfície usinada, e que novos estudos eram necessários para comparar esta superfície com outras disponíveis no mercado.

Faeda et al. (2009) compararam as superfícies usinada (MS), modificada por feixe de laser (LMS) e modificada por feixe de laser com recobrimento de hidroxiapatita (HA) por meio da análise biomecânica. Após períodos de 4, 8 e 12 semanas os valores de torque reverso de remoção foram de 23,28 Ncm, 24,0 Ncm e 33,85 Ncm para (MS), 33,0 Ncm, 39,87 Ncm, e 54,57 Ncm para (LMS), e 55,42 Ncm, 63,71 Ncm e 64,0 Ncm para (HA). Os autores concluíram que implantes com superfície modificada por feixe de laser com recobrimento de hidroxiapatita aceleram as fases iniciais do processo de osseointegração.

Mangano et al. (2010) avaliaram a resposta biológica de mini-implante experimental de Ti-6Al-4V modificado por feixe de laser instalado na mandíbula anterior

de um paciente que se submeteu ao tratamento convencional com implantes osseointegráveis. Após período de 60 dias o implante foi removido por meio de broca trefina, e levado análise histométrica, que mostrou um índice de contato osso-implante de 69,51%. Os autores concluíram que a modificação por feixe de laser é uma alternativa promissora para caracterização topográfica de superfície de implantes.

2.4.7 Superfície Quimicamente Ativada

A superfície quimicamente ativada (SLActive), foi idealizada para reduzir o tempo de cicatrização de 3 a 4 semanas. Resultando em um protocolo de tratamento reduzido, com maior previsibilidade e menor risco com carga imediata, resultando em melhoria para o o paciente. O procedimento inicial de produção da superfície SLA, porém é acondicionado numa atmosfera de nitrogênio e imediatamente preservada num líquido isotônico. Isso garante uma alta ativação da superfície que (nos procedimentos convencionais) é perdida por causa da reação química da superfície com a atmosfera, acelerando de forma significativa a osseointegração (BUSER et al. 2004) .

Cochran (2002) avaliou a estabilidade comparativa de SLActive e SLA em pacientes durante as primeiras 6 semanas de cicatrização. Os resultados demonstraram uma grande diferença em padrões de estabilidade entre implantes durante o período inicial crítico de tratamento, ou seja, entre a segunda e a quarta semana após a colocação dos implantes, quando ocorre um declínio temporário na estabilidade do implante. Essa mudança no padrão de estabilidade do implante SLActive é 50% mais rápida (2-4 semanas) comparativamente à superfície SLA, demonstrando uma osseointegração mais

rápida do SLActive oferecendo uma cicatrização mais acelerada, maior estabilidade do implante e conseqüentemente mais segurança no tratamento.

Morton et al. (2004) realizou um estudo de resultados clínicos em dois centros com mais de 80 implantes instalados em 60 pacientes. Próteses provisórias em função oclusal total foram instaladas em todos os implantes 21 dias após a instalação dos mesmos. Os controles pós-operatórios foram realizados 3 meses e 1 ano após a instalação dos implantes. Os autores concluíram que: (1) o protocolo agressivo de carga precoce (3 semanas) não aumentou o risco de falhas com os implantes SLActive, (2) os resultados preliminares sugerem que possa haver um menor risco de perda de implantes em uma variedade de indicações clínicas e (3) os tecidos moles estão cicatrizados 3 semanas após a instalação dos implantes.

Rupp et al. (2004) publicaram um estudo sobre a superfície SLA modificada pela preparação sob condições de preparação com proteção de gás (nitrogênio) e subsequente preservação em líquido e concluíram que: (1) a alta energia de superfície resulta em ativação química; (2) que a superfície SLActive é a única com alto poder de hidrofília (ângulo de contato com a água de 0º em comparação à 139,9º para a SLA); (3) ocorre reduzida contaminação atmosférica (hidrocarbonetos) na superfície do implante e (4) a superfície SLActive acelera a interação primária com o biosistema aquoso.

Scheideler et al. (2005) publicaram em um artigo sobre a influência das condições de estocagem dos implantes de titânio nas interações moleculares e celulares e chegou às seguintes conclusões: (1) a superfície SLActive promove maiores interações com proteínas e células de superfície comparativamente à superfície SLA, (2) a superfície SLActive mostra uma absorção significativamente maior de fibronectina (162%) que a superfície

SLA e outros tipos de superfícies, (3) estes efeitos podem ser creditados às características hidrofílicas e à energia livre de superfície que podem melhorar a cicatrização óssea *in vivo*.

Seibl et al. (2005) realizaram um estudo *in vitro* com testes de absorção de proteínas com a superfície SLActive e concluíram que: (1) esta superfície mostrou um aumento substancial na absorção de proteínas na superfície comparativamente à superfície SLA, (2) este aumento na absorção de proteínas pode conduzir à uma adesão celular maior e mais rápida e melhorar a osseointegração comparada à SLA.

Zhao et al. (2005) publicaram um estudo sobre a influência da alta energia de superfície da superfície SLActive na resposta celular ao substrato de superfície do titânio. As atividades celulares precoces da superfície SLActive foram avaliadas e comparadas com a superfície hidrofóbica SLA. A reação celular (diferenciação de osteoblastos) foi maior na SLActive e a produção de fatores osteogênicos como osteocalcina, fosfatase alcalina, PGE2 e TGF-B1 foi significativamente maior. Os autores concluíram que: (1) a produção de osteocalcina com a SLActive foi maior, (2) a reação celular precoce foi claramente melhorada como resultado da ativação química da superfície SLActive, (3) a produção de fatores de crescimento locais foi 10 vezes maior e (4) as propriedades osteogênicas foram otimizadas.

Ferguson et al. (2006) avaliaram biomecanicamente a resistência de interface da superfície SLA modificada quimicamente (SLActive) e concluíram que: (1) a deposição óssea foi aumentada em torno da superfície SLActive, (2) a resistência mecânica interfacial foi significativamente aumentada com a superfície SLActive e (3) a nova superfície apresentou maior estabilidade durante as semanas iniciais (críticas) de osseointegração.

Zöllner et al. (2006) realizaram um estudo de impacto clínico de implantes com superfície SLActive em 19 centros clínicos de 10 países. 249 pacientes foram randomizados com um total de 363 implantes (média de 1,5 implantes por paciente). Os autores concluíram neste estudo que: (1) a segurança da cicatrização em estágio único foi confirmada, (2) boa manutenção de nível ósseo foi conseguida, (3) o sucesso dos protocolos de carga imediata e precoce foram similares para os implantes SLActive, (4) a sobrevivência dos implantes foi acima da média com os protocolos de carga imediata e precoce e (4) a redução de falhas nos pacientes foi significativamente maior nos protocolos de carga precoce.

O método de modificação do SLA, em que a sua estrutura foi alterada quimicamente na superfície, transformando-a em superfície ativa e hidrofílica, possibilitando uma melhor osseointegração, aumentando a estabilidade e reduzindo o tempo de fixação. Pode-se observar nesta nova técnica, SLAactive, que a superfície do implante é hidroxilada e esta mudança química atua melhorando as circunstâncias consideradas fundamentais para adsorção direta das proteínas, promovendo, em consequência a iniciação imediata da integração do implante no sítio ósseo. Para finalizar, destaca-se que a superfície SLActive poderá no futuro oferecer uma redução ainda maior, ocasião em que novas pesquisas deverão ser realizadas, para melhor elucidação do mecanismo da interação molecular (MORTON, 2008).

Gottlow, Barkarmo e Sennerby (2012) analisaram as respostas ao nível do tecido ósseo, bem como a estabilidade dos implantes, de dois modelos de implantes de diferentes superfícies, ao fim de 10 dias, 3 e 6 semanas de cicatrização. Foram utilizados dois implantes o Straumann® Standard Plus (Ø 4,1 mm, RN, SLActive®, 10 mm) e o Replace® Select Taper (Ø 4,3 mm, TiUnite®, 10 mm) da Nobel Biocare®. Foi selecionado um total de

30 coelhos adultos. Sendo colocados três implantes de ambos os grupos SLActive® e TiUnite® no fêmur distal, na tíbia proximal e na tíbia distal, empregando um esquema rotativo. Foram sacrificados grupos de dez animais 10 dias, 3 semanas e 6 semanas após a cirurgia, sendo avaliados a histologia e o binário de remoção. Os valores normalizados da resistência à fractura apresentados, ao fim de 10 dias, a resistência ao à fractura de ambos os implantes era similar, mas, 3 e 6 semanas após a cirurgia, os valores médios de resistência à fractura apresentados pelos implantes SLActive® foram significativamente mais elevados do que os exibidos pelos implantes TiUnite®. A histologia revelou um contacto osso-implante (BIC) mais elevado, estatisticamente significativo, no caso dos implantes SLActive® ao fim de 10 dias, similar para ambos os tipos de implantes ao fim de 3 semanas e mais elevado e estatisticamente significativo no caso dos implantes TiUnite® decorridas 6 semanas. Concluindo que ambos os tipos de implantes revelaram uma boa integração óssea e uma estabilidade crescente desde a colocação até às 6 semanas. Analisando estes dois tipos de implantes, não é possível isolar e comparar de forma independente nenhum fator particular, como o modelo ou o tipo de superfície. Os implantes SLActive® apresentaram um binário de remoção significativamente mais elevado ao fim de 3 semanas e uma resistência à fractura significativamente mais elevada ao fim de 3 e 6 semanas. O BIC foi mais elevado nos implantes SLActive® ao fim de 10 dias e significativamente mais elevado nos implantes TiUnite® ao fim de 6 semanas. Os autores indicaram que os resultados podem existir pela a diferenças na rugosidade e na propriedades hidrofílicas das superfícies.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

O objetivo desse presente estudo foi avaliar, através de análise histológica, o comportamento de duas diferentes superfícies de titânio implantadas em áreas reconstruídas com enxertos em bloco autógenos ou xenógenos (origem bovina).

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar histologicamente a interface da superfície do parafuso hidrofílica (Aqua[®]) com enxerto xenógeno.
- Avaliar histologicamente a interface da superfície do parafuso hidrofóbica (Neoporos[®]) com enxerto xenógeno.
- Avaliar histologicamente a interface da superfície do parafuso hidrofílica (Aqua[®]) com enxerto autógeno.
- Avaliar histologicamente a interface da superfície do parafuso hidrofóbica (Neoporos[®]) com enxerto autógeno.

4. Materiais e Métodos

A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual de Ponta Grossa (Paraná – Brasil), número do CAAE 18759713.3.0000.0105.

Foi feita uma avaliação criteriosa das necessidades de tratamento de cada paciente:

Os critérios de inclusão foram:

- Pacientes portadores de edentulismo maxilar total ou parcial, com necessidade de reconstrução óssea em bloco para posterior instalação de implantes.
- Pacientes edêntulos totais ou parciais superior, insatisfeitos com o uso de prótese total, fixa ou parcial removível.

Os critérios de exclusão foram:

- pacientes com comprometimentos sistêmicos que pudessem interferir no resultado do tratamento e/ou expô-lo a um risco cirúrgico eventual (diabéticos descompensados, imunodeprimidos, pacientes que sofreram radioterapia e quimioterapia com menos de 4 anos e infartados com menos de 1 ano). Além disso, pacientes com problemas psicossomáticos e que fizessem uso abusivo de drogas, álcool e tabagistas crônicos.

Após a seleção dos pacientes, foram submetidos a exames pré-operatórios e exames laboratoriais para avaliação sistêmica.

Os pacientes em número de 10 foram submetidos a reconstrução alveolar de maxila total ou parcial sendo em um total de 10 enxertos. Os enxertos divididos em dois grupos de

acordo com sua origem: autógeno (n=5) ou xenógeno (n=5) foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos, sendo que cada grupo teve três amostras, sendo assim os grupos: G1 – Enxerto autógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofílica. G2 – Enxerto autógenos fixado com parafuso de titânio 2.0mm com superfície hidrofóbica. G3 – Enxerto xenógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofílica. G4 – Enxerto xenógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofóbica.

4.1. Procedimentos Cirúrgicos

Foram realizados procedimentos de instalação de enxertos em blocos na maxila, os quais foram fixados com parafuso de enxerto, segundo técnica cirúrgica proposta por Maiorana *et al.*, em 2005. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados por um único operador. Foram utilizados blocos xenógenos da marca Orthogen® (Baumer, São Paulo, Brasil) do tamanho 10 x 15 x 5 mm (Figura 1). Os blocos autógenos foram extraídos do ramo mandibular, segundo técnica proposta por Acocella *et al.*, em 2010 (Figura 2).

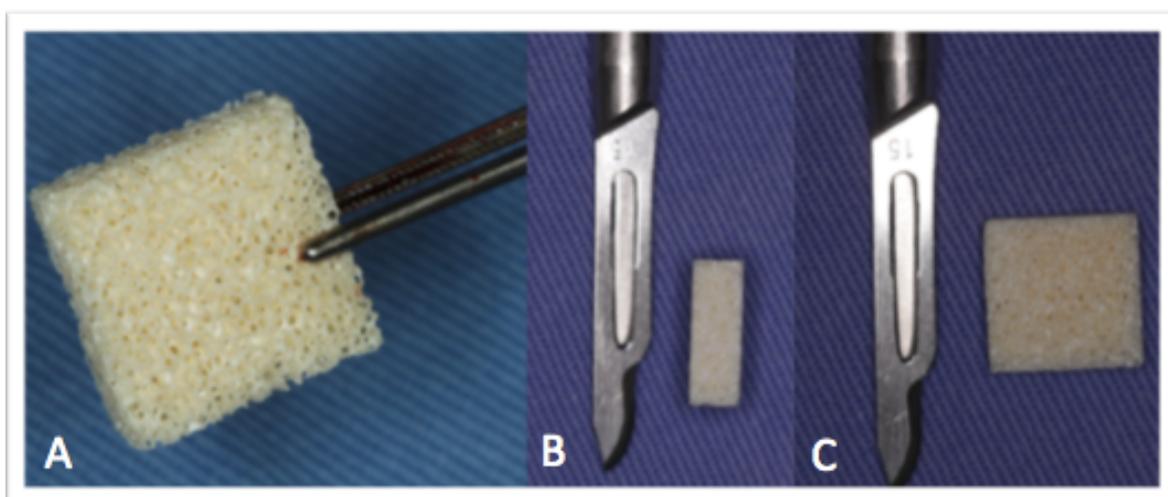


Figura 1 - A Enxerto em bloco xenógeno, B Vista lateral e C Vista frontal.

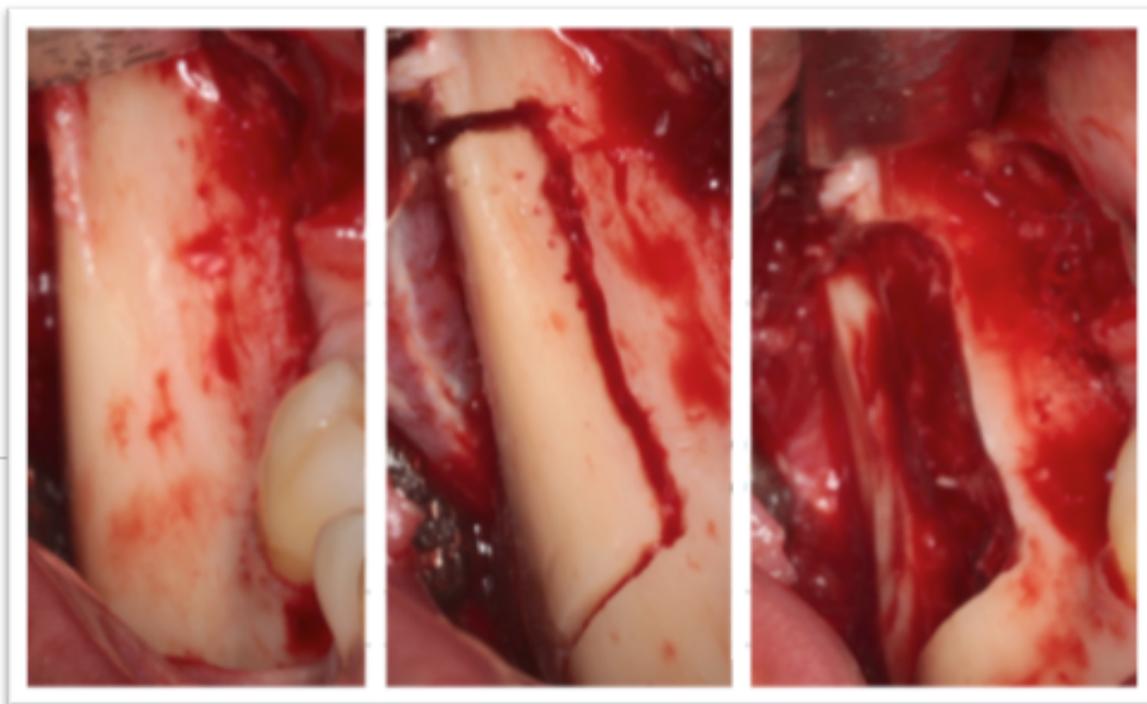


Figura 2 - Remoção do bloco autógeno segundo técnica proposta por Acocella.

Foi realizada a antisepsia e assepsia intra-bucal com solução de clorexidina a 0,12% Periogard[®] (Colgate, Wisconsin, Estados Unidos) e logo em seguida, a antisepsia e assepsia facial com degermante em gel a base de clorexidina 2% (LM Farma, São José dos Campos, Brasil).

Os pacientes foram submetidos a anestesia local com mepivacaína a 2% + adrenalina 1:100.000 MepiAdre[®] (DFL, Rio de Janeiro, Brasil). Foi realizada uma incisão supracristal com lâmina de bisturi número 15C Swann-Morton[®] (Swann-Morton, Sheffield, Estados Unidos) e descolamento total até a exposição da óssea vestibular e descolamento total pela lingual. Com uma broca esférica diamantada (nº 6) de baixa rotação para peça de mão Komet[®] (Komet, Lemgo, Alemanha), fez-se o debridamento do tecido periósteo residual e descorticação superficial do processo alveolar que terá contato com o bloco a ser fixado.

Após processo de desgaste do bloco para sua correta adaptação no leito (Figura 3), foi realizada uma única perfuração central através da broca helicoidal 1.6 mm do kit de fixação de enxertos Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil). O bloco foi posicionado no leito e um novo furo, através do já realizado, foi feito no leito receptor para guiar o parafuso de fixação. Foram utilizados parafusos de fixação Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil), com 2 mm de diâmetro de cabeça estendida e fabricados especialmente para este trabalho para auxiliar na retenção do enxerto com titânio grau 4 e com 2 tipos de tratamentos de superfície sendo um hidrofóbica e hidrofílica (Figura 4).



Figura 3 - Adaptação do bloco xenógeno.



Figura 4 - Parafuso de superfície hidrofílica.

Após a correta fixação do bloco, foi aplicado ao seu redor (Figura 5), um biomaterial xenógeno particulado inorgânico Genox[®] (Baumer, São Paulo, Brasil) como forma de preenchimento dos espaços vazios (*gaps*), o que reduz a possibilidade de invasão de tecido mole e diminui a taxa de reabsorção óssea (MAIORANA *et al.*, 2005).

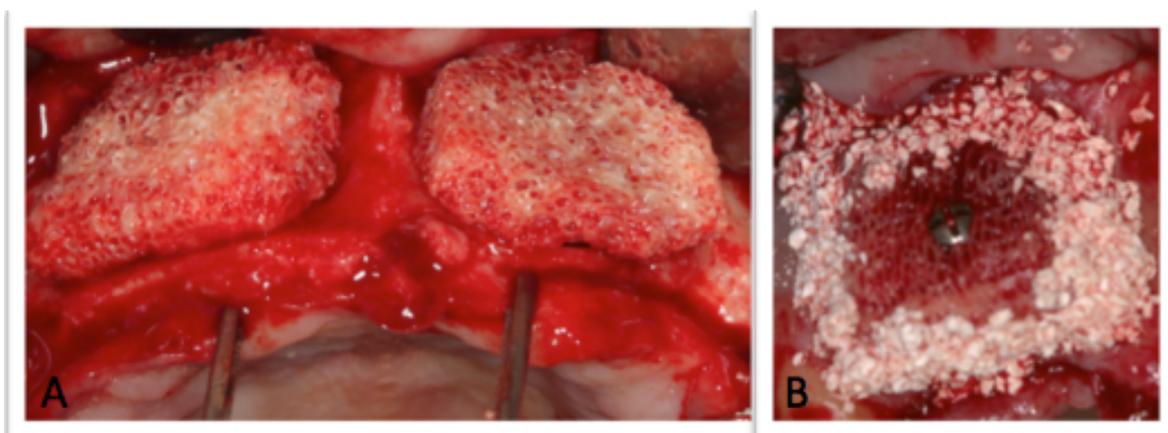


Figura 5 - A Adaptação dos blocos xenógeno e B preenchimento ao redor do bloco com enxerto particulado xenógeno.

O fechamento do retalho foi realizado através de técnica de sutura simples com fio Vicryl 4.0 montado da marca Ethicon[®] (Johnson & Johnson, São José dos Campos -SP, Brasil). O protocolo medicamentoso constou de antibioticoterapia (Amoxicilina 500 mg de 8 em 8 horas durante 7 dias) e administração de anti-inflamatório (Profenid 100mg de 12 em 12 horas durante 4 dias) e analgésico (Dipirona 500mg de 4 em 4 horas durante 2 dias). Além disso, no segundo dia pós cirúrgico foram realizadas instruções de higiene oral com o uso de colutórios a base de clorexidina 0,2%, 3 vezes ao dia após as refeições.

4.2 Remoção das Amostras

Após o período de 4 meses de incorporação dos enxertos, foram realizadas as cirurgias de instalação de implantes Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil), de acordo com o planejamento cirúrgico-protético. Os implantes foram instalados objetivando uma maior superfície de contato com o osso nativo (*approach palatino*). Todos os implantes foram submetidos a um período de osteointegração de 6 meses, antes da reabilitação protética.

Esse trabalho seguiu a técnica descrita por Matsumoto *et al.* (2005) para remoção de amostras de enxerto em bloco *onlay*, através de uma biópsia incisional usando uma broca trefina, posicionada transversalmente a crista. Isso permitiu a aquisição de material representativo do enxerto e do rebordo alveolar, uma vez que a broca alcançou o palato. Esta remoção não interferiu no posicionamento dos implantes.

Os dez parafusos foram removidos através de uma broca trefina com 4.1 de diâmetro (Fig 6), preservando aproximadamente 0,9 mm de tecido ósseo enxertado e ao seu redor (Fig 7), para viabilizar as análises de microtomografia e análises histológicas. As amostras foram armazenadas em solução de formol tamponado a 10% (Fig 8).

4.3 Preparo Histológico

Inicialmente, as amostras foram mantidas em solução de formol tamponado a 10%. Em seguida, foi realizada a secagem em estufa e a desidratação em álcool etílico seguindo a sequência de proporcionalidade do álcool etílico. Os banhos foram iniciados com álcool 70%, seguidos por álcool 80%, álcool 90% e álcool absoluto (100%), sendo que cada banho teve duração de sete dias. Após o banho de álcool, procedeu-se um banho de vinte e quatro horas em xilol.

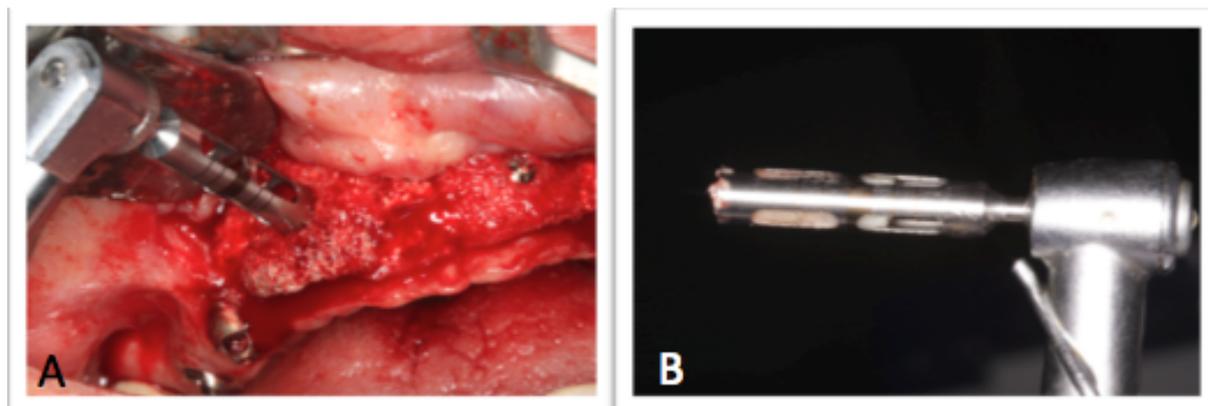


Figura 6 - A Remoção cirúrgica da amostra com trefina, B broca trefina após a remoção.

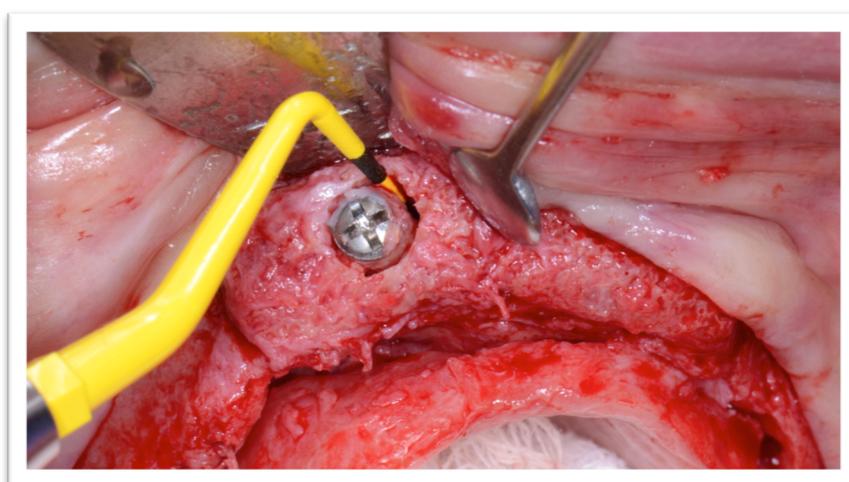


Figura 7 – Remoção do tecido ósseo enxertado, sonda demonstrando o espaço aproximadamente de 0,9 mm.

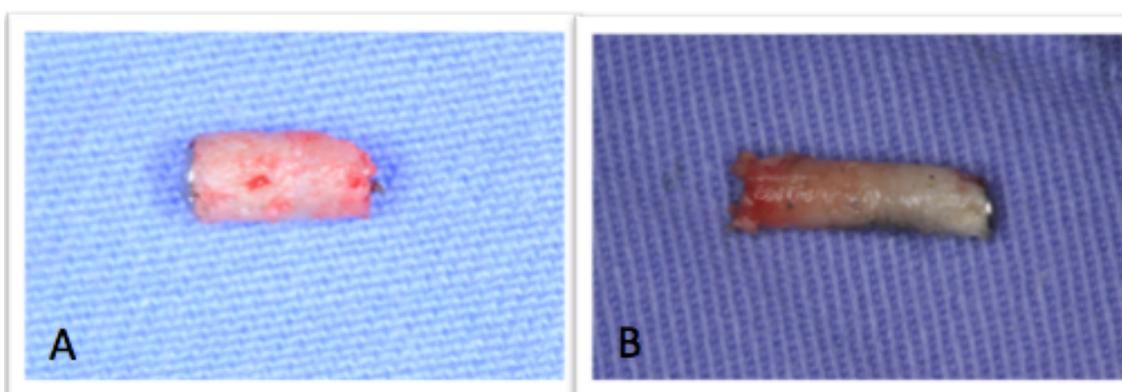


Figura 8 -A amostra com parafuso de superfície hidrofílica e B amostra com parafuso de superfície hidrofóbica.

Em seguida, procedeu-se a inclusão das amostras. A inclusão foi realizada com a resina LR White Hard Grade (London Resin Company, Berkshire, Inglaterra). O procedimento de inclusão foi realizado em um recipiente plástico específico com os seguintes banhos:

1. Banho em 70% de álcool etílico + 30% de resina durante 7 dias.
2. Banho em 80% de álcool etílico + 20% de resina durante 7 dias.
3. Banho em 90% de álcool etílico + 10% de resina durante 7 dias.
4. Banho em 100% de resina durante 7 dias.

Em seguida, o acelerador bem como o peróxido de benzoíla foram adicionados na resina em concentração de 100%, sendo que a amostras foram imediatamente acondicionadas em uma câmara de vácuo por 30 minutos. Após o período na câmara de vácuo, as amostras foram seccionadas a partir da porção superior do implante, paralelamente ao longo eixo do implante, com auxílio de uma cortadeira de precisão Minitom (Struers, Ballerup, Hovedstaden, Dinamarca) com velocidade de 200rpm (Figura 9). Esta etapa resultou em cortes com espessura média de 1 centímetro. Otimização da inclusão da resina, estes cortes foram novamente incluídos na resina LR White e acondicionados em câmara de vácuo por 30 minutos, finalizando a inclusão.



Figura 9 - Cortadeira de precisão Minitom.

Os cortes foram fixados em uma lâmina de resina acrílica com cola de cianoacrilato (Super Bonder[®], Henckel, São Paulo, Brasil). Ambos os lados da amostra foram submetidos ao desgaste com o auxílio de uma politriz TegraSystem (Struers) utilizando lixas de carbeto de silício nas seguintes granulações: 120#, 220#, 320#, 500#, 1200# e 2000# (Struers). A espessura final do corte foi verificada em intervalos regulares, sendo de $40 \pm 10 \mu\text{m}$. Com a conclusão desta etapa, os cortes foram de aproximadamente $30 \mu\text{m}$.



Figura 10 - Politriz TegraSystem.

As espécimes foram submetidas a coloração por azul de toluidina, de acordo com o seguinte protocolo:

1. Banho em água oxigenada a 10% durante 5 minutos.
2. Banho em ácido fórmico a 10% por durante 2 minutos.
3. Enxágue em água destilada.
4. Banho em solução de metanol a 20% por 20 minutos.
5. Enxágue em água destilada.

6. Banho em solução de azul de toluidina por 1 a 2 minutos. A solução de azul de toluidina foi preparada com 10g de azul de toluidina (Synth, Diadema, São Paulo, Brasil), 1g de tetraborato de sódio e 100ml de água destilada. Em seguida, banho em água por 1 minuto seguido por secagem delicada com papel macio.

7. Colagem das lamínulas de vidro com resina Entellan (Merck, São Paulo, São Paulo, Brasil) e remoção do excesso de material com solventes.

4.4 Análise Histológica

Todos os cortes histológicos foram identificadas com uma sequência numérica aleatória de forma a codificar períodos experimentais e grupos. Avaliação foi realizada utilizando um microscópio óptico (Axion Imager A1M, Carl Zeiss, Alemanha) acoplado a uma câmera digital (Axiocam ICc3, Carl Zeiss, Alemanha). As imagens digitais adquiridas foram analisadas por um único examinador experiente. O processo de osseointegração foi avaliado ao longo de medidas do contato osso-implante (BIC) e área de osso mineralizado entre as roscas (OMER), utilizando o software Image J 3.0 (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, Estados Unidos)

Na área do osso entre as roscas (OMER) , em primeiro lugar foi obtido a área total de segmentos e a área ocupada por espaço ou sem osso, e depois determinamos o percentual da área total de linhas ocupadas por tecido ósseo. Estas avaliações foram realizadas bilateralmente nas três primeiras roscas de cada implante por um único examinador experiente.

4.5 Análise Estatística

Os dados foram comparados por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA), utilizando nível de significância de 5%.

5. Artigo Científico 1

Artigo preparado segundo as normas da The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (JOMI)

Avaliação de superfícies de implante em enxertos autógenos e xenógenos nas reconstruções ósseas de maxila. Análise histológica.

Fernando Gianzanti Peres ¹, Luis Eduardo Marques Padovan ², Leandro Eduardo Kuppel ³

¹ Aperfeiçoamento em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial USC – BAURU e Implantodontia APCD – BAURU. Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial USC – BAURU. Especialista em Implantodontia APCD- BAURU. Mestrando ILAPEO – Curitiba.

E-mail: fergperes@hotmail.com

Rua Monte Alegre nº 428 conj 11, Perdiz .São Paulo-SP CEP 05014-000

011 995928949

² Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial pelo Conselho Regional Paulista - CROSP. Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo - UNESP - Araçatuba. Especialista em Didática Aplicada ao Ensino Superior, professor em especialização de implantodontia na APCD – Bauru.

E-mail: eduardopadovan@iocp.com.br

Rua Henrique Savi nº 5-63, Vila Universitária. Bauru-SP CEP 17012-620

(014)31049065.

³ Especialista em Anatomia Cirúrgica da Face pelo ICB - USP, residência em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial UNESP – Araraquara. Mestrado, Doutorado e Pós-Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial UNICAMP – Piracicaba, professor em Curso de Mestrado em Implantodontia no ILAPEO.

E-mail: lekluppel@hotmail.com

Avenida General Carlos Cavalcanti, nº 4748, Uvaranas. Ponta Grossa-PR CEP 84030-900

(42) 32203104

Resumo

Objetivo : avaliar através de análise histológica, o comportamento de duas diferentes superfícies de titânio implantadas em áreas reconstruídas com enxertos em bloco autógenos ou xenógenos (origem bovina). **Material e métodos**: Foram selecionados 10 pacientes os quais foram submetidos a reconstrução alveolar de maxila com um total de 10 enxertos ósseos em bloco. A fixação deste blocos foi feita por meio de parafusos de titânio com dois tipos de tratamento de superfície, sendo superfície hidrofílica ou hidrofóbica. (Neodent, Curitiba, Brasil). Desta forma: 4 grupos experimentais foram estabelecidos: G1- enxerto autógeno fixado com parafuso de superfície hidrofílica. G2- enxerto autógeno fixado com parafuso superfície hidrofóbica. G3- enxerto xenógenos fixado com parafuso de superfície hidrofílica. G4 - enxerto xenógenos fixado com parafuso de superfície hidrofóbica. Após 4 meses foram removidos com auxílio de uma broca trefina para posterior processamento histológico. **Resultados**: o BIC nas amostras do grupo G1 foi de 40,99%, para o grupo G2 foi de 36,55%, para o grupo G3 foi de 40,98% e para o grupo G4 foi de 43,79%. Em relação BAPT nas amostras do grupo G1 foi de 44,45%, para o grupo G2 foi de 25,59% com exclusão de uma amostra, para o grupo G3 foi de 39,94% e para o grupo G4 foi de 42,49%. **Conclusão**: Houve contato ósseo direto com a superfície dos parafusos em todos os grupos, sem apresentar diferenças significativas relativamente à qualidade e quantidade do osso neoformado.

Palavras-Chaves: Implantes Dentários, Osseointegração, Transplante, Transplante autólogo, Transplante heterólogo.

Introdução

Pesquisas ¹⁻⁴ têm demonstrado que os implantes osteointegrados modificados por técnicas de tratamento de superfície estão cada vez mais sendo utilizados. As características próprias da superfície tratada têm aumentado o contato osso-implante, promovendo a utilização de cargas funcionais mais precoces diminuindo o tempo de tratamento e favorecendo o prognóstico quando aplicados em osso de menor qualidade, ou em áreas de enxertos ósseos.⁵⁻⁶

Fatores como forma, tamanho e superfície dos implantes, técnicas cirúrgicas, materiais osteoindutores e osteocondutores, estão sendo pesquisados e aprimorados. Cooper em 2000 concluiu que para diminuir o tempo de tratamento, várias mudanças estão ocorrendo, como as próteses com carga imediata e tratamento da superfície dos implantes. Diferentes linhas de pesquisa surgem com o objetivo de diminuir o tempo de tratamento. A característica topográfica da superfície sintética dos implantes na interface com o osso deve ser analisada e relevada, devido a influência na osseointegração.³⁻⁷

Diferentes superfícies são criadas pelo método de usinagem ou suas modificações como: plasma *spray* de titânio, abrasão (jateamento de TiO₂), jateamento e tratamento ácido (óxido de alumínio e H₂SO₄/HCl), anodização, sinterização, permitindo o aumento da superfície de contato do osso para o implante, melhorando assim a qualidade da osseointegração. Contudo, existem muitas dúvidas em relação à mudança de superfície como mostram estudos experimentais.⁸

O objetivo deste trabalho foi comparar através de análise histológica e histomorfométrica, o comportamento de duas diferentes superfícies titânio implantadas em áreas reconstruídas com enxertos em bloco autógenos ou xenógenos (origem bovina).

Material e Métodos

A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual de Ponta Grossa (Paraná – Brasil). Número do CAAE 18759713.3.0000.0105.

Foi feita uma avaliação do tratamento de cada paciente. Após a seleção dos pacientes, os mesmos foram submetidos a exames pré-operatórios e exames laboratoriais para avaliação sistêmica

Os pacientes que eram no número de 10 submetidos a reconstrução alveolar de maxila com o total de 10 enxertos. Os enxertos divididos em dois grupos de acordo com sua origem: autógeno (n=5) ou xenógeno (n=5) foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos, sendo que cada grupo teve três amostra, sendo assim os grupos: G1 – Enxerto autógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofílica, G2 – Enxerto autógenos fixado com parafuso de titânio 2.0mm com superfície hidrofóbica, G3 – Enxerto xenógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofílica, G4 – Enxerto xenógenos fixado com parafuso de titânio 2.0 mm com superfície hidrofóbica.

Procedimentos Cirúrgicos

Todos os pacientes foram submetidos a exames pré-operatórios e radiográficos. Foram realizados procedimentos de instalação de enxertos em blocos na maxila, os quais foram fixados com parafuso de enxerto, segundo técnica cirúrgica proposta por Maiorana et al.⁹, em 2005. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados por um único operador. Foram utilizados blocos xenógenos da marca Orthogen[®] (Baumer, São Paulo, Brasil) do tamanho 10 x 15 x 5 mm (Fig 1). Os blocos autógenos foram extraídos do ramo mandibular, segundo técnica proposta por Acocella¹⁰, em 2010. (Fig 2).

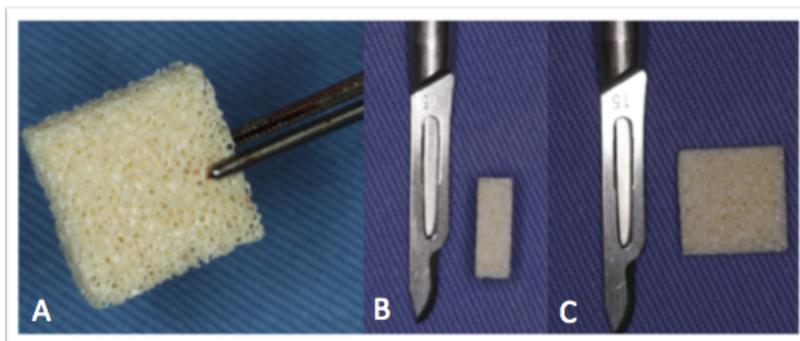


Figura 1 - A Enxerto em bloco xenógeno ,B lateral e C frontal.

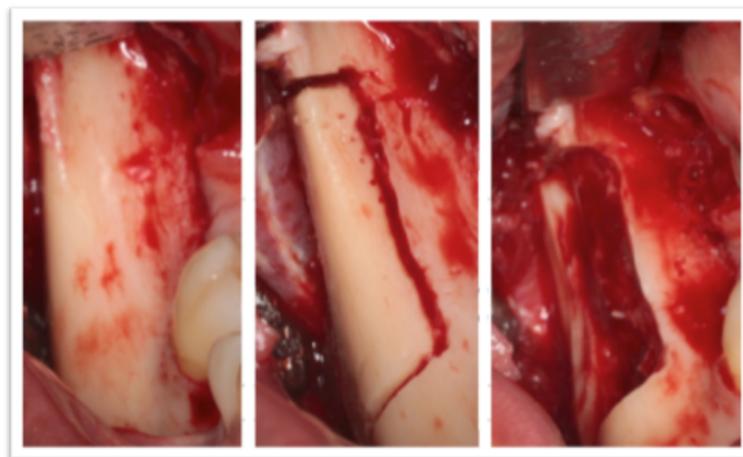


Figura 2 - Remoção do bloco autógeno segundo técnica proposta por Acocella.

Os pacientes foram submetidos a anestesia local com mepivacaína a 2% + adrenalina 1:100.000 MepiAdre[®] (DFL, Rio de Janeiro, Brasil). Foi realizada uma incisão supracristal com lâmina de bisturi número 15C Swann-Morton[®] (Swann-Morton, Sheffield, Estados Unidos) e rebatimento total do retalho gengival até a exposição da tábua óssea vestibular a ser enxertada. Com uma broca esférica diamantada (nº 8) de baixa rotação para peça de mão Komet[®] (Komet, Schaumburg, Alemanha), fez-se o debridamento do tecido periósteo residual e descorticação superficial do processo alveolar que entrará em contato com o bloco a ser fixado.

Após processo de desgaste do bloco para sua correta adaptação no leito , foi realizada uma única perfuração central através da broca helicoidal 1.6 mm do kit de fixação de enxertos Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil). O bloco foi posicionado no leito e um novo furo, através do já realizado, foi feito no leito receptor para guiar o parafuso de fixação. Foram utilizados parafusos de fixação Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil), com 2 mm de diâmetro e fabricados especialmente para este trabalho com titânio grau 4 e com 2 tipos de tratamentos de superfície (hidrofóbica e hidrofílica) para favorecer a osteointegração. Após a correta fixação do bloco, foi aplicado ao seu redor (Fig 3), um biomaterial xenógeno particulado inorgânico Genox[®] (Baumer, São Paulo, Brasil) como forma de preenchimento dos espaços vazios (*gaps*), o que reduz a possibilidade de invasão de tecido mole e diminui a taxa de reabsorção óssea.¹⁰



Figura 3 - Preenchimento ao redor do bloco com enxerto particulado xenógeno.

O fechamento do retalho foi realizado através de técnica de sutura simples com fio Vicryl 4.0 montado da marca Ethicon[®] (Johnson & Johnson, São José dos Campo - SP, Brasil). Após o período de 4 meses de incorporação dos enxertos, foram realizadas as cirurgias de instalação de implantes Neodent[®] (Neodent, Curitiba, Brasil), de acordo com o

planejamento cirúrgico-protético. Os implantes foram instalados objetivando uma maior superfície de contato com o osso nativo (*approach palatino*). Todos os implantes foram submetidos a um período de osteointegração de 6 meses, antes da reabilitação protética.

Remoção das Amostras

Neste momento foi realizada uma biópsia seguindo a técnica descrita por Matsumoto *et al.*¹¹, com broca trefina para remoção do enxerto ósseo e do parafuso. Os dez parafusos foram removidos por meio de uma broca trefina com 4.1 de diâmetro (Fig 4), preservando aproximadamente 0.9 mm de tecido ósseo enxertado e nativo ao seu redor (Fig 5), para viabilizar a análise histológica. As amostras foram armazenadas em solução de formol tamponado a 10% (Fig 6).

Após um período de 4 meses para incorporação dos enxertos ósseos, foram instalados implantes nas áreas reconstruídas, de acordo com o planejamento protético. Neste momento foi realizada uma biópsia com broca trefina de 4.1mm de diâmetro para remoção do enxerto ósseo e do parafuso. Toda a reabilitação protética definitiva foram submetidos a um período de osseointegração de 6 meses.

Análise Estatística

Os dados foram comparados por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA), utilizando nível de significância de 5%.



Figura 4 - Broca trifina após a remoção.

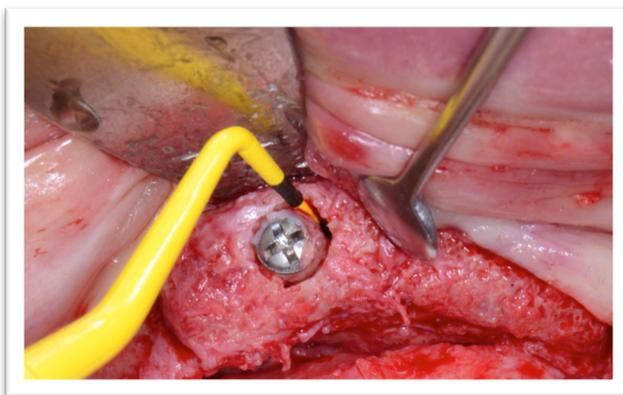


Figura 5 - Remoção do tecido ósseo enxertado, sonda demonstrando o espaço aproximadamente 0,9 mm.

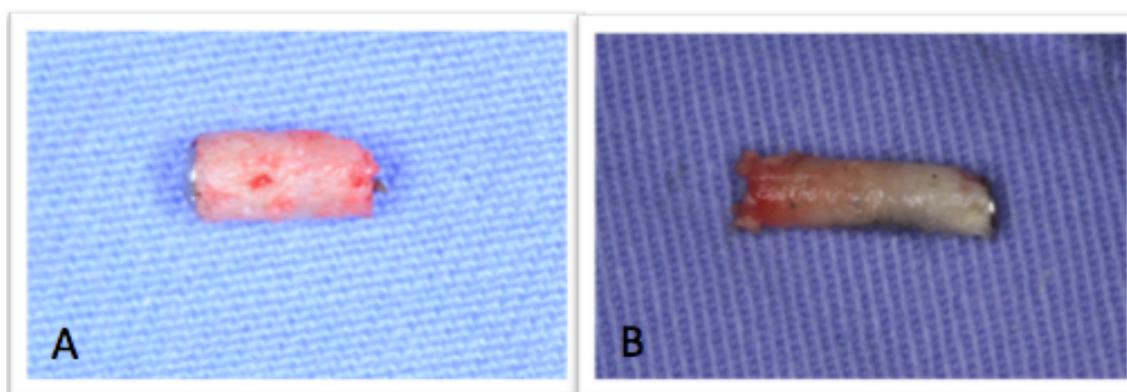


Figura 6 - A amostra com superfície hidrofílica e B amostra com superfície hidrofóbica.

Resultados

Análise Histológica

As regiões de osso-implante de contato (BIC) ao longo do perímetro de implantes foram subtraídos do perímetro total do implante e os cálculos foram realizados para determinar a BIC. Na área do osso entre as roscas (OMER) , foram obtido a área total de segmentos e a área ocupada por espaço ou sem osso, e depois determinamos o percentual da área total de linhas ocupadas por tecido ósseo. Estas avaliações foram realizadas bilateralmente nas três primeiros roscas de cada implante por um único examinador calibrado.

Para todos os implantes ao longo do perímetro e na área de osso mineralizado entre as roscas avaliados, observou-se a formação de tecido ósseo na maior parte da superfície dos parafusos de enxerto e ausência de tecido fibroso (Fig 7). No processo histológico foi perdido uma amostra, que falhou na inclusão sendo excluída a amostra número 9.

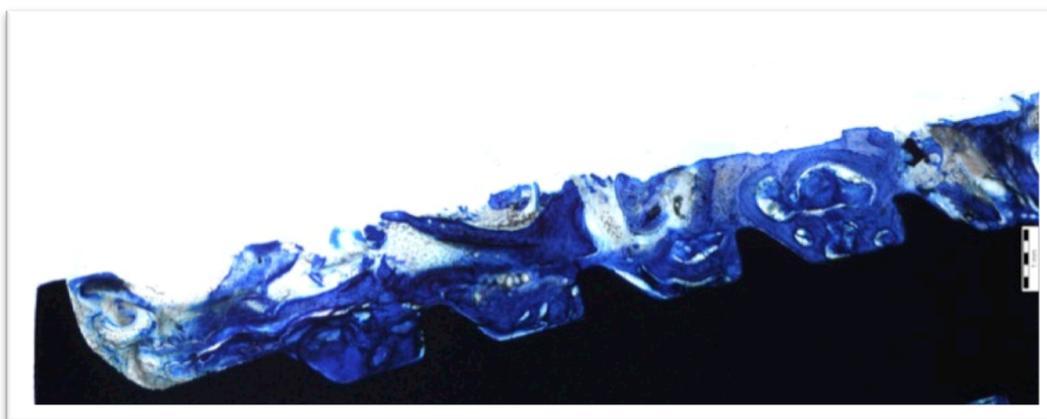


Figura 7 - Fotomicrografia após 4 meses de implantação. Região de interface entre osso nativo e a superfície de titânio. Coloração de azul de toluidina.

Análise Histomorfométrica

Analisando os dados obtidos em percentual de contato entre o tecido ósseo e a superfície do implante (BIC) tabela 1 e 2, os valores encontrados foram: Nas amostras de osso xenógeno, o BIC médio para a superfície hidrofóbica foi de 43,79, enquanto para a superfície hidrofílica foi obtido um valor de 40,98. Nas amostras de osso autógeno, o BIC médio para a superfície hidrofóbica foi de 36,55 e para a superfície hidrofílica 40,99. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os diferentes tratamentos de superfície (hidrofílica ou hidrofóbica), tanto nas amostras de osso autógeno, quanto naquelas de osso xenógeno, em relação ao BIC, como está representado no gráfico (Fig 9).

Em relação ao percentual da área total preenchida por tecido ósseo entre as espiras (BABT), foram: Nas amostras de osso xenógeno, o BABT médio para a superfície hidrofóbica foi de 42,49, enquanto para a superfície hidrofílica foi obtido um valor de 39,94 (Fig 9). Nas amostras de osso autógeno, o BABT médio para a superfície hidrofóbica foi de 25,59 e para a superfície hidrofílica 44,95 (Fig 9). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as as duas superfícies (hidrofílica ou hidrofóbica), em relação ao BABT, como está representado no gráfico (Fig 9). Em relação ao tipo de enxerto fixado na maxilla, não houve diferença estatisticamente significativa entre o osso autógeno e o xenógeno.

GRUPO	Neoporos Xenógeno			Acqua Xenógeno		
	1	3	5	2	4	8
Amostra						
espira 1 inf	81,06	32,14	37,5	69,39	0	39,29
espira 2 inf	35,96	0	72	96,6	0	96
espira 3 inf	94,08	0	13,04	78,59	0	36
espira 4 inf	83,91	12	45,83	87,25	4	0
espira 1 sup	67,54	0	65,22	40,52	0	38,46
espira 2 sup	83,12	4	17,39	34,7	0	62,5
espira 3 sup	77,07	0	68,18	20,69	66,67	96
espira 4 sup	97,32	0	63,64	48,39	16	
MÉDIA	77,5075	6,0175	47,85	59,51625	10,83375	52,60714286
DESVIO PADRÃO	19,19089274	11,35968529	23,29415316	27,29112673	23,23152964	34,84380706

Tabela 1 - Resultados de BIC xenógeno.

GRUPO	Neoporos Autógeno		Acqua Autógeno	
	6	9	7	10
Amostra				
espira 1 inf	75,86	EXCLUÍDA	55,17	28
espira 2 inf	14,81		70,83	45,45
espira 3 inf	0		82,61	36,36
espira 4 inf	88,46		8,33	20
espira 1 sup	5,56		58,62	0
espira 2 sup	52,17		72,73	8,33
espira 3 sup	19,05		79,17	47,83
espira 4 sup			12	30,43
MÉDIA	36,55857143		54,9325	27,05
DESVIO PADRÃO	35,49429129		29,15874912	16,90821778

Tabela 2 - Resultados de BIC autógeno

NX: Hidrofóbica (Neoporos®) / Xenógeno; AX: Hidrofilica (Acqua®) / Xenógeno;

NA: Hidrofóbica (Neoporos®) / Autógeno; AA: Hidrofilica (Acqua®) / Autógeno.

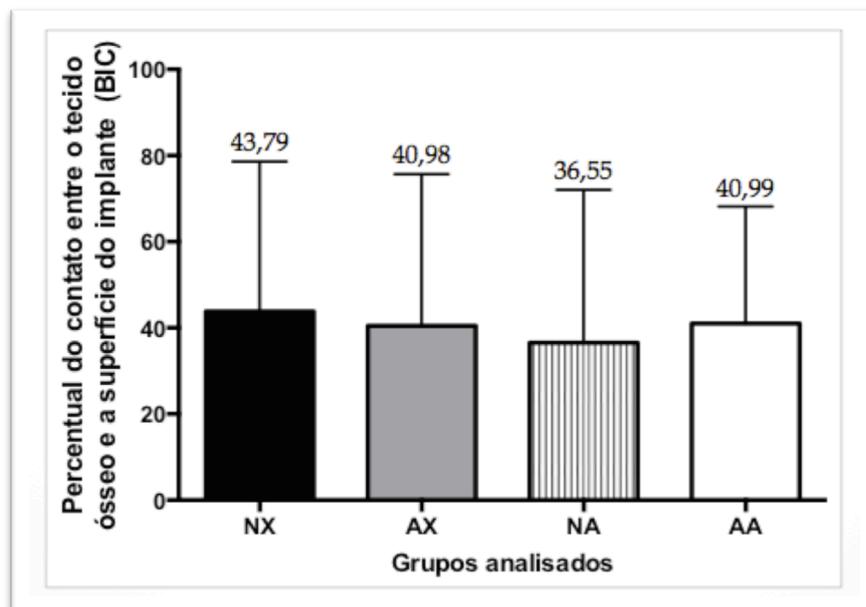


Figura 8 - Gráfico BIC.

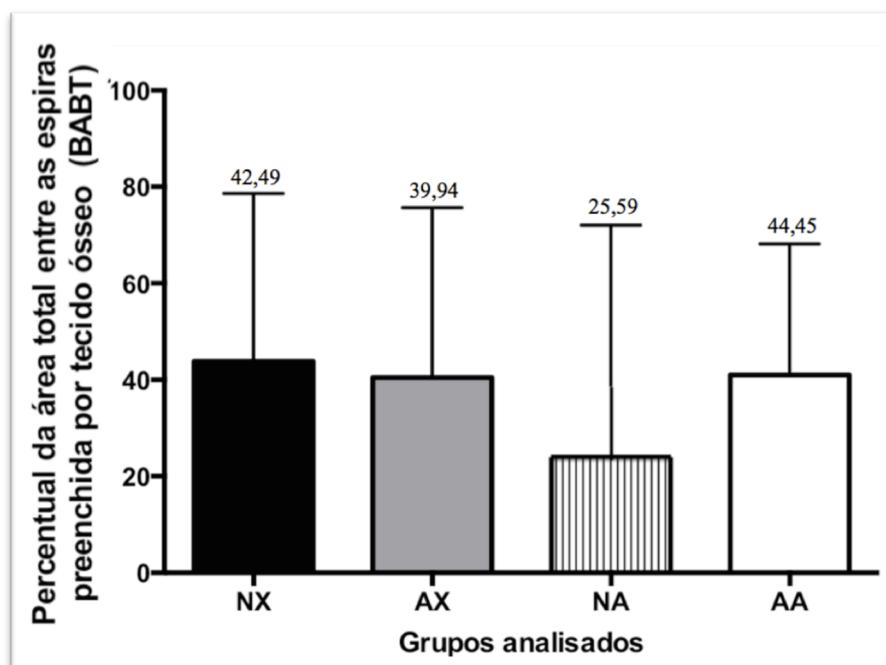


Figura 9 - Gráfico BAPT

Discussão

Atraves da análise histológica é possível verificar a presença de remodelação óssea com formação de tecido ósseo a partir do osso nativo em direção ao corpo do enxerto.¹² Assim como o íntimo contato do osso neoformado envolvendo a estrutura do remanescente xenógeno também pode-se observado ^{12,13}, que realizou estudo com a utilização de material xenógeno para preenchimento de alvéolos frescos. Este estudo nas seções histológicas, constatou uma intensa atividade de remodelação óssea ao redor da partícula do osso xenógeno e a presença de células ósseas no corpo do biomaterial.

Vários autores identificaram em seus estudos a biocompatibilidade do enxerto xenógeno e a atividade de remodelação óssea ao seu redor.^{12,14} Fato este presente em neste estudo, o que confere segurança para a utilização deste material nos tratamentos de reconstrução óssea.

O enxerto ósseo autógeno tem os melhores índices de sucesso ¹⁵, tornando-o amplamente utilizado no planejamento cirúrgico com implantes osseointegráveis ¹⁶ o que está de acordo com esta pesquisa pelos baixos índices de complicações observados. No entanto, o sucesso desta técnica requer um planejamento e desenvolvimento cirúrgico criteriosos, o que ainda assim não elimina a ocorrência de complicações.¹⁵⁻¹⁶

A literatura é vasta na compreensão e na comparação dos diferentes métodos de tratamento de superfície. Estudos *in vitro* ¹⁷⁻¹⁹, estudos *in vivo* ²⁰⁻²² e estudos clínicos longitudinais ²³⁻²⁴ procuram avaliar o quanto o tratamento da superfície dos implantes pode afetar os complexos mecanismos envolvidos no fenômeno da osseointegração.

Muitos trabalhos evidenciam alta taxa de sucesso dos implantes com superfície tratada, inclusive em áreas com qualidade óssea pior, como a região posterior da maxila e regiões submetidas a enxertos ósseos^{23,24}. Os estudos revelam uma taxa de sucesso que varia entre 96% e 100%, comprovando os resultados dos estudos *in vitro*^{25,26}, que demonstram a melhor resposta das superfícies tratadas comparadas às superfícies sem qualquer tipo de tratamento.

A literatura demonstra que o grupo com superfície ativada apresentava uma maior média de contato osso-implante no período de dois e quatro semanas de acompanhamento, porém no período de oito semanas, a média do contato osso-implante não apresentava diferenças estatisticamente significantes. Isto demonstra que a velocidade da formação óssea também é influenciada pelo tipo do tratamento da superfície.²¹

Também²² mostraram que o aumento na velocidade da formação óssea pode influenciar diretamente na estabilidade do implante. Os mesmos tipos de superfície foram avaliados (SLA e SLActive) através de uma análise de frequência de ressonância (RFA – Osstell – Integration Diagnostics, Savedalen, Suécia). Os resultados mostraram que todos os implantes apresentaram sucesso, porém foi observado que ocorreu uma mudança da estabilidade primária para estabilidade secundária após um período de duas semanas para o grupo teste (SLActive) e de quatro semanas para o grupo controle (SLA). Isto demonstra um maior potencial de formação óssea no grupo teste comparada ao grupo controle, demonstra que essa velocidade de formação óssea influencia diretamente na estabilidade do implante. Sugerindo que o período de 4 meses é muito longo quando comparado com a literatura que os dias são de 7, 14 e 21. Entendemos que esse período a formação de tecido osso nas duas superfícies é igual por ser superior a 60 dias.

Os resultados desse estudo mostram que houve formação óssea em contato próximo com as superfícies de todos os parafusos de enxerto. Além disso, não foram observadas diferenças morfológicas ou morfométricas importantes que pudessem ser relacionadas aos tratamentos das superfícies dos parafusos.

Após 4 meses de enxertia, o aspecto morfológico do tecido ósseo mostrava trabéculas revestidas por tecido osteóide com a presença de osteoblastos ativos, indicando a ocorrência de formação óssea.^{1,2,5} Não foi observada qualquer diferença histológica na formação óssea entre as diferentes superfícies de parafusos relacionados aos enxertos autógeno e xenógeno. Fato que está de acordo com os achados²⁷, os quais não observaram diferenças qualitativas na formação óssea. Sugere que o tempo de 4 meses seja longo, quando comparado a literatura de superfícies modificadas são avaliados em número de dias.

A análise histomorfométrica mostrou que houve aumento estaticamente significativo na formação óssea com 4 meses de acompanhamento, caracterizado pelo aumento nos valores de BIC e BAPT. Achados que estão de acordo com os relatos^{28,29}, um aumento significativo dos valores de BIC com 4 a 6 meses de acompanhamento. No entanto, não se pode descartar a possibilidade de ocorrer aumento de forma significativa, principalmente nos valores de BIC, demonstraram³⁰ que as áreas com reduzida porcentagem de contato osso-implante em períodos precoces podem alcançar níveis acima de 90% de formação óssea após um ano de observação.

Nesse estudo não foram observadas diferenças biológicas no contato osso/parafuso, na formação óssea entre as roscas e nas distâncias dos implantes entre as superfícies avaliadas. No entanto, há relatos na literatura de maior contato osso-implante nas superfícies em períodos inferiores a 4 meses, sugerindo que esse tratamento poderia

acelerar a formação óssea ²⁷. A explicação para isso ocorrer reside nas superfícies modificadas por dióxido de alumínio facilitam a adesão de osteoblastos e aumentam a atividade de fosfatase alcalina e a síntese de colágeno ^{27,31}, além de exibirem uma tendência a aumentar a osteogênese de contato.³¹

Sendo assim, dentro das limitações do presente estudo, os resultados obtidos sugerem que as caracterizações experimentais realizadas nas superfícies hidrofóbica (Neoporos) e hidrofílica (Acqua), promoveram um padrão semelhante de interação entre tecido ósseo e implante no período de 4 meses após sua instalação, seja em áreas reconstruídas com osso autógeno ou osso xenógeno. Novos estudos tornar-se-ão necessários para um melhor entendimento da modulação do experimento. Uma vez que trabalhos em *in vivo* existe um grau de dificuldade maior devido: casuística, a resposta biológicas e colaboração do paciente.

Conclusão

Diante dos resultados obtidos, podemos concluir que: todos os grupos (G1, G2, G3 e G4) permitiram formação óssea *in vivo* em contato direto e adjacente à superfície dos parafusos, sem apresentar diferenças significativas entre o contato osso implante (BIC) e os filamentos entre à área óssea (BABT).

Referências

1. Cooper L. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. J Prosthet Dent 2000;84:522-34.
2. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res Hoboken 1991; 25:889-902.

3. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A one year follow-up of implants of differing surface roughness placed in the rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;11:486-94.
4. Li D, Liu B, Zou J, Xu K. Improvement of Osseointegration of Titanium Surface Treatment: An in vivo Interfacial Biomechanics Study. *Implant Dent* 1999;8:289-94.
5. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implant Res* 2000;12:196-201.
6. Nystrom E, Nilson H, Gunne J, Lundgren S. A 9–14 year follow-up of onlay bone grafting in the atrophic maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:111-16.
7. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F. The use of reduced healing times on implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:144-53.
8. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting- Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res Hoboken* 1995;29:1223-31.
9. Maiorana C, Beretta M, Salina S, Santoro F. Reduction of autogenous bone graft resorption by means of Bio-oss coverage: a prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:19-25.
10. Acocella A, Bertolai R, Colafranceschi M, Sacco R. Clinical, histological and histomorphometric evaluation of the healing of mandibular ramus bone block grafts for alveolar augmentation before implant placement. *J Cranio Maxillofacial Surg*. 2010;38(3):222-30
11. Matsumoto MA, Filho HN, Padovan LE, Kawakami RY, De Assis Taveira LA. Tissue response to poly-L-lactide acid-polyglycolic acid absorbable screws in autogenous bone grafts: a histologic morphological analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:112-8.
12. Araujo M, Sonohara M, Hayacibara R, Cardaropoli G, Lindhe J. Lateral ridge augmentation by the use of grafts comprised of autologous bone or a biomaterial: an experiment in the dog. *J Clin Periodontol* 2003;29:1122-31.
13. Barone A, Ricci M, Calvo-Guirado J, Covani U. Bone remodelling after regenerative procedures around implants placed in fresh extraction sockets: an experimental study in Beagle dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:1131-7.
14. Nevins M, Camelo M, De Angelis N, Hanratty JJ, Khang WG, Kwon JJ, et al. The clinical and histologic efficacy of xenograft granules for maxillary sinus floor augmentation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2011;31:227-35.

15. Schwartz-Arad D, Levin L. Intraoral Autogenous Block Onlay Bone Grafting for Extensive Reconstruction of Atrophic Maxillary Alveolar Ridges. *J Periodontol* 2005;76:636-41.
16. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006 ;17:136-59.
17. Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:530-9.
18. Kang BS, Sul YT, Oh SJ, Lee HJ, Albrektsson T. XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants. *Acta Biomater* 2009;5:2222-9.
19. Sul YT, Johansson CB, Petronis S, Krozer A, Jeong Y, Wennerberg A, et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.
20. Vidigal-Jr GM, Groisman M, Aragones LCA, Campos Junior A. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dent* 1999;8:295-302.
21. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk R K, Denzer A J, Cochran D L et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
22. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:755-60.
23. Fugazzotto PA, Vlassis J. Report of 1633 implants in 814 augmented sinus areas in function for up to 180 months. *Implant Dent* 2007;16:369-78
24. Yamamichi N, Itose T, Neiva R, Wang HL. Long-term evaluation of implant survival in augmented sinuses: a case series. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:163-9.
25. Nebe B, Luthen F, Lange R, Becker P, Beek U, Rychly J. Topography induced alterations in adhesion structures affect mineralization in human osteoblasts on titanium. *Mater Sci Eng C* 2004;24:619-24.
26. Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials* 2001;22:1241-51.

27. Ravanetti F, Borghetti P, de Angelis E, Chiesa R, Martini FM, Gabbi C, Cacchioli A. In vitro cellular response and in vivo primary osteointegration of electrochemically modified titanium. *Acta Biomater* 2010;6:1014-24.
28. Roriz, VM, Rosa AL, Peitl O, Zanotto ED, Panzeri H, De Oliveira PT. Efficacy of a bioactive glass-ceramic (Biosilicate) in the maintenance of alveolar ridges and in osseointegration of titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:148-55.
29. Rosa AL, Oliveira CSR, Beloti MM, De Oliveira PT. Effect of microcapsules containing TAK-778 on bone formation around osseointegrated implants: Histomorphometric analysis in dogs. *Implant Dent* 2006;15:97-103.
30. Albrektsson, T, Johansson, J. Quantified bone tissue reactions to various metallic materials with reference to the so-called osseointegration concept. In: Davies JE. *The Bone-Biomaterial Interface*. Buffalo: University of Toronto Press; 1991; p 357-63.
31. Franco RL, Chiesa R, Beloti MM, De Oliveira PT, Rosa AL. Human osteoblastic cell response to a Ca and P enriched titanium surface obtained by anodization. *J Biomed Mater Res*. 2009;88:841–8.

6. Referências

1. Acocella A, Bertolai R, Colafranceschi M, Sacco R. Clinical, histological and histomorphometric evaluation of the healing of mandibular ramus bone block grafts for alveolar augmentation before implant placement. *J Cranio Maxillofacial Surg.* 2010;38(3):222-30.
2. Albrektsson T, Brånemark P.-I, Hansson H.A. Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant Anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1981;52:155-70.
3. Albrektsson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am.* 1986;30(1):151-74.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces part 2 – Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):536–43.
5. Amarante ES, de Lima LA. Optimization of implant surfaces: titanium plasma spray and acid-etched sandblasting – current status. *Pesqui Odontol Bras.* 2001;15(2):166-73.
6. Araújo MG, Sonohara M, Hayacibara R, Cardaropoli G, Lindhe J. Lateral ridge augmentation by the use of grafts comprised of autologous bone or a biomaterial: an experiment in the dog. *J Clin Periodontol.* 2002;29(12):1122-31.
7. Becktor J, Isaksson S, Sennerby L. Survival analysis of endosseous implants in grafted and non graft edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):107-15.
8. Biesbrock AR, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(6):712-20.
9. Binahmed A, Stoykewych A, Hussain A, Love B, Pruthi V. Long term follow-up of hydroxyapatite-coated dental implants – a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):963-8.
10. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.
11. Buser D, Broggin N, Wieland M, Schenk R K, Denzer A J, Cochran D L et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-33.
12. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;13(5):611-9.

13. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991; 25(7):889-902.
14. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999;45(2):75-83.
15. Cardaropoli D. Vertical ridge augmentation with the use of recombinant human platelet-derived growth factor-BB and bovine bone mineral: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(3):288-95.
16. Carmeliet P. Mechanisms of angiogenesis and arteriogenesis. *Nat Med.* 2000;6(4):389-95.
17. Chiapasco M, Zaniboni M. Failures in jaw reconstructive surgery with autogenous onlay bone grafts for pre-implant purposes: incidence, prevention and management of complications. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011;23(1):1-15.
18. Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials.* 2003;24(26):4859-63.
19. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingar D, Taylor TM, Bernard JP et al. The use of reduced healing times on implants ITI with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.
20. Dean MN, Swanson BO, Summers AP. Biomaterials: properties, variation and evolution. *Integr Comp Biol.* 2009;49 (1):15-20.
21. DeLise AM, Fischer L, Tuan RS. Cellular interactions and signaling in cartilage development. *Osteoarthritis Cartilage.* 2000;8(5):309-34.
22. Elias CN, Lima JHC; dos Santos MV. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. *Rev Implant News.* 2008;5(5):467-76.
23. Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantônio E Jr. Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associate with implant surface modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(8):1706-15.
24. Felice P, Marchetti C, Piattelli A, Pellegrino G, Checchi V, Worthington H et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: bone from the iliac crest versus bovine anorganic bone. *Eur J Oral Implantol.* 2008;1(3):183-98.

25. Feofiloff ET, Jesus-Garcia R. Técnicas de obtenção, processamento, armazenamento e utilização de homoenxertos ósseos: protocolo do banco de ossos da escola paulista de medicina. *Rev Bras Ortop.* 1996;31(11):895-903.
26. Ferguson SJ, Brogini N, Wieland M, de Wild M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, et al. Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified SLA titanium surface. *J Biomed Mater Res.* 2006;78(2):291-97.
27. Gaggl A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces – a comparative study. *Biomaterials Guilford.* 2000; 21(10):1067-73.
28. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implant Res.* 2000;12(3):196-201.
29. Gottlow J, Barkarmo S, Sennerby L. An experimental comparison of two different clinically used implant designs and surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:204-12.
30. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting- Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29(10):1223-31.
31. He FM, Yang GL, Li YN, Wang XX, Zhao SF. Early bone response to sandblasted, dual acid-etched and H₂O₂/HCl treated titanium implants: an experimental study in the rabbit. *Int. J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(6):677-81.
32. Heberer S, Ruhe B, Krekeler L, Schink T, Nelson JJ, Nelson K. A prospective randomized split-mouth study comparing iliac onlay grafts in atrophied edentulous patients: covered with periosteum or a bioresorbable membrane. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):319-26.
33. Karabuda C, Sandalli P, Yalcin S, Steflik DE, Parr GR. Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hidroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(4):510-5.
34. Kessler-Liechti G, Zix J, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):353-58.
35. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997 ;8(6):442-7.
36. Ledermann PD, Schenk RK, Buser D. Long-lasting osseointegration of immediately loaded, bar-connected TPS screws after 12 years of function: a histologic case report of a 95-year-old patient. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1998;18(6):552–63.

37. Lee JE, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Han CH, Lee SJ. Healing response of cortical and cancellous bone around titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):655-62.
38. Leung AC, Cheung LK. Dental implants in reconstructed jaws: patient's evaluation of functional and quality-of-life outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(1):127-34.
39. Levandowski N, Pfeifer AB, Paza AO, Valiati R, Silva MRPB. Utilização de Osso Alógeno em Bloco para Aumento de Rebordo Alveolar: revisão da literatura. *Rev Implant News.* 2008;5:51-7.
40. Lima LA, Fuchs-Wehrle AM, Lang NP, Hammerle CM, Liberti E, Pompeu E et al. Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(6):669-79.
41. Li DH, Liu BL, Zou JC, Xu KW. Improvement of osseointegration of titanium surface treatment: an in vivo interfacial biomechanics study. *Implant Dent.* 1999;8(3):289-94.
42. Lundgren S, Nystrom H, Nilson H, Gunne J, Lindhagen O. Bone grafting to the maxillary sinuses, nasal floor and anterior maxilla in the atrophic edentulous maxilla. a two-stage technique. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26(6):428-34.
43. Mangano C, Piatelli A, D'Avila S, Lezzi G, Mangano F, Onuma T, et al. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: a histologic report. *J Oral Implantol.* 2010;36(2):91-6.
44. Maiorana C, Beretta M, Salina S, Santoro F. Reduction of autogenous bone graft resorption by means of Bio-oss coverage: a prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(1):19-25.
45. Matsumoto MA, Filho HN, Padovan LE, Kawakami RY, De Assis Taveira LA. Tissue response to poly-L-lactide acid-polyglycolic acid absorbable screws in autogenous bone grafts: a histologic morphological analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):112-8.
46. Meirelles L, Arvidsson A, Andersson M, Kjellin P, Albrektsson T, Wennerberg A. Nano hydroxyapatite structures influence early bone formation. *J Biomed Mater Res A.* 2008; 87(2):299-307.
47. Morton, D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19suppl:103-8.
48. Morton D. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Loading Protocols for Endosseous Dental Implants in Morton D, Ganeles J: *ITI Treatment Guide: Loading protocols in Implant Dentistry.* Berlin: Quintessence, 2008;5-10.

49. Nevins M, Camelo M, De Angelis N, Hanratty JJ, Khang WG, Kwon JJ, et al. The clinical and histologic efficacy of xenograft granules for maxillary sinus floor augmentation. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31(3):227-35.
50. Nystrom E, Nilson H, Gunne J, Lundgren S. A 9–14 year follow-up of onlay bone grafting in the atrophic maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(2):111–6.
51. Orsini E, Salgarello S, Martini D, Bacchelli B, Quaranta M, Pisoni L, et al. Early healing events around titanium implant devices with different surface microtopography: a pilot study in an in vivo rabbit model. *Scientific World Journal*. 2012;Epub 2012 Apr 1.
52. Pedrosa W Jr, Okamoto R, Faria PE, Arnez MF, Xavier SP, Salata LA. Immunohistochemical, tomographic and histological study on onlay bone graft remodeling. Part II: calvarial bone. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(11):1254-64.
53. Pelegrine A, Macedo L, Cosmo L. Transplantes ósseos na odontologia: aplicabilidade clínica e evidências científicas sobre o uso de tecidos provenientes de banco de ossos. São Paulo. Napoleão; 2008.
54. Precheur HV. Bone graft materials. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):729-46.
55. Qahash M, Hardwick WR, Rohrer MD, Wozney JM, Wikesjö UM. Surface-etching enhances titanium implant osseointegration in newly formed (rhBMP-2-induced) and native bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3): 472-7.
56. Ravanetti F, Borghetti P, De Angelis E, Chiesa R, Martini FM, Gabbi C, et al. In vitro cellular response and in vivo primary osteointegration of electrochemically modified titanium. *Acta Biomater*. 2010;6(3):1014-24.
57. Rothamel D, Schwarz F, Herten M, Ferrari, D, Mischkowski RA, Sager M, et al. Vertical ridge augmentation using xenogenous bone blocks: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(2):243-50.
58. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J, et al. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials*. 2004;25(7-8):1429-38.
59. Sartori S, Silvestri M, Forni F, Cornaglia A, Tesei P, Cattaneo V. Ten-year follow-up in a maxillary sinus augmentation using anorganic bovine bone (Bio-Oss). A case report with histomorphometric evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(3):369-72.
60. Sbordone L, Tofi P, Menchini-Fabris G, Sbordone C, Piombino P, Guigetti F. Volume changes of autogenous bone grafts after alveolar ridge augmentation of atrophic maxillae e mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(10):1059-65.
61. Scheideler L, Rupp F, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Storage conditions of titanium implants influence molecular and cellular interactions. *Int Assoc Dent Res (IADR) 83rd General Session, Baltimore, MD, March 9–12, 2005. J Dent Res*. 2005;84(Spec Iss A): abstract number 870.

62. Seibl R, de Wild, M, Lundberg E. In vitro protein adsorption tests on SLActive[®]. Published 6. 2005;2:8-9.
63. Silva TSN, Machado DC, Viezzer C, Silva Júnior ANS, de Oliveira MG. Effect of titanium surface roughness on human bone marrow cell proliferation and differentiation. An experimental study. *Acta Cir Bras.* 2009;24(3):200-5.
64. Soehardi A, Meijer GJ, Strooband VF, de Koning M, Stoelinga PJ. The potencial of the horizontal ramus of mandible as a donor site for block and particular grafts in pre-implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(11):1173-8.
65. Son WW, Zhu X, Shin HI, Ong JL, Kim KH. In vivo histological response to anodized/hydrothermally treated titanium implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;66(2):520-5.
66. Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined surface and osseotite implants in poor-quality bone. *Implant Dent.* 2003;12(1):87-96.
67. Steigmann M.A bovine-bone mineral block for the treatment of severe ridge deficiencies in the anterior region: a clinical report. *Int J Oral Maxillofacial Implant.* 2008;23(1):123-8.
68. Tavares MG, de Oliveira PT, Nanci A, Hawthorne AC, Rosa AL, Xavier SP. Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H₂SO₄/H₂O₂ enhances contact osteogenesis. *Clin Oral Implant Res.* 2007;18(4):452-8.
69. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol.* 2003;74 (7):945-56.
70. Uehara T, Takaoka K, Ito K. Histological evidence of osseointegration in human retrieved fractured hydroxyapatite-coated screw-type implants: a case report. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):540-5.
71. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A.* 2005;74(1):49-58.
72. Zechner W, Tangl S, Furst G, Tepper G, Thams U, Mailath G, et al. Osseous healing characteristics of three different implant types. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):150-7.
73. Zitzmann Nu, Scharer P, Marinello Cp, Schupbach P, Berglundh T. Alveolar ridge augmentation with Bio-Oss: a histologic study in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001;21(3):289-95.
74. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1 year follow-up of implants of differing surface roughness placed in the rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):486-9.

7. Apêndice

7.1 Artigo 2

Artigo preparado segundo as normas da Revista Clínica de Ortodontia Dental Press

O uso de miniplacas como método de ancoragem para ortodontia: Relato de caso

Use of miniplates as method for orthodontic anchorage: Case report

Autores

Fernando Gianzanti Peres^{*}

Luis Eduardo Marques Padovan^{**}

Gustavo Calvalcante Albuquerque^{***}

Paulo Cesar Ulson de Souza^{****}

Leandro Eduardo Kluppel^{*****}

^{*} Mestrando em Implantodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino- ILAPEO-Curitiba. Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial Universidade do Sagrado Coração- USC - BAURU. Especialista em Implantodontia APCD- Bauru, São Paulo.

E-mail: fergperes@hotmail.com

Rua Monte Alegre nº 428 conj 11, São Paulo-SP CEP 05014-000

011 995928949

^{**} Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial pelo Conselho Regional Paulista - CROSP. Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo - UNESP - Araçatuba. Especialista em Didática Aplicada ao Ensino Superior, professor em especialização de implantodontia na APCD, Bauru, São Paulo. Professor em implatodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino- ILAPEO – Curitiba, Paraná.

E-mail: eduardopadovan@iocp.com.br

*** Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial USC – Bauru. Mestrado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial pela USP – Ribeirão Preto. Professor da Graduação e Pós-graduação na disciplina de Cirurgia Buco Maxilo Facial da Universidade do Estado do Amazonas - UEA.

E-mail: gustalbuquerqueodonto@yahoo.com.br

**** Residência em ortodontia HRAC/USP Centrinho – Bauru. Especialista em ortodontia pela Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio-Palatal – PROFIS – Bauru. São Paulo

E-mail: pauloulson@hotmail.com

***** Especialista em Anatomia Cirúrgica da Face pelo ICB - USP, residência em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial UNESP – Araraquara. Mestrado, Doutorado e Pós-Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial UNICAMP – Piracicaba,SP. Professor dos cursos de Anatomia, Anestesiologia e Cirurgia Bucal da UEPG – Ponta Grossa, Paraná, professor em curso de mestrado em implantodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino - ILAPEO – Curitiba, Paraná

E-mail: lekluppel@hotmail.com

Resumo

Introdução: O objetivo desse artigo é relatar um caso com o uso de miniplacas como forma de ancoragem ortodôntica, e mostrar as vantagens e desvantagens em relação à ancoragem esquelética na ortodontia. **Métodos:** A ancoragem esquelética foi utilizada em um paciente do gênero masculino, com 15 anos de idade que possuía impação dos 2º molares inferiores e 3º molares inferiores, foi proposto a desimpção dos 2º molares inferiores utilizando como ancoragem miniplacas instaladas na região de pilar zigomático. **Resultados:** De acordo com os resultados obtidos, sugere-se que a utilização da ancoragem rígida pode ser utilizada com bastante propriedade no tratamento ortodôntico quando for requerida. **Conclusão** Segundo molares inferiores impactados podem ser tratados com ancoragem esquelética, com boa previsibilidade.

Palavras-Chave: Movimentação dentária, Procedimentos de ancoragem ortodôntica, Dente impactado, Dente molar.

Abstract

Introduction: The aim of this paper is to report a case with the use of miniplates for orthodontic anchorage, and show the advantages and disadvantages in relation to skeletal anchorage in orthodontics. **Methods:** The skeletal anchorage was used in a male patient, 15 years of age who had impaction of the 2nd molars and 3rd molars was proposed desimpaction of the 2nd molars using as anchor miniplates installed in the region of the zygomatic pillar. **Results:** According to the results, it is suggested that the rigid anchorage can be used quite in orthodontic treatment when required. **Conclusion:** According impacted lower molars can be treated with skeletal anchorage with good predictability.

Keywords: Tooth movement, Orthodontic anchorage procedures, Tooth impacted, Molar

Introdução

Dentes impactados são aqueles impedidos de erupção por alguma barreira física no seu trajeto de erupção. Retenção secundária refere-se à cessação da erupção dentária após surgimento, onde a causa não é nem uma barreira física no trajeto de erupção nem posicionamento anormal.¹ Ambas situações que requerem diagnóstico e planejamento minuciosos.

A impactação do segundo molar inferior não é um problema comum, com taxas de prevalência de 0,08% para o segundo molar e menos de 0,01% para o primeiro molar inferior^{2,3}, mas desafiador tanto para ortodontista como para o cirurgião oral. As opções de tratamento dependem do grau de inclinação dos dentes, da posição dos terceiros molares, e do tipo desejado de movimento, e podem ser de natureza cirúrgica e / ou ortodôntica.⁴

Um método terapêutico proposto para o tratamento de dentes impactados é o reposicionamento cirúrgico. Embora este procedimento ofereça uma solução imediata, tem algumas complicações, tais como a necessidade de tratamento endodôntico e periodontal.^{5,6}

A movimentação ortodôntica também foi indicada para verticalização de molares inferiores impactados podendo ser o aparelho fixo ou removível.^{7,8,9} A grande variedade de possibilidades mecânicas com vasta descrição na literatura pode explicar parcialmente o desafio para resolver estas situações, uma vez que estabelecer uma componente de força na direção distal é a principal dificuldade, devido a presença de terceiros molares ainda intra-ósseos, principalmente em paciente adolescente.^{10,11}

Com o advento da ancoragem esquelética, os tratamentos vem sendo otimizados, principalmente nos casos de maior dificuldade, revolucionando a forma de tratar. Há de se

considerar o custo financeiro e biológico, uma vez que há uma intervenção cirúrgica para colocação e outra para remoção deste dispositivo.¹²⁻¹³

No presente relato, apresentamos um caso clínico no qual a utilização de ancoragem ortodôntica esquelética foi importante para a resolução estética e funcional.

Relato de Caso Clínico

Paciente do gênero masculino, com 14 anos e 4 meses de idade, leucoderma, apresenta um padrão de crescimento equilibrado, perfil convexo e selamento labial passivo (Fig. 1 A e B). Os dentes apresentavam-se parcialmente nivelados e alinhados, caninos em classe I, linhas médias coincidentes, dentadura permanente, (Fig 2 A, B e C).

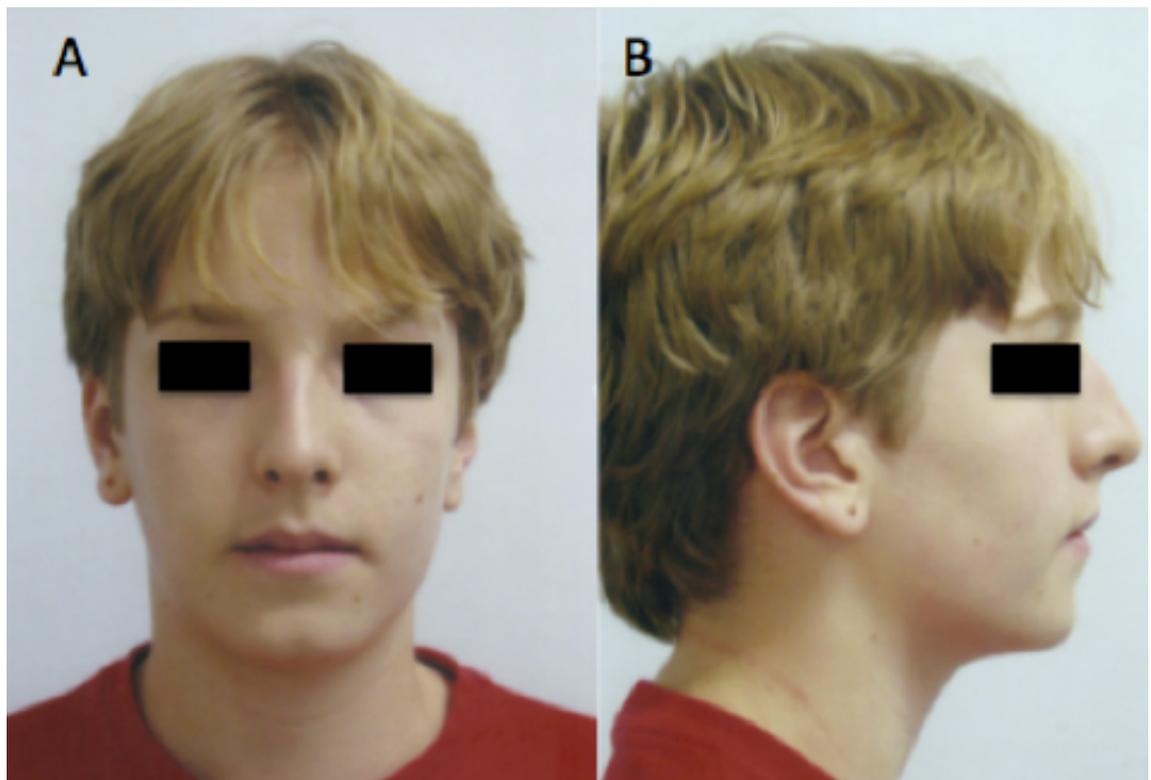


Figura 1 - A Vista extra oral frontal. B Vista extra oral lateral.



Figura 2 - A Vista Intra-bucal do lado direito, B Vista Intra-bucal do lado esquerdo e C Vista Frontal

Os 2° molares inferiores 37 e 47 apresentavam-se severamente inclinados para mesial, semi-erupcionados e 3° molares inclusos. (Fig 3 e 4).



Figura 3 - Raio-X Panoramica Inicial

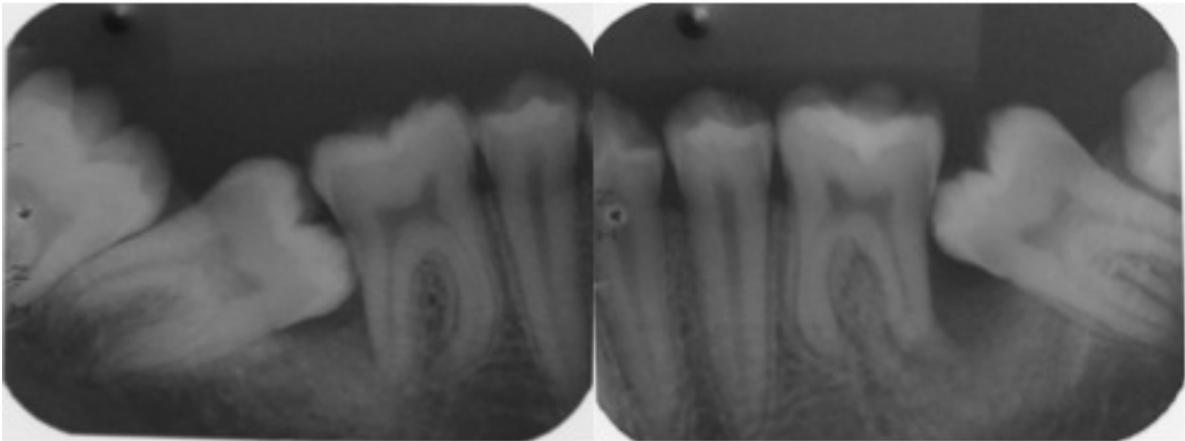


Figura 4 - A Periapical do 47 e 46. B Periapical 37 e 36

O paciente foi encaminhado pela ortodontia com um planejamento inicial de conduta de extração dos 2° molares inferiores, remoção de cisto inflamatório na região entre 36 e 37 e na região entre 46 e 47, para ser realizado pela ortodontia a verticalização dos 3° molares.

O tratamento foi iniciado com a enucleação dos cistos. Após um estudo e planejamento cuidadoso, foi sugerido pela equipe de cirurgia a mudança do planejamento inicial, para a verticalização dos 2° molares sem a extração dos 3° molares para auxiliar na verticalização, e no caso de insucesso do tratamento proposto seria possível voltar para o tratamento inicial e concomitantemente a instalação de miniplaca na maxila para auxiliar a verticalização do 2° molares.

Posteriormente, o paciente foi submetido à cirurgia para instalação de miniplaca de ancoragem ortodôntica. O ato cirúrgico foi realizado em um consultório odontológico usando a técnica infiltrativa do nervo alveolar superior anterior e posterior, o sal anestésico utilizado foi Mepivacaína a 2% com vasoconstritor Noradrenalina 1.100.000, foi feita uma incisão na mucosa gengival livre na região de molar e pré-molares em ambos os lados e descolamento mucoperiostal na região do osso zigomático.

Uma miniplaca (Neoortho, Curitiba, Brasil) de tamanho médio sendo de comprimento de 22,16 mm, espessura de 1,00 mm e largura na região dos furos de 13,55 mm foi adaptada em ambos os lados (Figura 5 e 6). A fixação da mesma foi feita, no pilar zigomático com 3 parafusos de 1,5 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento de cada lado (Figura 10). Após fixação e torqueamento manual dos parafusos foi realizada a sutura com fio Monocryl 4-0 (Ethicon, São Paulo, Brasil) e após 15 dias foi iniciada a mecânica.

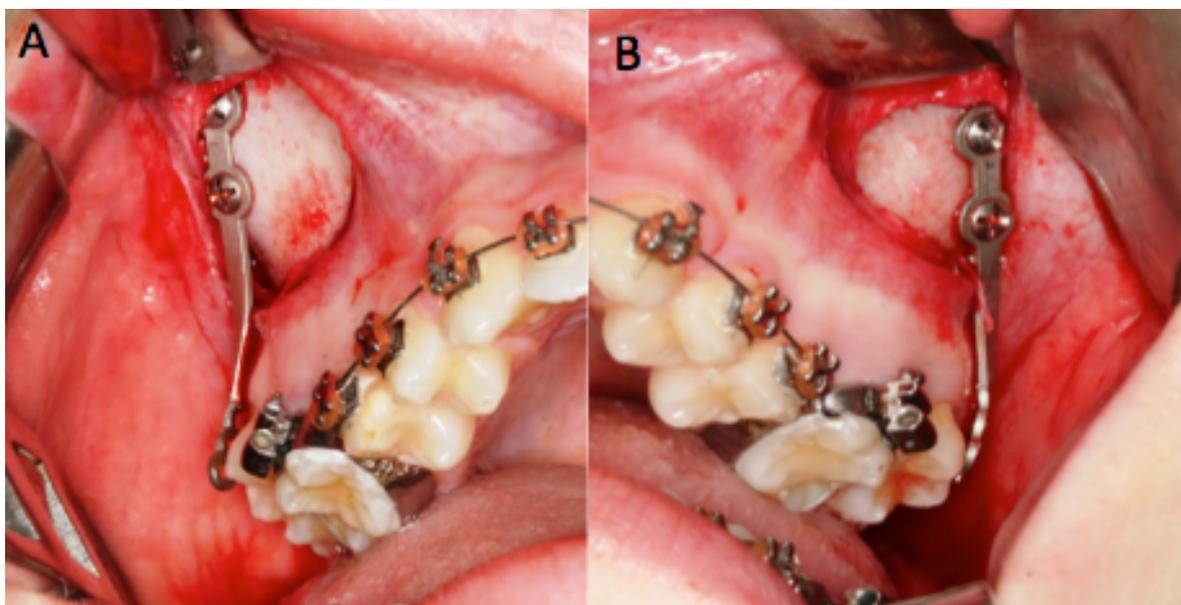


Figura 5 - A Instalação de miniplaca lado direito. B lado esquerdo.



Figura 6 - Raio-X Panorâmica com as miniplacas

Foram colados botões na vestibular do dentes 37 e 47 e elásticos intermaxilares $\frac{1}{4}$ (Fig. 7) com força de 150g quando a boca estava fechada e $\pm 200g$ com a boca aberta de cada lado. Não foi realizada extração prévia dos 3° molares inferiores, como sugerido no segundo planejamento, pois havendo a necessidade de extração dos segundos molares eles o substituiriam.

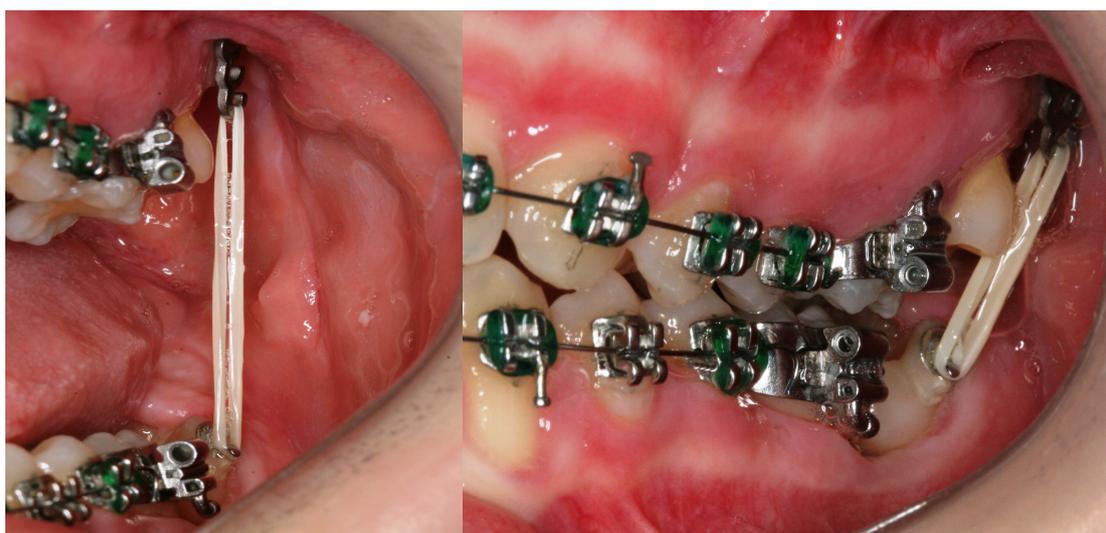


Figura 7 - O uso do elástico com a boca aberta e com a boca fechada

Após 5 meses foi realizada a remoção das miniplacas ortodônticas, uma vez que os segundos molares já haviam sido movimentado o suficiente para se iniciar a mecânica de verticalização com o uso de cantilevers (Fig. 8). Com o sucesso da verticalização dos segundos molares foi, realizada a extração dos terceiros molares. O tratamento teve a duração total de 37 meses. Após a remoção das miniplacas foi finalizado o tratamento ortodôntico (Fig. 9, 10 e 11).



Figura 8 - Verticalização do 2º molar inferior com cantilevers



Figura 9 - Raio-X Panorâmico final



Figura10 - A Vista extra oral frontal, B vista extra oral lateral.



Figura 11- A Vista intra-bucal do lado direito, B Vista intra-bucal do lado esquerdo e C Frontal

Discussão

O caso clínico foge da frequência normal que relatado por Wellfelt e Varpio¹⁴ que a impactação mais comum é unilateral no lado direito em vez de bilateral e mais freqüentemente na mandíbula de pacientes do sexo masculino.

A partir do resultado final, percebemos que o uso de miniplacas como ancoragem para a verticalização dos segundos molares impactados, tornando-o mais rápido e eficiente.^{13,15}

Seja qual for à abordagem de tratamento em dentes impactados, é importante que seja realizado de forma rápida assim que diagnosticada, por causa do contato que estabelece com os dentes adjacentes, o que poderia causar reabsorção radicular, cárie e problemas periodontais.^{13,15}

A introdução de miniplacas de ancoragem na ortodontia foi um grande avanço, uma vez que poderiam ser utilizados para a ancoragem com a vantagem de ter efeitos colaterais minimizados⁷ e permitir que o movimento ortodôntico seja mais previsível.^{15,16} Além disso permite a aplicação de uma força a partir do lado distal do molar impactado, o que não é difícil com os dispositivos convencionais. Esta aplicação de força gera um momento anti-horário, o que permite o controle do movimento e os efeitos colaterais, e conseqüentemente, promovendo uma desimpactação rápida e distalização da coroa.¹⁶

Apesar de ter tido bons resultados do tratamento com o miniplacas, não é amplamente utilizada, e na maioria dos casos clínicos relatados na literatura, uma a grande maioria foi usado parafusos ou microparafusos de várias marcas comerciais.^{17,18,19} A partir

desta experiência clínica , pode-se dizer que o uso de miniplacas é um método preciso, seguro e simples.^{20,21}

Embora miniplacas sejam extremamente úteis, existem desvantagens em relação aos dispositivos convencionais: a necessidade de um procedimento cirúrgico, o custo relativamente alto, a dificuldade de manter a higiene bucal em torno da miniplaca, e o risco de infecção e o desconforto nos primeiros dias devido à dimensão do dispositivo.²¹

A partir dessa discussão pode-se sugerir que o clínico geral, odontopediatra ou ortodontista deve realizar um acompanhamento radiográfico do processo de erupção dentária para observar quaisquer atrasos na erupção dos segundos molares inferiores. O diagnóstico precoce pode evitar a impaction desses dentes, permitindo uma abordagem de tratamento mais conservador.

Conclusões

Segundo molares inferiores impactados podem ser tratados com ancoragem esquelética, com eficácia, eficiência e previsibilidade. Principalmente em casos mais severos e com prognóstico duvidoso, evitando tratamentos longos e ou diminuindo a complexidade do tratamento.

Referências

1. Sawicha M, Racka-Pilszak B, Rosnowska-Mazurkiewicz A. Up- righting partially impacted permanent second molars. *Angle Orthod.* 2007;77:148-54.
2. Valmaseda-Castellón E, De-la-Rosa-Gay C, Gay-Escoda C. Eruption disturbances of the first and second permanent molars: results of treatment in 43 cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:651-8.
3. B. Vedtofte, J.O. Andreasen, I. Kjaer. Arrested eruption of the permanent lower second molar. *Eur J Orthod*,1999;31–40.
4. Mariano RC, Mariano Lde C, de Melo WM. Deep impacted mandibular second molar: a case report. *Quintessence Int.* 2006;37:773-6.
5. McAboy CP, Grumet JT, Siegel EB, Iacopino AM. Surgical uprighting and repositioning of severely impacted mandibular second molars. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1459-62.
6. Pogrel MA. The surgical uprighting of mandibular second molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:180-3.
7. Askosy AU, Aras S. Use of nickel titanium coil springs for partially impacted second molars. *J Clin Orthod* 1998;32:479-82.
8. Shapira Y, Borell G, Nahlieli O, Kuftinec M, Stom D. Second molar impactions. *Angle Orthod* 1998;68:173-8.
9. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*(2002); 122:593–600.
10. Gazit E, Lieberman M. A mesially impacted mandibular second molar. Treatment considerations and outcome: a case report. *Am J Orthod and Dento Ortho.* 1993; 4:374-76.
11. Fontenelle A. Limitations in adult Orthodontics. In: Melsen B. (Ed.). *Current controversies in Orthodontics.* Chicago: Quintessence; 1991; p.147-79.
12. Londa G. The anchorage quality of titanium microplates withshort microscrews for orthodontic anchorage applications. *J.Orofac. Orthop.* 2005;66: 67-77.
13. Miyahira YI, Maltagliati LA, Siqueira DF, Romano R. Miniplates as skeletal anchorage for treating mandibular second molar impactions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:145-8.
14. Wellfelt B, Varpio M. Disturbed eruption of the permanent lower second molar: treatment and results. *J Dent Child* 1988;55:183-9.

15. Sugawara J, Nishimura M. Minibone plates: the skeletal anchorage system. *Semin. Orthod.* 2005;11:47-56.
16. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:382-4.
17. Park HS, Kyung HM. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:592-6.
18. S. Miyawaki, I. Koyama, M. Inoue, K. Mishima, T. Sugahara, T. Takano-Yamamoto. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-8
19. Giancotti A, Muzzi F, Santini F, Arcuri C. Miniscrew treatment of ectopic mandibular molars. *J Clin Orthod* 2003;37:380-3.
20. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
21. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:382-4.

7.2 Termo de Consentimento Livre e Esclarecimento

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título da pesquisa:

“Avaliação de superfícies de implante em enxertos autógenos e xenógenos nas reconstruções ósseas de maxila. Análise histológica e histomorfométrico.”

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa **“Avaliação de superfícies de implante em enxertos autógenos e xenógenos nas reconstruções ósseas de maxila. Análise histológica e histomorfométrico”**, realizada no ILAPEO, Curitiba. O objetivo da pesquisa é **avaliar os resultados de um material de enxerto ósseo de origem bovina que existe no mercado e possui todas as licenças junto aos órgãos competentes para sua utilização (ANVISA).**

A sua participação é muito importante e ela se dará da seguinte forma: **na região onde o Sr(a) tem pouco osso para implante, será realizada uma cirurgia para aplicação deste material para que o osso possa se formar e tornar-se apto a instalação de implantes posteriormente.**

Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar da pesquisa, ou mesmo desistir de participar a qualquer momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Os benefícios esperados são **a formação de uma boa quantidade óssea para o tratamento com implantes sem a necessidade de retirar osso de outro lugar de seu corpo, o que lhe proporcionará um tratamento menos traumático, com menor risco de complicações.**

A área operada poderá apresentar inchaço e/ou dor caso não haja repouso, caso as medicações indicadas não sejam respeitadas, e os demais cuidados recomendados não sejam cumpridos. Pode também ocorrer rompimento dos pontos, o que poderá trazer sérias complicações se os cuidados recomendados em relação à alimentação não forem cumpridos. Pode ocorrer algum desconforto no estômago, devido ao uso do medicamento (antibiótico), o que pode ser controlado com protetores gástricos. Por outro lado, tudo isso que foi relatado refere-se ao procedimento, não havendo nenhum risco a mais para sua saúde associado à pesquisa. Por fim, caso haja perda de algum dos implantes, um novo implante será instalado.

Informamos que o senhor não pagará, nem será remunerado por sua participação. Garantimos, no entanto, que caso ocorra perda total dos implantes ou algum fator que impeça a instalação da prótese fixa que propusemos, garantimos instalar uma nova prótese total do tipo removível, devolvendo assim a mesma condição de reabilitação da época do início do tratamento. Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos pode nos contactar **Fernando Gianzanti Peres, Luis Eduardo Marques Padovan, Leandro Eduardo Kluppel**, pelos telefones , respectivamente, ou nos endereços **Rua Jacarezinho 656, Mercês, Curitiba** ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa, na Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748, CEP 84.030-900 Campus Universitário em Uvaranas. Praça Santos Andrade nº 1 – CEP 84.010-919 – Centro - PABX: 042 3220-3000 / 3220-3200 Fax: 042 3220-3233 - Ponta Grossa – Paraná. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas, devidamente preenchida e assinada entregue a você.

Curitiba, ___ de _____ de 2013.

Pesquisador Responsável

RG:: _____

_____ (nome por extenso do sujeito de pesquisa), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

Obs: Caso o participante da pesquisa seja menor de idade, deve ser incluído o campo para assinatura do menor e do responsável.

8. Anexo

8.1 Aprovação no Cômite de Ética

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação de superfícies de implante em enxertos autógenos e xenógenos nas reconstruções ósseas de maxila. Análise histológica e histomorfométrico.

Pesquisador: Leandro Eduardo Klüppel

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 18759713.3.0000.0105

Instituição Proponente: INSTITUTO LATINO AMERICANO DE PESQUISA E ENSINO ODONTOLÓGICO -

Patrocinador Principal: JJGC INDUSTRIA E COMERCIO DE MATERIAIS DENTARIOS S.A

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 561.456

Data da Relatoria: 12/03/2014

Apresentação do Projeto:

Muitas vezes a instalação de implantes só é possível após a realização de enxertia óssea. A superfície dos implantes têm sido alvo de muito estudo, e parece ter um futuro promissor para diminuição do tempo de tratamento. Pesquisas têm demonstrado que os implantes osteointegrados com superfície modificadas por técnicas de tratamento estão sendo cada vez mais utilizados. As características próprias da superfície tratada têm aumentado o contato osso-implante, promovendo a utilização de cargas funcionais precocemente. Devido a necessidade de um conhecimento mais apurado dessas superfícies e de seu comportamento histológico e histomorfométrico na enxertia óssea, será desenvolvido este estudo, onde serão utilizados parafusos com diferentes tratamentos de superfícies para fixação de dois tipos diferentes de enxerto (autógenos e xenógenos). Serão locados dezesseis indivíduos em quatro grupos, sendo quatro indivíduos por grupo: G1- enxerto autógeno fixado parafuso superfície Acqua. G2- enxerto autógeno fixado parafuso superfície Neoporos. G3- enxerto xenógeno fixado parafuso com superfície Acqua. G4- enxerto xenógeno fixado

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12
Bairro: CEP: 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 561.456

com parafuso superfície Neoporos. Decorridos 6 meses do procedimento de reconstrução óssea, serão instalados os implantes dentários e, neste momento, os parafusos utilizados previamente serão removidos e submetidos a análise histológica e histomorfométrica. Os resultados obtidos serão analisados afim de criar parâmetros para utilização de novas superfícies de implantes em enxertos autógenos e xenógenos.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo deste estudo é ampliar o conhecimento da utilização de novas superfícies de implante avaliando histológica e histomorfometricamente em enxertos autógenos e xenógenos.

Objetivo Secundário:

Avaliar histológica e histomorfometricamente o contato osso-implante de áreas enxertadas com osso autógeno e xenógeno. Frente a novas superfícies de implante osteointegrado

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Riscos inerentes ao procedimento cirúrgico e não ao material utilizado na pesquisa.

Benefícios:

Os benefícios deste estudo são ampliar o conhecimento da utilização dos enxertos xenógenos em bloco promovendo parâmetros comparativos com os enxertos de osso autógeno, a fim de certificar o uso dessa alternativa, como um tratamento seguro e confiável para a reconstrução óssea em bloco na maxila, determinando o qual o tempo ideal e sua biocompatibilidade. Além disso, os pacientes serão beneficiados pela necessidade de retirada de menor quantidade de enxerto autógeno.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Seis meses após a enxertia óssea, serão removido os parafusos com broca trefina de 4.1 mm, para que uma fina camada óssea em contato com o mesmo possa ser submetida a análise histológica, segundo Matsumoto et al, em 2005, que descreveu uma técnica de remoção e análise histológica de parafusos para fixação de enxertos onde constatou ao redor destes implantes

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12
Bairro: CEP: 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 561.456

testes, a presença de osso viável, sem sinais de reabsorção ou inflamação. Serão avaliados os índices de contato do osso enxertado, tanto autógeno quanto xenógeno, em comparação entre si e em relação ao osso pré-existente no mesmo parafuso.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos solicitados na pendência foram plenamente anexados.

Recomendações:

Não se aplica

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após ao atendimento das dependências e das lista de inadequações o projeto pode ser aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

PONTA GROSSA, 19 de Março de 2014

Assinador por:
ULISSES COELHO
(Coordenador)

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12
Bairro: CEP: 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoep@uepg.br

8.2 Normas da revista artigo 1

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf

8.3 Normas da revista artigo 2

<http://www.dentalpress.com.br/revista/pdf/normasjournal.pdf>