



UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

RICARDO ANDRÉS LANDÁZURI DEL BARRIO

Avaliação da influência da velocidade de perfuração na reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados instalados por meio de cirurgia guiada sem retalho. Estudo clínico, radiográfico e histológico.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Implantodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Júnior

Araraquara

2012

Landázuri Del Barrio, Ricardo Andrés

Avaliação da influência da velocidade de perfuração na reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados instalados por meio de cirurgia guiada sem retalho. Estudo clínico, radiográfico e histológico/ Ricardo Andrés Landázuri Del Barrio.-- Araraquara: [s.n.], 2012.

163 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Júnior

1. Implante dentário 2. Osso e ossos 3. Osseointegração
4. Radiografia dentária digital I. Título

RICARDO ANDRÉS LANDÁZURI DEL BARRIO

Avaliação da influência da velocidade de perfuração na reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados instalados por meio de cirurgia guiada sem retalho. Estudo clínico, radiográfico e histológico.

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador – Prof. Dr. Elcio Marcantonio Júnior

2º Examinador – Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior

3º Examinador – Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro

4º Examinador – Prof. Dr. Carlos Eduardo Franciscone

5º Examinador – Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira

Araraquara, 19 de Março de 2012

DADOS CURRICULARES

Ricardo Andrés Landázuri Del Barrio

Nascimento	06 de Fevereiro de 1981 em Quito, Equador
Filiação	Victor Hugo Landázuri Guzmán Maria de las Mercedes Del Barrio Cortés
1998/2004	Curso de Graduação em Odontologia na Facultad de Odontologia da Universidad San Francisco de Quito, Equador
2004/2006	Curso de Especialização em Implantodontia na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2006/2008	Curso de Pós-Graduação em Periodontia, nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2008/2012	Curso de Pós-Graduação em Implantodontia, nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICATÓRIA

A Deus, por me guiar e iluminar.

A minha amada esposa, Denise, pelo apoio em todos os nossos sonhos. Agradeço a Deus por ter me dado o melhor presente do mundo, você!!! Sua compreensão e suporte durante os momentos mais difíceis sempre foram de grande importância. O amor, a paz, a alegria e o seu carinho sempre me ajudaram a superar qualquer obstáculo. Sua competência e carisma servem para que eu possa me espelhar. Com certeza, a finalização deste ciclo não teria sido possível sem você. Te amo muito, para sempre...

Aos meus queridos pais, Victor e Maria, pela educação e pelos valores transmitidos. Agradeço pelo amor, apoio e exemplos de esforço e dedicação que sempre me proporcionaram. Amo muito vocês!

Às minhas irmãs Carolina e Diana, por todo o amor e apoio que sempre demonstraram. Sinto muitas saudades... Amo muito vocês!

À minha avó (*in memoriam*), pelos ensinamentos de vida e por todo o amor que em vida me foi dado; obrigado por sempre caminhar ao meu lado!

Ao meu Tio José Luis (*in memoriam*), pelo carinho, pela amizade e pelo tempo em que convivemos juntos na Odontologia. Obrigado por todos os conselhos profissionais. Você deixou muitas saudades...

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Elcio Marcantonio Júnior, pelos ensinamentos profissionais e de vida, os quais com sua amizade tornaram mais fácil este período de aprendizado. Agradeço pela agradável convivência durante todos estes anos em Araraquara e pela condução deste trabalho. Obrigado pela confiança em mim depositada.

Ao Prof. Dr. Elcio Marcantonio, responsável maior por minha formação na Implantodontia. Sua simplicidade, competência e dedicação ao ensino são exemplos a serem seguidos. Obrigado pelo carinho, pelos ensinamentos profissionais e por abrir as portas do seu consultório e da sua família para mim. Minha eterna gratidão...

À Prof. Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio, pela atenção e pelo carinho que sempre demonstrou ao me receber em sua casa.

À toda a Família Goes e Del Barrio por sempre me receber com o coração aberto tanto em Fortaleza quanto no Chile. Obrigado pela imensa consideração e pelo carinho.

Aos docentes do curso de Pós-graduação de Periodontia, Prof. Dr. Benedito Egbert Corrêa de Toledo, Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached, Prof. Dr. Carlos Rosa Jr., Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli, Prof. Dr. José Eduardo Cezar Sampaio, pelos conhecimentos transmitidos durante o curso de Doutorado.

Ao Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro, Prof. Dr. Luiz Antonio Borelli Barros e Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior, pelos conselhos,

agradáveis conversas e amizade durante este período em Araraquara.

Aos meus amigos, Lucas, Rubens, João, Wagner e Rafael, que colaboraram durante o período experimental da minha Tese; a minha imensa gratidão pela ajuda em algumas fases da realização deste trabalho. A amizade cultivada em Araraquara é um grande presente que vai perdurar inclusive com a distância. Muito obrigado pelos excelentes momentos vividos em Araraquara.

Ao meus queridos amigos Humberto e Guta, pela amizade durante o Doutorado e pela excelente recepção durante a estada em Malmö, Suécia.

À Prof. Ann Wennerberg e ao Dr. Ryo Jimbo pela grata acolhida no Department of Prosthodontics of Malmö University, Suécia.

Ao Prof. Dr. Tomas Albrektsson por disponibilizar o microscópio do Department of Biomaterial Research of Sahlgrenska Academy at Göteborg University, Suécia.

Aos professores Hugo de Bruyn e Jan Cosyn pelo convite ao Department of Oral Implantology and Periodontology of Ghent University. Obrigado pela colaboração neste trabalho e pela calorosa acolhida na Bélgica.

Ao Prof. Dr. Marco Compagnoni e equipe (André, Julie, Ana Carolina) pela colaboração durante a triagem dos pacientes desta pesquisa e pela ajuda com a preparação das próteses totais deste estudo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araraquara nas pessoas do Exmo. diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla e Exma. Vice-Diretora Profa. Dra. Andrea Montandón, pela oportunidade concedida para a realização do curso de Doutorado.

Aos Professores que fazem parte do Curso de Pos-graduação de Periodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

À Profa. Elaine Maria Sgavioli Massucato, pela amizade e carinho. Obrigado por se preocupar comigo nos momentos em que mais precisei.

À CAPES e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo apoio financeiro.

Ao Prof. Dr. Celso Sakakura e ao Prof. Dr. Rogério Margonar, pela amizade e por disponibilizar o aparelho Osstell durante esta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Carlos Augusto Fernandes, pela amizade e parceria profissional em Fortaleza.

À Regina Lúcia, pelo carinho, respeito, confiança, ajuda e amizade durante todo este tempo. Você sempre será uma pessoa muito especial.

À Maria José (Zezé), pela alegria com que sempre me recebeu no segundo andar e por sempre estar disposta a ajudar.

À Dona Maria do Rosário, pelo carinho, pela consideração e ajuda com os pacientes para triagem deste trabalho.

À Claudinha, pela ajuda e disponibilidade no laboratório de

Histologia.

Aos funcionários da disciplina de Periodontia, Toninho, Sueli, Terezinha e Esther pela atenção e carinho.

Aos funcionários e ex-funcionários da CAECO, Rosângela, Viviane, Suzana, Niedja, Marlene e Neuza, pelo carinho e pela amizade desde que cheguei à Araraquara.

Ao Prof. Dr. Rodolfo Boek Neto e sua família, pela amizade e boa convivência durante estes anos em Araraquara.

À Mara e ao Alexandre, pelo carinho, pela gentileza e atenção e por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação pela atenção e disponibilidade.

Aos funcionários da Biblioteca, principalmente à Ceres e à Marley, pela atenção e disponibilidade.

Aos meus grandes amigos do Nordeste brasileiro, Bruno, Luís Gustavo, Ana Luísa, Mila, Luana, Sergei, Marília, Alexande e Beatriz, pela amizade e momentos felizes vividos em Araraquara, Natal e Fortaleza.

Aos meus amigos Roberto e Romeu, pela sincera amizade que existe entre nós. Vivemos excelentes momentos!

Aos amigos da turma de Doutorado em Periodontia: Ana Lúcia, Roberta, Marina, Sabrina, Shelon, Rodrigo e Yeon, obrigado pelo companheirismo.

Aos amigos da turma do Doutorado em Implantodontia: Luís, Felipe,

Nicolau, Jonatas, Mário, Rubinho, Cássia, Túlio e Cláudio, pela convivência e amizade.

Aos amigos que fazem e fizeram parte do Departamento de Periodontia: Alliny, Guilherme, Chaine, Leila, Morgana, Telma, Michelle, Luana, Lívia, Bia, Milton, Débora, Jú Rico, Gaby, Jú Moraes, Ishi, Fernando Salimón, Ana Emília, Joseane e Fernanda Belo, pelos momentos de descontração e pela amizade.

Ao meu grande amigo, Gustavo Díaz, por sempre poder contar com sua amizade.

Aos amigo Juan Pablo, pela imensa amizade que continua firme apesar da distância física.

Aos Professores do Curso de Diplomado em Implantodontia da Universidad San Francisco de Quito, Maurício Tinajero, Mário Muñoz, Paulina Aliaga e Fernando Sandoval, pela amizade e carinho durante as visitas a Quito.

Aos amigos, Iván e Cristina, pela amizade e carinho em Araraquara e agora em Quito.

Aos meus prezados amigos Mauricio José, Xavier (Costa Rica), Flamarión, Fábio, Bárbara, Monique, Darlón, Adriano, João Gustavo, Egmont, Luana, André, Roberta, Fernanda, Betina e Thiago que se mostraram presentes em momentos de alegria.

Aos pacientes que fizeram parte deste estudo, obrigado pela confiança e colaboração, permitindo a realização desta pesquisa.

Aos protéticos do Laboratório, Denilson, Diego e Guilherme pela confecção das próteses utilizadas neste trabalho e pela disponibilidade com que sempre me receberam.

Às pessoas que de alguma forma doaram um pouco de si para a conclusão deste trabalho, o meu muito obrigado!

“Grandes realizações não são feitas por impulso,
mas por uma soma de pequenas realizações”

Vicent Van Gogh

SUMÁRIO

Prefácio.....	12
Lista de Abreviaturas.....	13
Resumo.....	14
Abstract.....	16
1 Introdução	18
2 Proposição	22
3 Capítulo 1	23
4 Capítulo 2	24
5 Material e Método	25
6 Capítulo 3	53
7 Capítulo 4	88
8 Capítulo 5	95
9 Discussão	135
10 Conclusões.....	149
11 Referências	150
12 Anexos	160

PREFÁCIO

Esta tese é constituída por cinco trabalhos:

Duas revisões de literatura foram desenvolvidas e publicadas:

- **Capítulo 1**, capítulo do livro “*100 anos APCD Congresso Internacional de Odontologia do Centenário*”; e
- **Capítulo 2**, capítulo do livro “*Avanços em Periodontia e Implantodontia – Paradigmas e desafios*”.

Três artigos científicos decorrentes do projeto de pesquisa foram desenvolvidos:

- **Capítulo 3**, artigo científico com a análise dos dados histológicos e histométricos;
- **Capítulo 4**, artigo científico com a análise dos dados clínicos e radiográficos, publicado no periódico *Clinical Oral Implants Research*; e
- **Capítulo 5**, artigo científico com a análise dos dados obtidos pela metodologia de subtração radiográfica.

LISTA DE ABREVIATURAS

CT: Tomografia computadorizada

PI: Índice de Placa

SS: Sangramento à sondagem

PS: Profundidade de sondagem

ATG: Altura do tecido gengival

NOR: Nível ósseo radiográfico

BIC: Contato osso-implante

BA: Área óssea entre espiras

T=0: Baseline

T=1: Período de avaliação de 1 mês

T=3: Período de avaliação de 3 meses

T=6: Período de avaliação de 6 meses

T=12: Período de avaliação de 12 meses

RC: Região controle

RA: Região de avaliação

ISQ: Quociente de estabilidade do implante

N: Newton x centímetro

DP: Desvio padrão

máx: Máximo

mín: Mínimo

CI: Intervalo de confiança

mm: Milímetro

r.p.m: Rotações por minuto

Landázuri-Del Barrio RA. Avaliação da influência da velocidade de perfuração na reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados instalados por meio de cirurgia guiada sem retalho. Estudo clínico, radiográfico e histológico [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2012.

RESUMO

O objetivo deste estudo realizado em humanos e animais foi avaliar clínica, radiográfica e histologicamente a influência da velocidade de perfuração no tecido ósseo peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho. No estudo em animais, 30 implantes foram instalados em ambas as tíbias de 15 coelhos com diferentes velocidades de perfuração (Controle – 1500 r.p.m e Teste – 50 r.p.m.) para avaliação histológica de BIC e BA nos períodos de 4, 8 e 12 semanas. Na segunda parte do estudo, foram realizadas 30 perfurações ósseas nas tíbias de 15 coelhos. A distribuição dos grupos foi de acordo com a velocidade de perfuração utilizada na primeira parte do estudo para avaliação histológica nos períodos de 0, 7 e 14 dias. No estudo em humanos, 64 implantes foram instalados com cirurgia guiada sem retalho em 16 mandíbulas edêntulas. Em cada paciente foram instalados 2 implantes utilizando as duas velocidades de perfuração do estudo em coelhos. A avaliação clínica e radiográfica foi realizada durante 1, 3, 6 e 12 meses. No estudo em coelhos, os 2 grupos mostraram regeneração óssea progressiva na região do defeito sem mostrar diferença estatística. Na avaliação do

contato osso-implante e área óssea entre as espiras, não foram observadas diferenças significantes entre os grupos. No estudo clínico foi observado um índice de sucesso de 90% após um ano em função. O nível ósseo médio durante o período experimental foi de 0,83 mm. Treze em 16 próteses pré-fabricadas não apresentaram adaptação confirmada por radiografias periapicais digitais. Três implantes de cada grupo foram perdidos durante o período de avaliação de 3 meses. Um dos implantes perdidos foi avaliado mediante histologia e apresentou necrose na região apical. Não foi observada diferença significativa entre os grupos com relação ao IP, SS e à avaliação da estabilidade dos implantes. Na avaliação por subtração radiográfica foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores médios de tons de cinza relacionados ao ganho ósseo e na área média relacionada ao ganho e à perda óssea entre os grupos experimentais ($p < 0.05$). Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que a velocidade de perfuração não influenciou o padrão de regeneração óssea na região do defeito e também não afetou o padrão de osseointegração em implantes instalados em coelhos. Clinicamente, não foi observada a influência da velocidade de perfuração no nível ósseo. Entretanto, a velocidade de perfuração de 50 r.p.m. apresentou maior mineralização no tecido ósseo peri-implantar durante o período experimental.

Palavras-chave: Implante dentário, osso e ossos, osseointegração, radiografia dentária digital.

Landázuri-Del Barrio RA. Effect of drilling speed on bone remodelling around implants installed with flapless guided surgery. Clinical, radiographic and histologic study [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2012.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate clinical, histologic and radiographically the effect of drilling speed on bone tissue around implants installed with flapless guided surgery. Thirty implants were installed in the tibial metaphysis of 15 rabbits with 2 different drilling speed (Control – 1500 r.p.m and Test – 50 r.p.m.). BIC and BA were assessed during 4, 8 and 12 weeks after implant placement. Then, 30 bone defects were performed in the tibial metaphysis of 15 rabbits with the same drilling speed groups. The histologic evaluation was performed at 0, 7 and 14 days. In the clinical study, 64 implants were installed in 16 edentulous mandibles with flapless guided surgery. Two implants per patient were installed with the same protocol and distribution of drilling speed groups of the animal study and they were clinical and radiographically evaluated during 1, 3, 6 and 12 months. In rabbits, both groups showed progressive bone repair around the defect without statistical differences. No differences between groups were showed in terms of bone implant-contact and bone area. The clinical evaluation showed 90% of implant survival during the experimental period. Mean bone level after 12 months of function was 0.83 mm. A radiographically misfit was observed in 13 of 16

patients between abutment and pre-fabricated prostheses. Three implants of both experimental groups were lost during 3 months evaluation. One implant was assessed histologically and showed apical necrotic bone. No statistical difference between groups were showed at PI, BoP and implant stability. Statistically difference ($p < 0.05$) was showed between groups at mean gray level of bone gain and mean area of bone gain and bone loss evaluation. Within the limitations of this study, it can be concluded that the drilling speed do not have effect on bone repair and it did not present alterations on the osseointegration pattern. Clinically, it did not show influence at bone level around implants installed with flapless guided surgery. However, low drill speed induced increase of mineralized peri-implant bone tissue during the experimental study.

Keywords: Dental implant, bone and bones, osseointegration, dental digital radiography.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de técnicas cirúrgicas menos invasivas tem sido um desafio para a Implantodontia moderna⁶. A procura constante de procedimentos com abordagens mais conservadoras tem levado à utilização de diferentes ferramentas que facilitem a instalação dos implantes.

A tomografia computadorizada (CT) tem tido uma grande aplicação por vantagens como a realização de planejamentos mais precisos devido à determinação da densidade e quantidade óssea, a preservação de estruturas anatômicas importantes, a facilidade de escolha do local para a colocação de implantes, pois evita a superposição de estruturas, a minimização de complicações cirúrgicas, por apresentar variabilidade em relação à espessura de cortes e também maior nível de precisão e resolução^{18, 21, 31, 34, 38, 48, 55, 56}. Baseando-se na informação que a tomografia oferece, tem-se desenvolvido guias radiográficos e *softwares* para planejamento virtual como o Procera[®] (Nobel Biocare), o SimPlant (Columbia Scientific), o Dental Slice (Bioparts) e outros, que possibilitam a visualização tridimensional do posicionamento dos implantes e componentes protéticos, a confecção de guias cirúrgicos personalizados e até mesmo a confecção da prótese antes do procedimento cirúrgico⁵. A utilização de *softwares* de planejamento permite também a proteção de estruturas anatômicas em situações críticas, tendo maior confiabilidade e

segurança em regiões que podem comprometer a preservação dos implantes³⁵.

Estes aspectos têm sido aproveitados clinicamente, levando ao desenvolvimento de técnicas cirúrgicas menos agressivas, obtendo uma resposta tecidual mais favorável^{16, 23, 25, 57}, com alto índice de sucesso¹¹.

Na técnica convencional (cirurgia aberta), realiza-se a elevação de um retalho mucoperióstico, com exposição de tecido ósseo, permitindo a visualização direta da região escolhida para a colocação dos implantes, o que é sua maior vantagem. Entretanto, um maior desconforto relatado pelos pacientes e a presença de complicações pós-operatórias têm sido apresentadas na literatura^{3, 17, 37}.

A cirurgia sem retalho tem se destacado principalmente pelos benefícios biológicos peri-implantares e pós-cirúrgicos, sendo a recuperação pós-operatória mais rápida e menos desconfortável¹¹. Também há relatos de menor risco de infecção, deiscência de sutura e sangramento pós-operatório^{15, 36}.

A técnica de cirurgia guiada sem retalho tem sido amplamente discutida na literatura^{21, 30-32, 50, 52}. Nesta técnica é realizado o planejamento virtual e depois confeccionado um guia cirúrgico baseado neste planejamento. Desta forma, pode-se aliar as vantagens da cirurgia sem retalho com a exatidão do exame tomográfico e o planejamento virtual.

Entretanto, alguns estudos^{12, 24, 42, 53} discutem sobre aspectos desfavoráveis da cirurgia guiada como a alteração do posicionamento dos implantes (discrepância entre o posicionamento virtual e real dos implantes) e a desadaptação da prótese, quando confeccionada previamente à cirurgia.

Outra desvantagem da técnica que tem sido questionada na literatura¹⁰ é o aquecimento ósseo causado pela interferência do guia cirúrgico na irrigação.

A utilização de uma técnica cirúrgica atraumática pode garantir uma maior previsibilidade, evitando alterações na interface osso-implante⁴⁷. Por isso, a importância da refrigeração do sistema de perfuração é indispensável para manter o osso a uma temperatura menor que 47°C, evitando assim o risco de osteonecrose²⁰.

Na cirurgia guiada sem retalho, o espaço que existe entre o guia cirúrgico, o guia de perfuração específico (diâmetro de cada broca) e a broca é mínimo, impedindo que a irrigação atue durante a perfuração.

Estudos^{26, 27, 41, 52} com cirurgia guiada têm demonstrado alterações teciduais peri-implantares e defeitos ósseos, atribuídos ao aquecimento ósseo por dificuldade de irrigação.

O aquecimento do tecido ósseo com diferentes velocidades de perfuração tem sido mensurado em estudos^{2, 4} in vitro, demonstrando que a diminuição da velocidade de perfuração causa menor aumento da

temperatura do tecido⁴ e apresenta células viáveis no osso pulverizado, produto da perfuração².

Diante destas evidências podemos aplicar os benefícios da perfuração em baixa rotação apresentados na literatura para minimizar o aquecimento ósseo.

Desta forma, a mudança na velocidade de perfuração aplicada em pesquisas clínicas com cirurgia guiada sem retalho podem esclarecer seu efeito sobre a remodelação óssea e elucidar possíveis fatores de risco desta abordagem cirúrgica.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da velocidade de perfuração (baixa rotação com irrigação – 50 r.p.m. e rotação convencional com irrigação – 1500 r.p.m.) na osseointegração e na reabsorção óssea radiográfica de implantes osseointegrados.

Objetivos específicos:

- Avaliar por meio de análise histológica e histométrica a viabilidade do tecido ósseo na reparação de defeitos e ao redor de implantes osseointegrados instalados em tíbias de coelhos (Capítulo 3).
- Avaliar o índice de sucesso, aspectos clínicos e radiográficos (perda óssea linear e densidade radiográfica) e complicações de implantes instalados com a técnica *All-on-four* com cirurgia guiada sem retalho em mandíbulas edêntulas (Capítulo 4).
- Avaliar clinicamente e radiograficamente (subtração radiográfica digital e nível ósseo radiográfico) implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho em mandíbulas edêntulas (Capítulo 5).

3 CAPÍTULO 1

Este capítulo é constituído pelo seguinte capítulo de livro publicado:

Landázuri-Del Barrio RA, Faeda RS, Boeck RN, Marcantonio E, Marcantonio Jr E. Cirurgia com retalho vs. sem retalho. In: Sallum AW, Cicareli AJ, organizadores. 100 anos APCD Congresso Internacional de Odontologia do Centenário. São Paulo: Editora Napoleão, 2011. cap 4, p 75-89. ISBN: 978-85-60842-25-4.

4 CAPÍTULO 2

Este capítulo é constituído pelo seguinte capítulo de livro publicado:

Schwartz FHO, Spin-Neto R, Conte-Neto N, Marcantonio Jr E, Landázuri-Del Barrio RA. Evolução dos implantes dentários. In: Da Rocha Tunes U, Dourado M, Bittencourt S, organizadores. Avanços em periodontia e implantodontia – paradigmas e desafios. São Paulo: Editora Napoleão, 2011. cap 11, p. 272-305. ISBN: 978-85-60842-27-8.

5 MATERIAL E MÉTODO

1 ESTUDO EM COELHOS

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa Animal de nossa Unidade / CEEA-FOAr, Proc. CEEA n° 03/2009 (ANEXO 1).

Os animais foram mantidos no Biotério da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em gaiolas individuais, com acesso ad libitum à água e a ração. Foi respeitado um período de 20 dias para aclimação dos animais nas instalações do biotério.

Estudo 1

Foram realizadas 30 perfurações ósseas, nas tíbias de 15 coelhos Nova Zelândia, com idade variando de 5 a 6 meses e pesando em média 3 Kg. Os animais foram divididos em três períodos de avaliação, correspondentes aos períodos: imediatamente após a perfuração óssea (0 dias), 7 dias e 14 dias.

Após tricotomia e assepsia com Clorexidina a 2%, nos 2 grupos experimentais (controle e teste) foram realizadas as cirurgias de perfuração sem retalho na metáfise tibial com diferentes velocidades de perfuração (1500 rpm e 50 rpm) com irrigação. O guia cirúrgico foi fixado

nas pernas e o tecido ósseo foi localizado por meio de radiografias com marcadores (alfinetes).

Cada período de avaliação foi composto por 5 animais sorteados aleatoriamente, sendo que em cada tibia de cada animal foi realizada uma perfuração óssea com cada uma das velocidades de perfuração propostas.

PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

Os animais foram anestesiados com uma combinação de quetamina (Quetamina Agener®; Agener União S.A. -0,35mg/kg) e xilazina (Dopaser® Laboratórios Calier S.A. Barcelona, Espanha-0.5mg/kg). Após anestesia, foi realizada a tricotomia em ambas as pernas e posterior aplicação de anestesia local (Scandicaïne® 2%-Spécialités Sptodont, Sain – Maur, França).

Nos grupos experimentais (grupo controle e grupo teste) foram realizadas as cirurgias de perfuração sem retalho na metáfise tibial com diferentes velocidades de perfuração (1500 rpm e 50 rpm), ambas com irrigação com a sequência de brocas (esférica, 2.0 mm e 3.0 mm) do sistema MKIII utilizando-se o sistema de cirurgia guiada (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden). As tíbias foram fixadas no momento das perfurações.

Após a cirurgia os animais receberam uma dose única de antibiótico (Pentabiótico[®], Wyeth-Whitehall Ltda, São Paulo, Brasil- 0,1ml/kg) e de analgésico Tylenol bebê[®] (15 mg/Kg).

A eutanásia dos animais foi realizada imediatamente após a cirurgia, e com 7 e 14 dias de pós-operatório, com cinco animais em cada período, conforme descrito previamente.

PROCESSAMENTO LABORATORIAL

As tíbias foram dissecadas e osteotomizadas, sob irrigação, de forma a transformar cada perfuração e sua periferia, em um raio de 5 mm, em uma biópsia separada, sendo encaminhadas ao laboratório para fixação, descalcificação, inclusão em parafina e obtenção dos cortes seriados de 5µm de espessura, dispondo a perfuração no sentido longitudinal, de forma a observar toda sua extensão.

Foi realizada a coloração pela hematoxilina e eosina para avaliação histológica qualitativa, através de microscopia óptica. Foi utilizada uma classificação¹³ na avaliação da formação óssea do defeito. Ausência ou mínima presença de osso com interposição de tecido fibroso foi considerado 0 (sem fechamento), formação óssea parcial com tecido fibroso esporádico foi registrado 1 (fechamento parcial) e formação óssea completa do defeito foi considerado 2 (fechamento completo).

Estudo 2

Quinze coelhos Nova Zelândia (peso médio: 3kg, 5-6 meses de idade) foram divididos aleatoriamente em 3 períodos experimentais, correspondentes a 4, 8 e 12 semanas.

Os animais foram identificados por codificação baseada em perfurações nas orelhas e marcações nas pernas, diferenciando os 2 grupos que foram separados aleatoriamente:

1. Grupo Controle: Técnica de perfuração com rotação convencional (1500 r.p.m.) com irrigação para cirurgia sem retalho com instalação de implantes.
2. Grupo Teste: Técnica de perfuração com baixa rotação (50 r.p.m.) com irrigação para cirurgia sem retalho com instalação de implantes.

Foram realizadas 30 perfurações (15 perfurações com técnica de perfuração em rotação convencional com irrigação - Controle; 15 perfurações com técnica de perfuração em baixa rotação com irrigação - Teste) com o sistema de implantes (Branemark MKIII Surgical kit, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) nas tíbias direita e esquerda de forma aleatória de 15 coelhos Nova Zelândia, com idade variando de 5 a 6 meses e pesando em média 3 Kg.

Foram instalados 30 implantes (Branemark MKIII, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) nestas perfurações.

Os animais foram divididos em três períodos de sacrifício, seguindo

o desenho experimental. Cada período foi composto por 5 animais, sendo que cada animal recebeu em cada perna 1 implante instalado com as diferentes técnicas de perfuração (Controle e Teste) para realizar as análises histológicas e histométricas.

PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

Os animais foram anestesiados com uma combinação de quetamina (Quetamina Agener[®]; Agener União S.A. -0,35mg/kg) e xilazina (Dopaser[®] Laboratórios Calier S.A. Barcelona, Espanha- 0.5mg/kg). Após anestesia, foi realizada a tricotomia nos animais em ambas as pernas, e, posteriormente, foi aplicada anestesia local (Scandicaíne[®] 2%-Spécialités Sptodont, Sain – Maur, França) na tíbia (bilateralmente). Com a utilização de uma radiografia digital, realizada com um posicionador personalizado, foram identificadas as regiões das metáfises tibiais que foram submetidas à perfuração com o sistema de implantes. Nesta região foi realizada a mensuração da espessura do tecido mole com uma sonda periodontal (Williams - Trinity, São Paulo Brasil). Os tecidos foram delimitados na região para a colocação dos implantes e foi posicionado um guia cirúrgico esférico de resina acrílica com uma anilha para cirurgia guiada no centro da área escolhida (Figura 1a). Os guias de perfuração (Figura 1b) foram posicionados para realizar as duas perfurações em cada animal (uma em cada perna por sorteio), uma em rotação convencional (1500 r.p.m.) e outra em baixa rotação (50 r.p.m.) ambas com irrigação. Ambas as

perfurações foram realizadas com a técnica de cirurgia sem retalho nos 2 grupos experimentais em todos os períodos. A sequência de brocas (esférica, 2.0 mm e 3.0 mm) foi utilizada conforme as instruções do fabricante (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden).

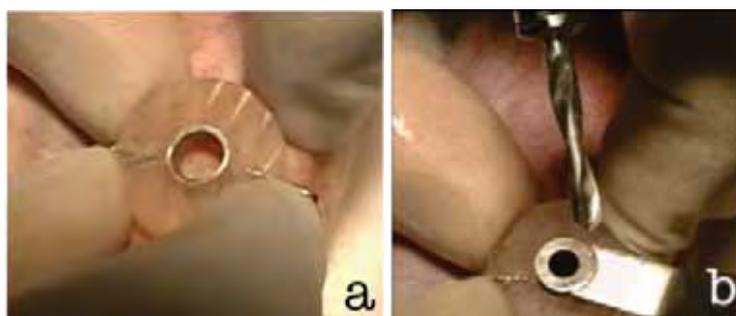


FIGURA 1 - a) Guia cirúrgico; **b)** guia de perfuração.

Foram instalados 30 implantes (Branemark MKIII, 3.75 x 10mm – Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) com uma velocidade reduzida de 20 r.p.m. nos grupos experimentais. A sutura do tecido foi realizada com fio reabsorvível (Vycril 4-0, Johnson & Johnson). Após a cirurgia os animais receberam uma dose única de antibiótico (Pentabiótico[®], Wyeth-Whitehall Ltda, São Paulo, Brasil- 0,1ml/kg) e de analgésico Tylenol bebê[®] (15 mg/Kg).

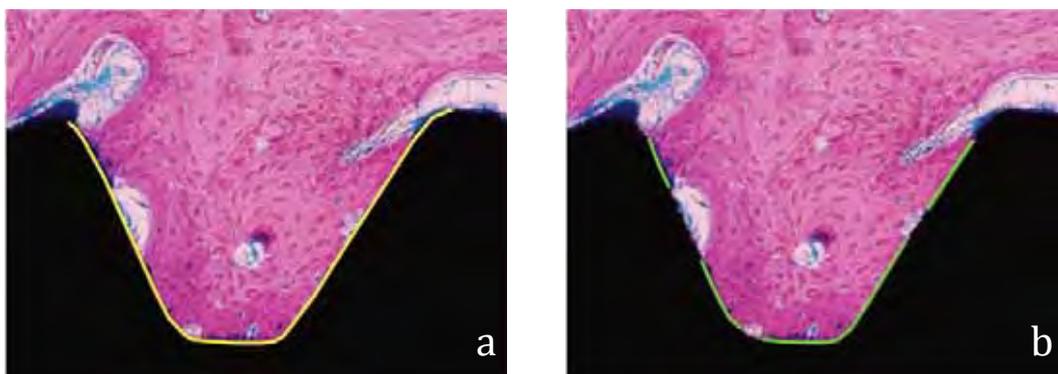
ANÁLISE HISTOLÓGICA E HISTOMÉTRICA

Após o período experimental (4, 8 e 12 semanas), foi realizada a eutanásia dos animais por meio da perfusão no ventrículo esquerdo com 150 ml de solução salina fisiológica tamponada (Darrow, Rio de Janeiro, Brasil) por 10 minutos e em seguida com 1800 ml de formaldeído

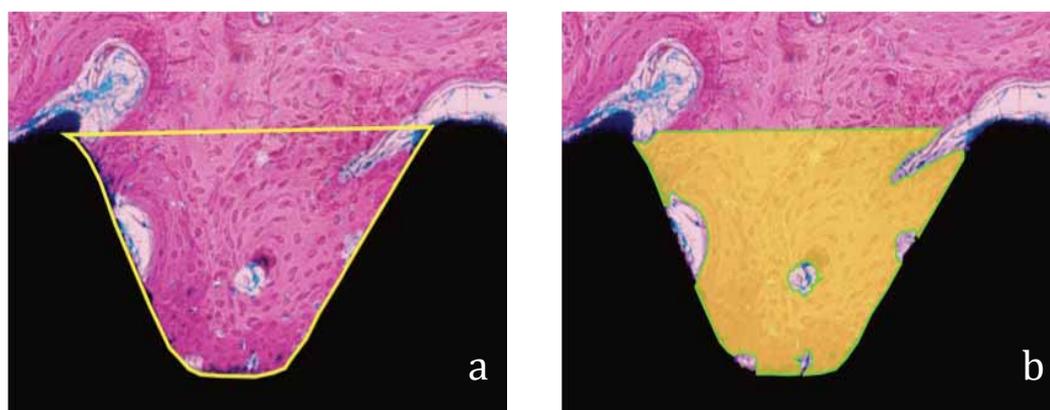
(Paraformaldeído, Acros Organics) a 4% durante 40 minutos, utilizando bomba perfusora peristáltica Masterflex Ls (Cole-Parmer Instrument Company), na velocidade de 45ml/min.

As amostras contendo os implantes e os tecidos circundantes foram retiradas, imersas em 4% formol neutro-tamponado e processadas de acordo com o método descrito por Donath, Breuner¹⁴ (1982).

Os blocos foram desidratados em série crescente de etanol (60 - 100%) e, posteriormente, infiltrados e polimerizados em resina fotopolimerizável (Technovit 7200 VLC, Kultzer Heraeus GmbH & Co., Wehrheim, Alemanha). Os blocos contendo o implante e o tecido ósseo foram cortados em um ponto central usando um sistema de corte e desgaste (Exakt Apparatebau, Hamburgo, Alemanha). As secções finais que compuseram as lâminas foram de aproximadamente 45 µm de espessura e corados com azul de Stevenel associado à fuccina ácida e analisadas em um microscópio óptico DIASTAR (Leica Reichert & Jung products, Wetzlar, Germany) conectado a câmera digital Leica Microsystems DFC-300-FX (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany). As avaliações histomorfométricas foram realizadas por um pesquisador treinado e calibrado, utilizando o *software* (UTHSCSA ImageTool® versão 3.0 - Health Science Center - Texas University - EUA) para análise de imagem. As porcentagens do contato osso-implante (BIC) e da área óssea entre espiras (BA) foram avaliadas separadamente para a região cortical e endosteal (Figuras 2 e 3).



FIGURAS 2 - Análise do contato osso-implante (BIC%), **a)** extensão linear da espira; **b)** extensão do contato osso-implante.



FIGURAS 3 - Análise da área óssea entre espiras (BBT%), **a)** área total entre espiras; **b)** área de tecido ósseo entre as espiras.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com programa SPSS 16.0 (SPSS, Chicago, IL, USA). Os dados foram avaliados em relação à sua normalidade, utilizando teste de Kolgomorov-Smirnov. No Estudo 1, os

dados foram analisados pelo Teste de Fisher.

No estudo 2, os valores apresentaram distribuição normal (paramétrica) e, portanto, foi escolhido o teste t para comparações dois a dois e para as demais avaliações foi utilizada a análise de variância - ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey.

Para os testes foi considerado um nível de significância de 5%.

2 ESTUDO CLÍNICO

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa de nossa Unidade / CEP-FOAr, protocolo nº 54/08 (ANEXO 2 e 3).

O projeto de pesquisa obteve auxílio financeiro da FAPESP processo nº 2008/10549-1.

Neste estudo foram avaliados 64 implantes instalados em 16 pacientes edêntulos totais (superior e inferior) divididos em dois grupos aleatoriamente:

Grupo Controle: Implantes instalados com carga imediata com cirurgia guiada sem retalho utilizando a técnica de perfuração a 1500 r.p.m., com refrigeração.

Grupo Teste: Implantes instalados com carga imediata com cirurgia guiada sem retalho utilizando a técnica de perfuração a 50 r.p.m., com refrigeração.

O desenho experimental utilizado foi o *Split mouth*, instalando na mandíbula de cada paciente 2 implantes de cada grupo (Controle e Teste) aleatoriamente (Figura 4).

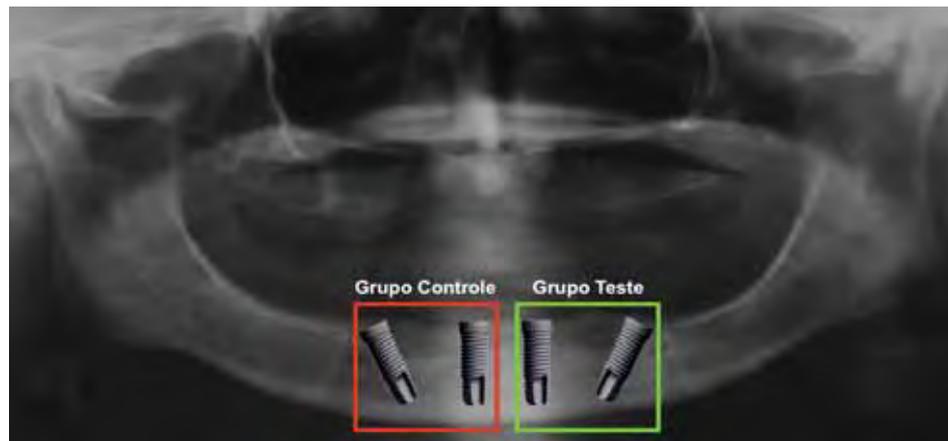


FIGURA 4 - Desenho experimental.

Aproximadamente 200 pacientes foram examinados (anamnese, avaliação clínica e eventualmente com tomografia), e 16 selecionados para serem incluídos no estudo por atenderem aos critérios de inclusão e exclusão (Figura 5).

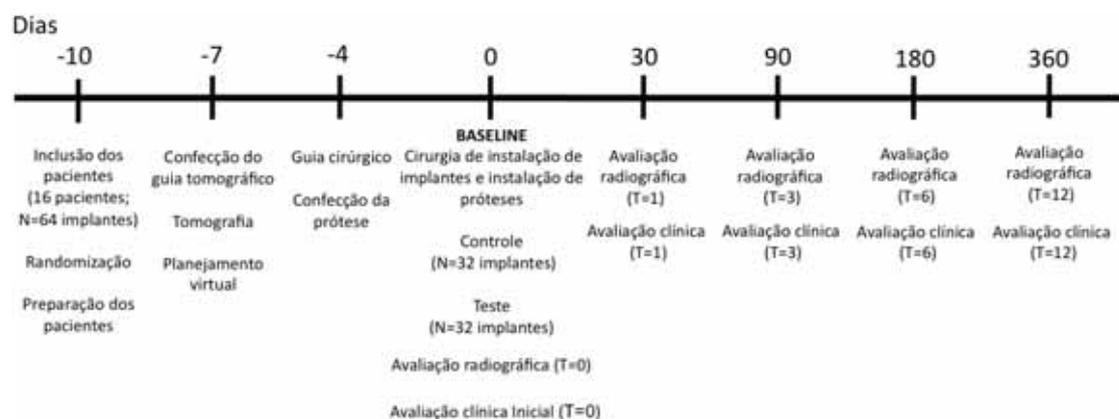


FIGURA 5 - Desenho do estudo.

CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

1. Edentulismo total superior e inferior e uso de prótese total há pelo menos um ano;
2. Não terem hábitos parafuncionais;

CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

1. Pacientes fumantes e que façam uso de bisfosfonatos ou que apresentem abuso de drogas ou álcool;
2. Histórico de irradiação em cabeça e pescoço;
3. Pacientes portadores de doenças sistêmicas como diabetes ou osteopenia;
4. Quantidade óssea insuficiente na região anterior de mandíbula (altura mínima: 13 – espessura mínima: 5,5 mm).
5. Abertura bucal limitada

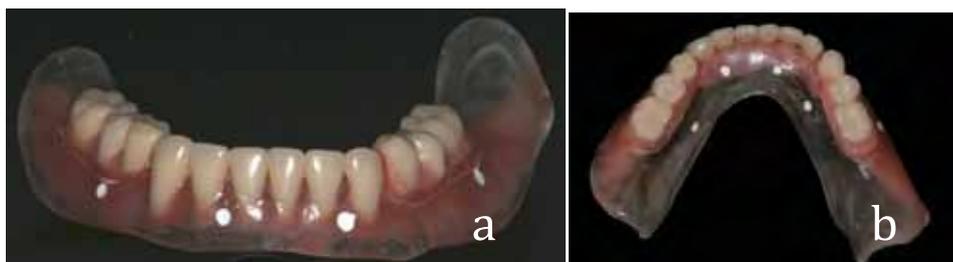
PROCEDIMENTOS PROTÉTICOS PRÉ-CIRÚRGICOS

Após a seleção dos pacientes foram realizadas as próteses totais superiores e inferiores (Figura 6) pelo Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, com os parâmetros estéticos e funcionais adequados.



FIGURA 6 - Próteses totais superior e inferior.

As próteses inferiores foram utilizadas como guia tomográfico. Para isso, foram realizadas 4 marcações na região vestibular e 4 na região lingual (não lineares) de 1 mm de profundidade com uma broca esférica de 2 mm de diâmetro. Posteriormente, foi colocada gutapercha em todas as perfurações para obtenção da posição correta e orientação da prótese mediante as tomografias, transferindo assim a relação da prótese com o osso remanescente (Figura 7).



FIGURAS 7 - Guia tomográfico: Próteses totais superior e inferior com 8 marcações de gutapercha. **(a)** Região vestibular - 4 marcações **(b)** Região lingual - 4 marcações.

Um registro de oclusão foi realizado com silicona de condensação (pesada) (Zetaplus; Zhermack Spa, Badia Polesine, Itália) em todos os

pacientes para manutenção do guia tomográfico em posição durante a aquisição das imagens por CT.

TOMOGRAFIAS

Os pacientes foram encaminhados para o centro radiológico (DVI, Diagnóstico Volumétrico por Imagem, Araraquara-SP), onde realizaram as CTs em um tomógrafo específico (I-CAT Cone Beam, Image Sciences, PA, USA). O primeiro exame foi efetuado com o guia na região mandibular em oclusão com a prótese total, mediante o registro de mordida (Figura 8).



FIGURA 8 - Primeira CT realizada no paciente com o guia tomográfico em oclusão.

O segundo exame realizado foi somente do guia tomográfico, na mesma posição da CT com o guia colocado no paciente (Fig. 9).



FIGURA 9 - CT do guia.

Os arquivos do primeiro e segundo exame foram armazenados em formato DICOM, para realização do planejamento virtual.

PLANEJAMENTO VIRTUAL E CONFECÇÃO DO GUIA CIRÚRGICO

O programa de planejamento computadorizado Procera[®] Software 2.0 (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA) foi utilizado para efetuar o planejamento virtual cirúrgico e protético das mandíbulas edêntulas dos pacientes (Figura 10).

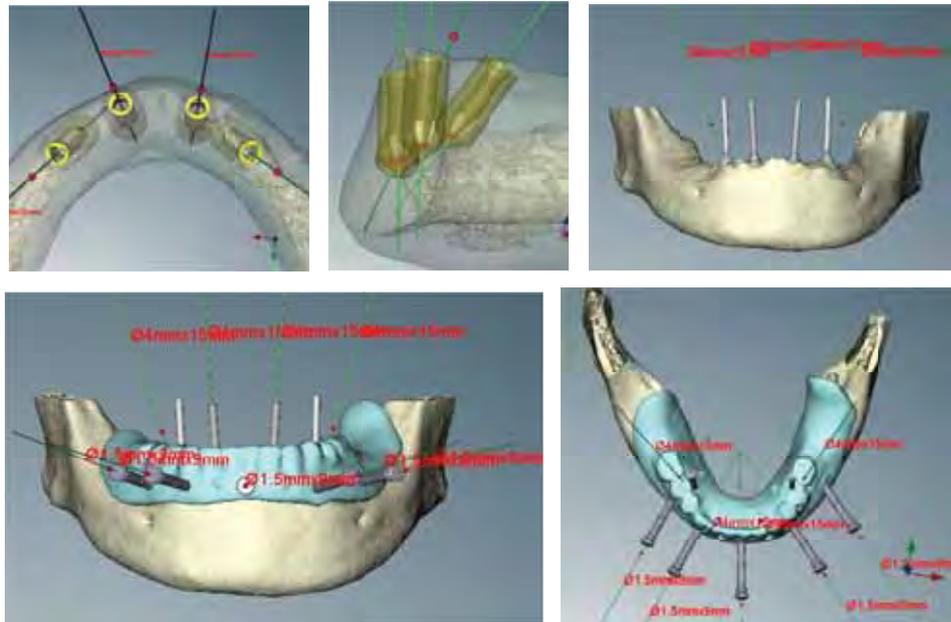


FIGURA 10 - Planejamento virtual para instalação de implantes e planejamento protético.

Os guias cirúrgicos virtuais (Figura 11) foram confeccionados pelo mesmo *software* em todos o pacientes, e a informação foi enviada por via eletrônica para a empresa responsável (Nobel Biocare[®]) pela confecção e envio.

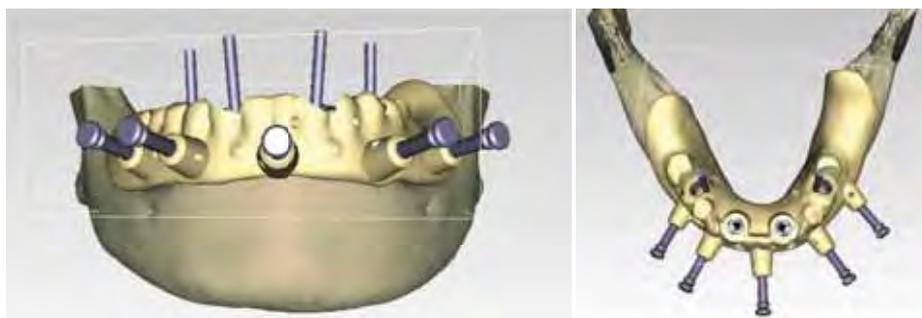


FIGURA 11 - Guia cirúrgico virtual elaborado conforme as características do planejamento individual de cada paciente.

Os guias cirúrgicos (Figura 12) de todos os pacientes foram armazenados e codificados.



FIGURA 12 - Guia cirúrgico

CONFECÇÃO DA PRÓTESE

Os guias cirúrgicos foram enviados para o laboratório dental para confecção dos modelos de trabalho através dos componentes específicos que permitem colocar os análogos dos implantes na mesma posição em que foi planejada pelo *software* (Figura 13).



FIGURA 13 - Modelo de trabalho.

Os modelos foram montados em articulador semi-ajustável com a relação de dimensão vertical correta determinada pela prótese total inferior.

Foi posicionado o guia cirúrgico no modelo de trabalho (montado no articulador com o antagonista) para realizar um registro interoclusal. Desta forma, garante-se a colocação do guia cirúrgico no paciente na posição correta durante a fixação do guia cirúrgico.

Foram instalados os pilares Multi-unit retos (implantes anteriores) e angulados de 17° (posteriores) (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden). Posteriormente, sobre estes, foram parafusados os pilares provisórios metálicos. Estes foram cortados e jateados para adesão e adaptação da estrutura metálica, que oferecerá a resistência e rigidez para finalização da prótese acrílica definitiva (Figura 14).



FIGURA 14 - Prótese definitiva confeccionada a partir do guia cirúrgico.

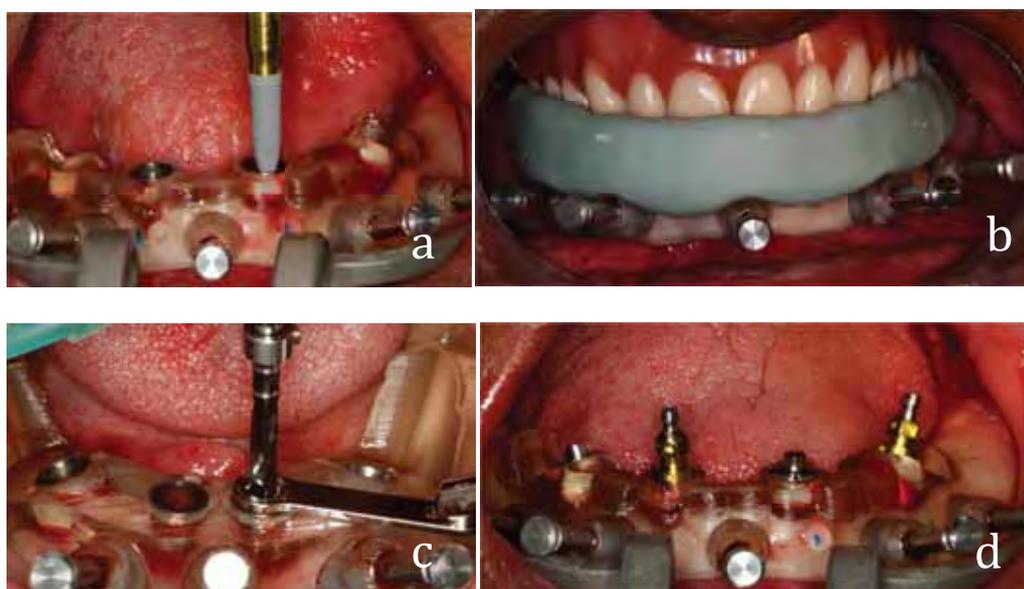
PROCEDIMENTOS CLINICOS

Após a sedação com ansiolítico (Midazolam 15 mg; Laboratórios Roche, Jaguaré-SP, Brazil) e desinfecção oral (Periogard, Colgate/Palmolive, São Bernardo do Campo, SP, Brazil); o procedimento cirúrgico iniciou-se com o bloqueio dos nervos alveolares inferiores e mentonianos de forma bilateral com Septanest 1:100.000 (Cloridrato de Articaina 4%, Laboratórios Septodont, Barueri-SP). Posteriormente, foi colocado o guia cirúrgico com o registro de mordida para entrar em oclusão com a prótese total. Uma vez que o guia cirúrgico encontrava-se totalmente adaptado, foram realizadas as perfurações para colocação dos pinos fixadores com broca de 1,5 mm a 1.500 r.p.m. (Figura 15a).

Foi removido o registro de oclusão e a prótese total para iniciar a sequência de perfuração seguindo as instruções do fabricante com kit cirúrgico específico (Nobelguide™ Nobel Speedy Replace; Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA) (Figura 15b).

No grupo controle foi realizada a perfuração do leito ósseo mediante as brocas do sistema (Nobelguide™ Nobel Speedy Replace, Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA) a uma velocidade de 1500 r.p.m. com refrigeração, já no grupo teste foi realizada a perfuração do leito ósseo a 50 r.p.m. com refrigeração.

Foram instalados 4 implantes (NobelSpeedy Replace, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) de 4 mm de diâmetro (RP) com comprimentos variáveis (10 - 15 mm) mediante o sistema Nobelguide™ - *All on four* (Nobelguide™; Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA) (Figuras 15c e 15d).



FIGURAS 15 - (a) Fixação do guia cirúrgico; **(b)** Perfuração com o sistema Nobelguide™; **(c)** Instalação do implante **(d)** Montadores dos implantes na posição final.

Os montadores dos implantes, fixadores e guia cirúrgico foram removidos. Foi parafusado o guia *Bone Mill* (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) em cada implante para posteriormente com broca *Bone Mill* a 50 r.p.m. fosse removido algum remanescente ósseo ao redor da plataforma do implante que impeça o assentamento passivo dos pilares Multi-unit (Figura 16).



FIGURA 16 - Guia e broca *Bone Mill*

Após a inserção dos implantes foi mensurada a estabilidade mediante frequência de ressonância (Osstell[®], Osstell AB, Göteborg, Sweden) (Figura 17).



FIGURA 17 - Mensuração da estabilidade dos implantes.

Os pilares protéticos retos (implantes anteriores) e angulados de 17° (Multi-unit, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) foram instalados nos implantes com um torque de 35N e 15N respectivamente (Figura 18).



FIGURA 18 - Instalação dos pilares Multi-unit retos e angulados.

Foram realizadas as mensurações clínicas iniciais da altura do tecido gengival (ATG) (T=0) de todos os implantes, tendo como referência fixa o início da cinta do pilar Multi-unit (Figura 19) e também foi mensurada a profundidade de sondagem (PS).



FIGURA 19 - Mensurações clínicas dos tecidos peri-implantares.

Finalmente, foi instalada a prótese definitiva acrílica (Figura 20a) e parafusada com 15N, foi colocado veda rosca sobre o parafuso e o acesso foi restaurado com Bioplic (Biodinâmica Química e Farmacêutica LTDA, PR, Brasil). Foram realizadas radiografias após a instalação da prótese para verificar a presença de desadaptação e o assentamento passivo da mesma (Figura 20b).

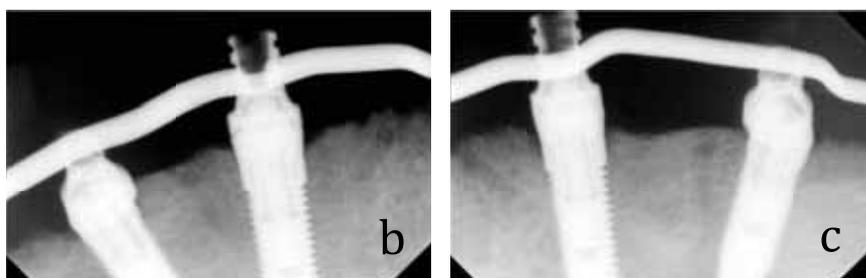


FIGURA 20 – (a) Instalação da prótese definitiva; (b, c) Radiografias para verificação de assentamento total da prótese.

Os pacientes receberam as indicações de medicamentos necessários para cobertura antibiótica (Amoxicilina 500 mg – a cada 8

horas, durante 7 dias), analgésica (Paracetamol 750 mg – a cada 6 horas, em caso de dor) e antiinflamatória (Nimesulida 100 mg – a cada 12 horas, durante 3 dias). Também foi prescrito colutório de Digluconato de clorexidina 0,12%, duas vezes por dia, durante 10 dias.

Os pacientes foram acompanhados durante o período experimental (Baseline (T=0), 1 mês (T=1), 3 meses (T=3), 6 meses (T=6) e 12 meses (T=12)), nos quais foram realizados controles pós-operatórios para avaliação clínica e radiográfica.

AVALIAÇÃO CLÍNICA

Foram realizadas cinco avaliações clínicas (T=0, T=1, T=3, T=6 e T=12), mensurando os seguintes parâmetros: estabilidade dos implantes (T=0, T=3, T=6 e T=12) mediante frequência de ressonância (Osstell[®], Osstell AB, Göteborg, Sweden), índice de placa (IP) e sangramento a sondagem (SS) (T=1 a T=12), ATG (T=0 a T=12) e PD (T=0, T=3, T=6 e T=12). O índice de sucesso dos implantes e das próteses durante o período experimental foram realizados seguindo os parâmetros utilizados por Aglietta et. al ¹ (2009).

AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

Foram realizadas as radiografias periapicais digitais de cada implante (Baseline) (antes da instalação da prótese) (Figura 21), utilizando o sensor CMOS (Visualix eHD[®], Gendex Dental Systems, IL, USA) colocado paralelamente ao longo eixo do implante e perpendicularmente ao eixo central do raio, mediante um posicionador radiográfico personalizado adaptado a um *transfer* (Multi-unit transfer, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) que foi parafusado ao componente protético (Multi-unit abutment, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) de cada implante, permitindo a padronização da distância foco-objeto durante todo o estudo.

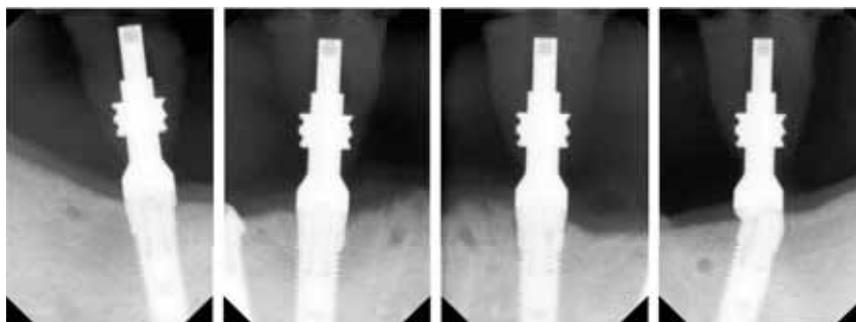


FIGURA 21 - Radiografias digitais dos implantes com posicionador radiográfico padronizado.

A unidade de raio-X digital (Gendex, Gendex Dental Systems, IL, USA) operou a 70 kVp, 10mA e 0.080 segundos. As imagens obtidas pelo

sensor CMOS (Visualix eHD[®], Gendex Dental Systems, IL, USA) foram armazenadas em formato TIFF, posteriormente exportadas para o programa Gendex VixWin (Gendex Dental Systems, IL, USA) e importadas para o programa de subtração digital (X-Poseit, version 3.1.17, Image Interpreter System, Lystrup, Denmark).

Durante o período de 1 ano, foram realizadas quatro avaliações radiográficas utilizando o mesmo posicionador personalizado (conforme o desenho do estudo). As imagens foram importadas para o *software* Image J software (ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997–2011), no qual foram registradas as regiões mesial e distal de cada implante em relação ao nível da crista óssea. O nível ósseo radiográfico (NOR) foi definido como a distância da interface implante-abutment ao contato osso-implante mais próximo. O diâmetro do implante (4 mm) foi utilizado para a calibração de cada radiografia.

Durante os mesmos períodos consecutivos de avaliação, a subtração radiográfica digital (X-Poseit, version 3.1.17, Image Interpreter System, Lystrup, Denmark) foi realizada utilizando radiografias periapicais de cada implante. Foram preparadas as imagens (T=0, T=1, T=3, T=6 e T=12) para a subtração, colocando 10 pontos de referência ao redor do implante⁴³⁻⁴⁵ com o mouse. Estes pontos de referência foram posicionados na extremidade das roscas ao longo eixo dos dois lados do

implante (5 a cada lado); e foram colocados no mesmo local do implante nas imagens avaliadas nos distintos períodos experimentais⁵⁴. A precisão da colocação dos pontos de referência foi avaliada mediante a “ferramenta de precisão” do *software*, sendo que os pontos que apresentaram uma distância maior a 2 pixels foram reposicionados. Desta forma, a região de interesse foi delimitada e submetida à subtração digital comparando as três imagens nos diferentes períodos do estudo e foram armazenadas na base de dados do *software*.

Para restringir as áreas de análise, as regiões de interesse foram determinadas na radiografia inicial e automaticamente transferidas para as imagens dos distintos períodos analisados. A região de avaliação (RA) foi uma janela retangular padronizada contendo as cinco primeiras espiras do implante e envolvendo o osso próximo ao implante. Esta região de interesse foi desenhada na mesial e na distal do implante. A outra região foi a de controle (RC) que compreendeu uma região de osso cortical localizado distante da RA, a RC foi uma janela com dimensão de 1000 pixels² com a função de corrigir interferências não detectadas pelo programa e pelas mudanças ósseas fisiológicas, provocadas pelo remodelamento ósseo.

O histograma de distribuição na RC determinou que um desvio padrão da escala de cinza da RC na imagem subtraída poderia ser interpretado como um sinal ou uma interferência na imagem a ser subtraída. Quando é usado um desvio-padrão dos níveis de cinza isto

corresponde à média de 3,68 níveis de cinza. A subtração radiográfica foi realizada automaticamente pelo programa e os dados foram armazenados no banco de dados do programa. Para facilitar a visualização, a imagem subtraída, apresentada pelo programa, foi mostrada com a adição de 128 tons de cinza. O resultado da subtração, nas regiões de avaliação, mostrou áreas de ganho em claro e áreas de perda em escuro. O programa também permitiu que a imagem subtraída seja apresentada em cores, o azul representando ganho e a vermelha representando perda.

Todas as mensurações foram realizadas por um examinador treinado e calibrado ($\kappa > 0,8$).

PODER DO ESTUDO

O cálculo da amostra foi baseado nos dados de subtração radiográfica desse estudo utilizando o teste ANOVA. Foi verificado que a diferença mínima das médias entre os tratamentos (Controle e Teste), na avaliação dos valores do ganho ósseo em tons de cinza foi de 25 ± 20 (DP). Portanto, levando-se em consideração o poder β do estudo de 0,8 e poder α de 0,05 determinou-se uma amostra de pelo menos 14 pacientes para receber os tratamentos.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada levando-se em consideração o número de implantes (64 implantes instalados em 16 pacientes).

A análise estatística das variáveis clínicas IP, SS, PS, ATG e da avaliação radiográfica (NOR, ganho e perda óssea em tons de cinza e ganho e perda óssea em pixels) foi pautada pela busca de diferenças entre os períodos de avaliação (T=0, T=1, T=3, T=6 e T=12), e também para os grupos de experimentais (teste e controle).

Os dados foram avaliados utilizando-se os programas SPSS 16.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) e Graph Pad Prism 5.0 (GraphPad Software, Inc., San Diego/CA, USA), adequados e específicos para os diferentes testes, nas diferentes análises estatísticas realizadas.

Os dados foram avaliados em relação à sua normalidade, utilizando teste de D'Agostino. O teste ANOVA foi utilizado para a comparação dos valores de um mesmo grupo durante os períodos de avaliação seguido do teste Kruskal-Wallis e pós teste de Dunns para comparação múltipla. Já o teste T foi utilizado para comparar os dados dos grupos experimentais em um mesmo período experimental seguido do teste de Mann Withney.

Para os testes foi considerado um nível de significância de 5%.

6 CAPÍTULO 3

Este capítulo é constituído pelo seguinte artigo científico a ser submetido para publicação:

Landázuri-Del Barrio RA¹, Spin-Neto R¹, De Paula WN¹, Faeda R¹, Souza JA¹, Marcantonio Jr. E¹. Efeito da velocidade de perfuração na viabilidade do tecido ósseo e na osseointegração de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho: Estudo experimental em coelhos.

Efeito da velocidade de perfuração no tecido ósseo e na osseointegração de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho: Estudo experimental em coelhos.

Landázuri-Del Barrio RA¹, Spin-neto R¹, De Paula WN¹, Faeda R¹, Souza JA¹, Marcantonio Jr. E¹.

¹ UNESP—Univ. Estadual Paulista, Araraquara Dental School, Department of Oral Diagnosis and Surgery, Araraquara, São Paulo, Brazil.

² Aarhus University, Department of Oral Radiology, Aarhus, Denmark.

Autor de correspondência: Dr. Elcio Marcantonio Júnior, Rua Humaitá 1680, 2 andar. CEP 14801-903 - Araraquara, SP, Brazil. Tel - Fax: +55-16-3301-6369. E-mail: elciojr@foar.unesp.br

Running title: Efeito da velocidade de perfuração na viabilidade do tecido ósseo e na osseointegração de implantes instalados com cirurgia sem retalho

Palavras-chave: Cirurgia sem retalho, osseointegração, tecido ósseo, contato osso-implante, área óssea.

Resumo

A cirurgia sem retalho tem sido abordada em inúmeros estudos devido às vantagens que esta técnica apresenta. Entretanto, aspectos negativos como o aquecimento ósseo tem sido questionado nesta abordagem cirúrgica. A diminuição da velocidade de perfuração tem sido sugerida para evitar alterações causadas por elevação de temperatura do tecido ósseo ao redor de implantes. O objetivo deste estudo foi avaliar, por análise histológica e histométrica, a influência da velocidade de perfuração na viabilidade óssea e na osseointegração de implantes inseridos sem retalho em tíbia de coelhos. Um total de 30 perfurações (defeitos) utilizando duas diferentes velocidades de perfuração (grupo controle; 1500 r.p.m. e grupo teste; 50 r.p.m.) foram realizadas nas tíbias de 15 coelhos para avaliação em 0, 7 e 14 dias. Na sequência, 30 implantes (3,75 x 10mm) foram instalados utilizando o mesmo protocolo de perfuração nas tíbias de 15 coelhos e avaliados após 4, 8 e 12 semanas. Os animais foram sacrificados nos períodos experimentais para avaliação histológica e histométrica. Posteriormente os dados foram analisados estatisticamente ($\alpha=5\%$). Os dois grupos mostraram regeneração óssea progressiva na região do defeito, o qual envolve o fechamento completo da perfuração, sem mostrar diferença estatística. Na avaliação do *BIC* e *BA*, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos durante o período experimental. Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que

a velocidade de perfuração não apresenta influência no padrão de regeneração óssea progressiva na região do defeito e também não afeta o padrão de osseointegração em implantes instalados em tíbias de coelhos com cirurgia sem retalho.

Abstract

Flapless surgery has been focussed in several studies because of its clinical and biological advantages. However, the overheating was cited as a negative factor of this approach. Some studies had suggested the reduction of drill speed to avoid the increase of bone temperature during implant perforation. The aim of this study was to evaluate the influence of drill speed on osseointegration around dental implants installed with flapless surgery in rabbits. Thirty created surgical defects were performed using 2 different speeds (control group – 500 rpm and test group – 50 rpm) in tibias of 15 rabbits to evaluate by histological analysis at 0, 7 and 14 days. Thirty implants were bilaterally installed in tibias of 15 rabbits using the same different speeds (control group – 500 rpm and test group – 50 rpm) during the bone perforation. The histological and histometrical evaluation was performed in 4, 8 and 12 weeks after euthanasia. During qualitative histological analysis, both groups showed a progressive bone repair in defect area, which enclosed complete closure of the defect in some cases, at the latest observation period, although without statistically significant differences between the evaluated groups. On histometrical analyses of the implants, no differences between the experimental groups were observed in terms of BIC and BA and no time effect was showed during the study. Within the limitations of this study, we can suggest that the drill speed did not influence the bone viability and did not show effect

on osseointegration patterns around implants installed with flapless surgery in rabbits.

Introdução

A utilização de técnicas cirúrgicas menos invasivas tem sido um desafio para a Implantodontia moderna (1). Dentre elas a cirurgia sem retalho tem sido abordada em inúmeros estudos (1-3) devido as vantagens que esta técnica apresenta.

Estudos em animais com cirurgia sem retalho tem evidenciado os efeitos teciduais favoráveis em relação a manutenção da crista óssea (4, 5), à vascularização do tecido mole peri-implantar e sobre a osseointegração ao redor de implantes instalados com esta abordagem (1, 4, 6).

Estudos clínicos têm mostrado que a cirurgia sem retalho permite realizar procedimentos em menor tempo, com menor sangramento, menor desconforto, dor, inflamação e edema pós-operatório (7-16).

Entretanto, tem sido citado na literatura um aspecto negativo desta abordagem cirúrgica que está relacionado ao aquecimento ósseo causado pela dificuldade de irrigação (17).

Estudos (18-21) com cirurgia guiada sem retalho tem demonstrado alterações teciduais peri-implantares e defeitos ósseos, atribuídos ao aquecimento ósseo por dificuldade de irrigação.

A utilização de uma técnica cirúrgica atraumática pode garantir uma maior previsibilidade, evitando-se alterações na interfase osso-

implante (22). Por isto, a refrigeração do sistema de perfuração é indispensável para manter o osso a uma temperatura inferior a 47°C, evitando assim, o risco de apresentar osteonecrose (23).

Também tem sido discutida na cirurgia sem retalho a velocidade de perfuração, sendo esta um fator importante que pode influenciar na reparação óssea (17).

O aquecimento do tecido ósseo com diferentes velocidades de perfuração tem sido mensurado em estudos (24, 25) *in vitro*, demonstrando que a diminuição da velocidade de perfuração causa menor aumento da temperatura do tecido (25) e apresentando células viáveis no osso pulverizado produto da perfuração (24). Entretanto, em estudo (26) *in vivo* recente, realizado com cirurgia convencional, não foi observada diferença estatística nos padrões de osseointegração utilizando diferentes velocidades de perfuração.

A carência de estudos histológicos e histométricos em animais evidenciando o processo de reparação periimplantar sugere a realização de novas pesquisas.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da velocidade de perfuração (rotação convencional com irrigação – 1500 rpm e baixa rotação com irrigação – 50 rpm) na reparação óssea e na osseointegração de implantes inseridos sem retalho em tíbia de coelhos, mediante análise histológica e histométrica.

Materiais e métodos

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa Animal de nossa Unidade / CEEA-FOAr, Proc. CEEA n° 03/2009 (ANEXO 1).

Os animais foram mantidos no biotério da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em gaiolas individuais, com acesso *ad libitum* à água e à ração. Foi respeitado um período de 20 dias para aclimação dos animais nas instalações do biotério.

Em todos os procedimentos cirúrgicos os animais foram anestesiados com uma combinação de quetamina (Quetamina Agener®; Agener União S.A. -0,35mg/kg) e xilazina (Dopaser® Laboratórios Calier S.A. Barcelona, Espanha- 0.5mg/kg). Após a anestesia, foi realizada a tricotomia em ambas as pernas e posterior aplicação de anestesia local (Scandicaïne® 2%-Spécialités Sptodont, Sain – Maur, França).

Perfurações ósseas

Trinta perfurações ósseas foram realizadas nas tíbias de 15 coelhos Nova Zelândia (peso médio: 3kg, 5-6 meses de idade).

Os animais foram divididos em três períodos (5 animais/período) de avaliação: imediatamente após a perfuração óssea (0 dias), 7 dias e 14 dias após.

O guia cirúrgico acrílico pré-fabricado com anilhas utilizadas em humanos e especificamente confeccionado para a tíbia dos animais foi fixado nas pernas dos animais. O tecido ósseo foi localizado por meio de radiografias com marcadores (alfinetes). Foram realizadas 2 perfurações sem retalho em cada metáfise tibial, com diferentes velocidades de perfuração (controle - 1500 rpm e teste - 50 rpm), ambas com irrigação (motor e manual) com a sequência de brocas (esférica, 2.0 mm e 3.0 mm) do sistema MKIII utilizando-se o sistema de cirurgia guiada (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden).

Implantes

Quinze coelhos Nova Zelândia (peso médio: 3kg, 5-6 meses de idade) foram divididos aleatoriamente em três períodos experimentais, correspondentes a 4, 8 e 12 semanas.

Por sorteio, cada animal foi codificado para a instalação de um implante (Branemark MKIII, Nobel Biocare AB, Gothemburg, Sweden) com cirurgia guiada sem retalho com técnica de perfuração com rotação convencional a 1500 rpm com irrigação (grupo controle) em uma das tíbias e conseqüentemente na outra seria utilizada a técnica de perfuração com baixa rotação a 50 rpm com irrigação (grupo teste).

Em cada perna foi realizada a mensuração da espessura do tecido mole com uma sonda periodontal (CP 15 UNC, Hu-friedy®, Chicago, USA).

A sequência de perfuração dos dois grupos foi realizada conforme

as instruções do fabricante. Ambas as perfurações foram realizadas utilizando-se um guia cirúrgico personalizado com a técnica de cirurgia guiada sem retalho no período experimental.

Foram instalados 30 implantes (MKIII 3.75 x 10 mm – Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden) com uma velocidade reduzida de 20 rpm nos grupos experimentais. A sutura do tecido foi realizada com fio reabsorvível (Vycril 4-0, Johnsson & Johnsson).

Cuidados pós-operatorios

Após a cirurgia, todos os animais receberam uma dose única de antibiótico (Pentabiótico®, Wyeth-Whitehall Ltda, São Paulo, Brasil) (0,1ml/kg) e de analgésico (Tylenol bebê® Janssen-cilang farmacêutica, São José dos Campos, SP, Brasil) (15 mg/Kg).

A eutanásia dos animais foi realizada seguindo os períodos de avaliação.

Processamento laboratorial

Para os espécimes referentes às perfurações ósseas, os tecidos circundantes foram removidos em bloco (osteotomia com irrigação) e posteriormente foi eliminado o tecido mole externo. Os blocos foram fixados em formalina neutra a 10%, lavadas com água e descalcificadas em solução ácida Morse. As amostras foram processadas e embebidas

em parafina. Cortes seriados de 5 μ m de espessura dispendo a perfuração no sentido longitudinal, de forma a observar toda sua extensão. A coloração foi realizada utilizando hematoxilina e eosina para avaliação histológica qualitativa, através de microscopia óptica.

Foi utilizada uma classificação(41, 42) na avaliação da formação óssea do defeito. Ausência ou mínima presença de tecido ósseo com interposição de tecido fibroso foi considerado 0 (sem fechamento), formação óssea parcial com tecido fibroso esporádico foi registrado 1 (fechamento parcial) e formação óssea completa do defeito foi considerado 2 (fechamento completo).

Análise histológica e histométrica

A eutanásia dos animais após os períodos experimentais (4, 8 e 12 semanas) foi realizada por meio da perfusão no ventrículo esquerdo. Após a perfusão, foi realizada a remoção do fragmento de tecido ósseo contendo os implantes.

Para processamento histológico as peças foram incluídas em resina e foi utilizado um micrótomo de tecidos duros (Sistema Exakt)(44).

Os corantes utilizados foram fucsina ácida e azul de Stevenel. As imagens obtidas foram submetidas à análise histométrica, utilizando-se um microscópio ótico DIASTAR (Leica Reichert & Jung products,Wetzlar, Germany) conectado a uma câmera digital Leica Microsystems DFC-300-FX (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany). Com o auxílio do programa ImageLab 2000, versão 2.4, foi calculada a

extensão linear de contato entre tecido conjuntivo (corado com azul de Stevenel) e implante e entre tecido ósseo (corado com fucsina ácida) e implante, correspondente à região do implante (plataforma e 3 primeiras roscas) em contato com a cortical óssea superior da tíbia para ambos os grupos.

Os valores de extensão linear obtidos para tecido conjuntivo e tecido ósseo entre as roscas dos implantes dos grupos controle e teste foram convertidos em valores percentuais para avaliação do contato osso-implante (BIC) e da área óssea entre as espiras (BA).

Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o programa SPSS 16.0 (SPSS, Chicago, IL, USA). Os dados foram avaliados em relação à sua normalidade (Kolgomorov-Smirnov). Em relação às perfurações ósseas, os dados do fechamento total do defeito foram analisados pelo Teste de Fisher. Em relação aos implantes, os valores apresentaram distribuição normal (paramétrica) e portanto foi escolhido o teste t para comparações dois a dois e a análise de variância - ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey para as demais avaliações. Para os testes foi considerado um nível de significância de 5%.

Resultados

Perfurações ósseas

Os 2 grupos mostraram regeneração óssea progressiva na região do defeito, o qual envolve o fechamento completo da perfuração em alguns casos durante o período experimental, entretanto, não foi observada diferença estatística entre os grupos. A Tabela 1 representa os resultados da regeneração óssea semiquantitativa no período de 14 dias considerando a área total da cavidade.

Nos dois grupos logo após a cirurgia (0 dias), a formação e fixação do coágulo sanguíneo foi observada nas bordas da cavidade óssea, mostrando quantidades variáveis de partículas ósseas remanescentes no meio do coágulo (Figura 1).

No período de 7 dias, os 2 grupos apresentaram uma evolução no processo de cicatrização com presença de áreas de osso neoformado, especialmente próximas às bordas da cavidade com alto número de osteoblastos. A matriz de osso neoformado apresentou características de tecido denso em alguns pontos (próximo aos bordos da cavidade). Partículas de osso necrótico foram escassamente observadas, entretanto, nos casos com presença das mesmas, não apresentaram associação a

processo inflamatório agudo. O tecido conjuntivo organizado e altamente vascularizado foi observado no meio da área da cavidade e sem células inflamatórias agudas (Figuras 2 e 3).

No período de 14 dias, o processo de cicatrização foi observado em estágios avançados, sendo visualizado na maioria das amostras um fechamento praticamente total das cavidades. Não foram observados sinais de infiltrado inflamatório crônico e a maioria das células da região estavam relacionadas à homeostase, formação óssea ou de tecido conjuntivo. Na área do defeito, foi observado osso altamente viável com densidade variável e pequenas porções de tecido conjuntivo organizado e denso, principalmente na região central e superior do defeito em casos nos quais não foi observada a regeneração completa (Figura 4).

Implantes

Na avaliação do número de roscas avaliadas entre os grupos, não foram encontradas diferenças e não foi observado o efeito do tempo durante o período de observação (Tabela 2).

BIC e BA

Não foram observadas diferenças significantes entre os grupos experimentais durante o estudo tanto no BIC (Fig. 5) como na BA (Fig. 6).

Discussão

A cirurgia sem retalho tem sido discutida em vários estudos(1-3, 7, 45-47). Esta técnica tem demonstrado inúmeros benefícios biológicos como menor reabsorção ao nível da crista óssea(4-6, 48), maior porcentagem de osseointegração, maior quantidade de contato osso-implante(4), menor remodelação(4) e maior vascularização do tecido gengival peri-implantar com maior número e largura de vasos sanguíneos(6).

No presente estudo, a cicatrização óssea nas regiões das perfurações ósseas realizadas com diferentes velocidades (50 e 1500 r.p.m.), não apresentou diferenças qualitativas histológicas. Os coágulos formados durante os períodos de avaliação apresentaram características semelhantes, quando comparados os grupos experimentais. A região das bordas do defeito ósseo criado mediante a perfuração apresentou-se bem delimitada nos dois grupos. A estabilidade do coágulo foi similar nos grupos experimentais sendo este um dos fatores importantes para poder observar a influência da velocidade de perfuração. Desta forma, a resposta inflamatória semelhante demonstra que o trauma mecânico e térmico e a destruição celular local tiveram um comportamento parecido, sem alterar a resposta de reparadora, pois os dois grupos apresentaram tecido conjuntivo altamente organizado.

No presente estudo, foi observado que na área da perfuração do grupo teste, no período de 14 dias apresentou-se uma região de reparação maior, entretanto, sem apresentar diferença estatística. Nesse

contexto, sugere-se que a reparação decorrente da instrumentação em baixa velocidade não apresenta vantagem, quando comparada com a velocidade de perfuração convencional.

Uma das hipóteses que foram utilizadas no desenvolvimento deste estudo foi a diminuição de calor durante a instrumentação em baixa rotação. Os achados de Augustin et al. (2008)(25) demonstraram num modelo *in vitro* que a perfuração em baixa rotação causa menor aquecimento ósseo durante preparação do leito receptor do implante. A temperatura máxima mensurada durante a perfuração em 1440 rpm com brocas de 3.2 mm foi de 45°C e utilizando-se a velocidade de perfuração de 188 rpm com brocas de 3.2 mm foi de 31°C. Isto demonstra que a temperatura alcançada durante a perfuração em baixa rotação não atinge o limiar de osteonecrose térmica, que é de 47°C durante 1 minuto demonstrado por Eriksson et. al (1984) (49).

Em outro estudo(50) *in vitro* foi demonstrado que a velocidade de perfuração em baixa rotação (400 r.p.m.) produziu menor dissipação de calor. Estes achados acompanham a linha de raciocínio para considerar que se pode diminuir o calor friccional causado durante a perfuração para instalação de implantes.

Estudos(51, 52) prévios em modelos *in vivo* e *in vitro*, realizados com osteotomias, mostraram resultados favoráveis em termos de obter menor aquecimento ósseo e melhor reparação tecidual, quando utilizada

maior velocidade de rotação. Nestes estudos foram avaliadas velocidades de 2.000, 30.000 e 400.000 r.p.m. Contudo, nestes estudos não foram realizadas perfurações ósseas para instalação de implantes.

Em outro estudo(22) *in vitro* avaliando diferentes velocidades de perfuração para colocação de implantes (1.225, 1.667 e 2.500 r.p.m.), foi observado que o aumento de velocidade de perfuração reduziu o aquecimento ósseo.

As duas velocidades de perfuração utilizadas por nós produziram um leito cirúrgico para a colocação do implante sem comprometer a estabilidade primária. A nível celular, foi observado que o contato osso implante (BIC) na área óssea formada ao redor do implante foi semelhante. Isto pode sugerir que a injúria térmica e mecânica causada pela baixa velocidade de perfuração foi similar à velocidade convencional (1.500 rpm). Desta forma, não foi observada nenhuma estimulação adicional na velocidade de formação do coágulo ao redor das espiras do implante. Também não apresentou influência na qualidade e na quantidade da formação óssea peri-implantar, desta forma não foi observada nenhuma diferença ou alteração no padrão de osseointegração entre os grupos experimentais.

Na literatura não existem estudos avaliando o efeito da velocidade de perfuração na instalação de implantes com cirurgia guiada sem retalho. Entretanto, um estudo(26) avalia este parâmetro em cães com

cirurgia convencional comparando a velocidade de perfuração realizada a 900 r.p.m. com irrigação e com 50 r.p.m. sem irrigação. Desta forma, Giro et al (2011)(26) não observaram a influência da velocidade de perfuração entre os grupos experimentais e da mesma forma, não foram observadas diferenças significantes durante os períodos de avaliação. Comparando esses resultados com os obtidos no presente estudo, podemos sugerir que a velocidade de perfuração não apresenta efeito significativo no BIC e BA independentemente da técnica cirúrgica utilizada.

Anitua et al. (2007)(24) realizaram a mensuração da temperatura durante a perfuração (50 r.p.m) do osso cortical em mandíbulas de porco com um sistema de implantes convencional sem irrigação. As perfurações realizadas não evidenciaram sobreaquecimento ósseo mensuradas por um termómetro digital. Neste mesmo estudo, é aplicada a sequência de perfuração proposta em humanos, desta forma permitiu a coleta de osso viável do local das perfurações, após avaliação histológica da viabilidade tecidual, confirmada pela presença de osteócitos.

A velocidade em baixa rotação apresenta-se como uma alternativa para realizar a perfuração óssea para instalação de implantes. A resposta óssea dinâmica demonstrou os mesmos resultados que a velocidade convencional.

Uma revisão(17) sugere a utilização de velocidade de perfuração reduzida no intuito de diminuir o aquecimento ósseo nos procedimentos

durante a instrumentação na instalação de implantes com a técnica sem retalho.

O efeito da velocidade de perfuração pode apresentar diferenças em função da qualidade óssea, na qual é realizada a instrumentação. Isso pode fazer desta hipótese um fator determinante no resultado clínico. Uma das limitações deste estudo é que a espessura do osso cortical nas tíbias de coelho que varia entre 1 e 2 mm.

As evidências mostradas na literatura são apresentadas em diferentes tipos de estudo e modelos experimentais, com diferentes velocidades de perfuração que mostram resultados divergentes e dificultam a comparação entre eles.

Novos estudos serão necessários para esclarecer o efeito da velocidade de perfuração na cirurgia sem retalho.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a velocidade de perfuração em baixa rotação não apresentou diferenças qualitativas no padrão de regeneração óssea progressiva na região das perfurações ósseas nos períodos de 7 e 14 dias. O padrão de osseointegração no grupo teste não foi influenciado pela velocidade de perfuração nos implantes instalados em tíbias de coelhos com cirurgia guiada sem retalho.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) e à FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2008/10549-1) pelo apoio financeiro durante a pesquisa e a técnica de laboratório Ana Cláudia G. Miranda pelo auxílio no processamento histológico.

Referências

1. Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L, Kois D, Hujoel P. Minimally invasive flapless implant placement: follow-up results from a multicenter study. *J Periodontol*. 2009 Feb;80(2):347-52.
2. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:118-25.
3. De Bruyn H, Atashkadeh M, Cosyn J, Van de Velde T. Clinical Outcome and Bone Preservation of Single TiUnite Implants Installed with Flapless or Flap Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res* [serial on the Internet]. 2009: Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=19744199.
4. Jeong SM, Choi BH, Li J, Kim HS, Ko CY, Jung JH, et al. Flapless implant surgery: an experimental study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007 Jul;104(1):24-8.
5. You TM, Choi BH, Li J, Xuan F, Jeong SM, Jang SO. Morphogenesis of the peri-implant mucosa: a comparison between flap and flapless procedures in the canine mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009 Jan;107(1):66-70.

6. Kim JI, Choi BH, Li J, Xuan F, Jeong SM. Blood vessels of the peri-implant mucosa: a comparison between flap and flapless procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Apr;107(4):508-12.
7. Azari A, Nikzad S. Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review. *Int J Med Robot.* 2008 Jun;4(2):95-104.
8. Casap N, Tarazi E, Wexler A, Sonnenfeld U, Lustmann J. Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Jan-Feb;20(1):92-8.
9. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):298-304.
10. Lindeboom JA, van Wijk AJ. A comparison of two implant techniques on patient-based outcome measures: a report of flapless vs. conventional flapped implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Apr 1;21(4):366-70.
11. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6):389-94.
12. Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Troger M, Vairaktaris E, Neukam FW, Fenner M. Patient-centred outcomes comparing transmucosal implant

placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Apr;18(2):197-203.

13. Oh TJ, Shotwell J, Billy E, Byun HY, Wang HL. Flapless implant surgery in the esthetic region: advantages and precautions. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007 Feb;27(1):27-33.

14. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 2: rapid-prototype medical modeling and stereolithographic drilling guides requiring bone exposure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Aug;26(4):347-53.

15. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 3: stereolithographic drilling guides that do not require bone exposure and the immediate delivery of teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Oct;26(5):493-9.

16. Wittwer G, Adeyemo WL, Wagner A, Enislidis G. Computer-guided flapless placement and immediate loading of four conical screw-type implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Aug;18(4):534-9.

17. Block MS, Chandler C. Computed tomography-guided surgery: complications associated with scanning, processing, surgery, and prosthetics. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Nov;67(11 Suppl):13-22.

18. Komiyama A, Hultin M, Nasstrom K, Benchimol D, Klinge B. Soft Tissue Conditions and Marginal Bone Changes around Immediately Loaded Implants Inserted in Edentate Jaws Following Computer Guided Treatment Planning and Flapless Surgery: A \geq 1-Year Clinical Follow-Up Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Sep 29.
19. Komiyama A, Klinge B, Hultin M. Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Jul;19(7):677-85.
20. Sanna AM, Molly L, van Steenberghe D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: a cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6):331-9.
21. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S111-20.
22. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Oct;60(10):1160-9.

23. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Nov-Dec;16(6):819-26.
24. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Jan-Feb;22(1):138-45.
25. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008 Jan;128(1):71-7.
26. Giro G, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Suzuki M, Janal MN, et al. Effect of drilling technique on the early integration of plateau root form endosteal implants: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Aug;69(8):2158-63.
27. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb;14(1):127-36.
28. Nagai M, Hayakawa T, Fukatsu A, Yamamoto M, Fukumoto M, Nagahama F, et al. In vitro study of collagen coating of titanium implants for initial cell attachment. *Dent Mater J*. 2002 Sep;21(3):250-60.
29. Rammelt S, Schulze E, Bernhardt R, Hanisch U, Scharnweber D, Worch H, et al. Coating of titanium implants with type-I collagen. *J Orthop Res*. 2004 Sep;22(5):1025-34.

30. Crotti TN, Smith MD, Findlay DM, Zreiqat H, Ahern MJ, Weedon H, et al. Factors regulating osteoclast formation in human tissues adjacent to peri-implant bone loss: expression of receptor activator NFkappaB, RANK ligand and osteoprotegerin. *Biomaterials*. 2004 Feb;25(4):565-73.
31. Woo KM, Choi Y, Ko SH, Ko JS, Oh KO, Kim KK. Osteoprotegerin is present on the membrane of osteoclasts isolated from mouse long bones. *Exp Mol Med*. 2002 Nov 30;34(5):347-52.
32. Bucay N, Sarosi I, Dunstan CR, Morony S, Tarpley J, Capparelli C, et al. osteoprotegerin-deficient mice develop early onset osteoporosis and arterial calcification. *Genes Dev*. 1998 May 1;12(9):1260-8.
33. Khosla S. Minireview: the OPG/RANKL/RANK system. *Endocrinology*. 2001 Dec;142(12):5050-5.
34. Rogers A, Eastell R. Circulating osteoprotegerin and receptor activator for nuclear factor kappaB ligand: clinical utility in metabolic bone disease assessment. *J Clin Endocrinol Metab*. 2005 Nov;90(11):6323-31.
35. Suda T, Takahashi N, Udagawa N, Jimi E, Gillespie MT, Martin TJ. Modulation of osteoclast differentiation and function by the new members of the tumor necrosis factor receptor and ligand families. *Endocr Rev*. 1999 Jun;20(3):345-57.
36. Li J, Sarosi I, Yan XQ, Morony S, Capparelli C, Tan HL, et al. RANK is the intrinsic hematopoietic cell surface receptor that controls osteoclastogenesis and regulation of bone mass and calcium metabolism. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2000 Feb 15;97(4):1566-71.

37. Lieberman JR, Daluiski A, Einhorn TA. The role of growth factors in the repair of bone. Biology and clinical applications. *J Bone Joint Surg Am*. 2002 Jun;84-A(6):1032-44.
38. Rammelt S, Neumann M, Hanisch U, Reinstorf A, Pompe W, Zwipp H, et al. Osteocalcin enhances bone remodeling around hydroxyapatite/collagen composites. *J Biomed Mater Res A*. 2005 Jun 1;73(3):284-94.
39. Thorwarth M, Rupprecht S, Falk S, Felszeghy E, Wiltfang J, Schlegel KA. Expression of bone matrix proteins during de novo bone formation using a bovine collagen and platelet-rich plasma (prp)--an immunohistochemical analysis. *Biomaterials*. 2005 May;26(15):2575-84.
40. Hayman AR. Tartrate-resistant acid phosphatase (TRAP) and the osteoclast/immune cell dichotomy. *Autoimmunity*. 2008 Apr;41(3):218-23.
41. Develioglu H, Saraydin SU, Dupoirieux L, Sahin ZD. Histological findings of long-term healing of the experimental defects by application of a synthetic biphasic ceramic in rats. *J Biomed Mater Res A*. 2007 Feb;80(2):505-8.
42. Spin-Neto R, de Freitas RM, Pavone C, Cardoso MB, Campana-Filho SP, Marcantonio RA, et al. Histological evaluation of chitosan-based biomaterials used for the correction of critical size defects in rat's calvaria. *J Biomed Mater Res A*. 2009 Apr;93(1):107-14.
43. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia Junior IR, et al. Evaluation of immediate bone-cell viability and of

drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jun;66(6):1233-40.

44. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol.* 1982 Aug;11(4):318-26.

45. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery versus conventional implants in partially edentulous patients: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Sep-Oct;23(5):867-75.

46. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jan-Feb;22(1):87-95.

47. Sclar AG. Guidelines for flapless surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Jul;65(7 Suppl 1):20-32.

48. Blanco J, Nunez V, Aracil L, Munoz F, Ramos I. Ridge alterations following immediate implant placement in the dog: flap versus flapless surgery. *J Clin Periodontol.* 2008 Jul;35(7):640-8.

49. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital

microscopic study in the rabbit. Scand J Plast Reconstr Surg. 1984;18(3):261-8.

50. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. Clin Oral Implants Res. 1997 Jun;8(3):189-97.

51. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. Int J Prosthodont. 1997 Nov-Dec;10(6):536-40.

52. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. Int J Prosthodont. 1997 Sep-Oct;10(5):411-4.

Tabela 1 – Classificação histológica da formação óssea na região do defeito ósseo no período de 14 dias.

Grupo	<i>Sem fechamento</i>	<i>Fechamento parcial</i>	<i>Fechamento completo</i>
50 r.p.m.	0	4	6
1500 r.p.m	0	6	4

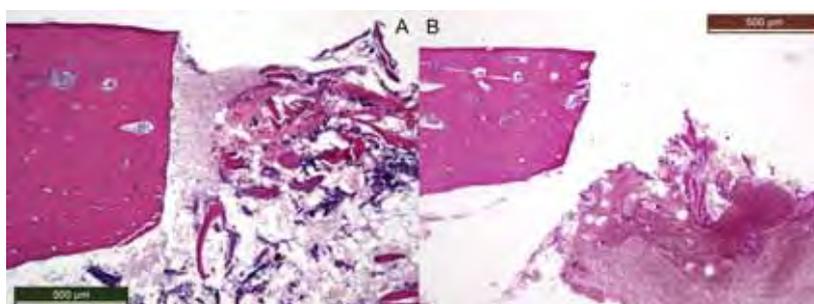


FIGURA 1 – Fotomicrografia demonstrando o aspecto histológico da região do defeito imediatamente após a cirurgia. (A) 1500 r.p.m. e (B) 50 r.p.m. Os dois grupos mostraram as bordas do defeito bem demarcadas e com várias partículas de osso no meio do coágulo estabilizado.

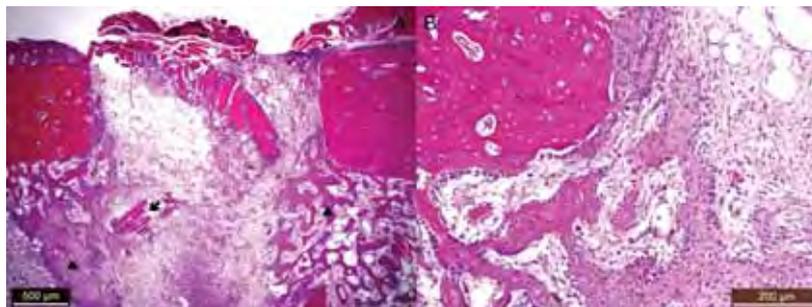


FIGURA 2 – Fotomicrografia evidenciando o aspecto histológico da região do defeito ósseo no período de 7 dias no grupo 50 r.p.m. (A) Osso neoformado próximo as bordas do defeito (Δ). Partículas de osso necrótico na região media do tecido conjuntivo (\rightarrow). Pode ser observada ausência de processo inflamatório agudo. (B) Aumento da região da borda do defeito mostrando tecido conjuntivo altamente organizado ao redor do osso neoformado e elevado número de células osteogênicas.

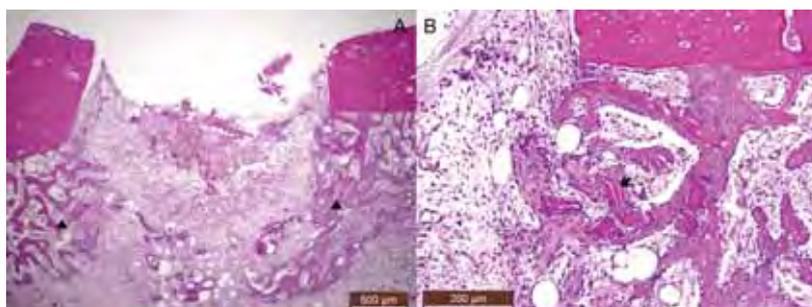


FIGURA 3 – Fotomicrografia evidenciando o aspecto histológico da região do defeito ósseo no período de 7 dias no grupo 1500 r.p.m. (A) Quantidades variáveis de osso neoformado próximo as bordas do defeito (Δ). Pode ser observado ausência de processo inflamatório agudo. (B) Aumento da região da borda do defeito, mostrando tecido com alta

quantidade de células e osso neoformado ao redor de tecido conjuntivo organizado. Partículas ósseas necróticas foram observadas próximas ao defeito (→).

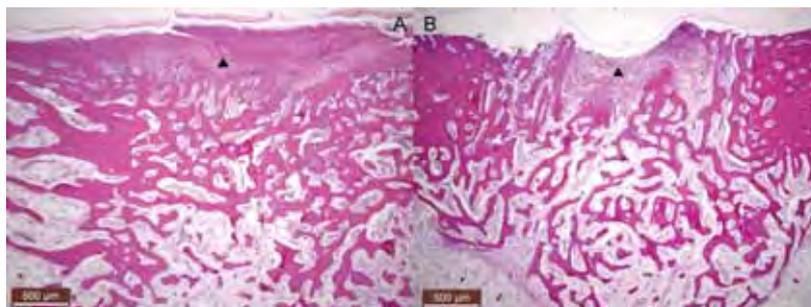


FIGURA 4 – Fotomicrografia evidenciando o aspecto histológico da região do defeito ósseo no período de 14 dias nos grupos (A) 1500 r.p.m. e (B) 50 r.p.m. Nos dois grupos, o processo de cicatrização se apresentou altamente avançado sem sinais de inflamação, com densidade variável e osso neoformado altamente viável. Pequenas porções de tecido conjuntivo organizado e denso foram observadas principalmente na região central e superior do defeito quando não teve regeneração completa (→).

Tabela 2 - Média e desvio padrão do número de roscas avaliadas nos grupos durante o período experimental

Roscas avaliadas	4 semanas	8 semanas	12 semanas
Controle	6.50 ± 1.87	4.67 ± 1.15	5.60 ± 1.14
Teste	5.67 ± 2.58	4.25 ± 1.26	4.20 ± 1.64

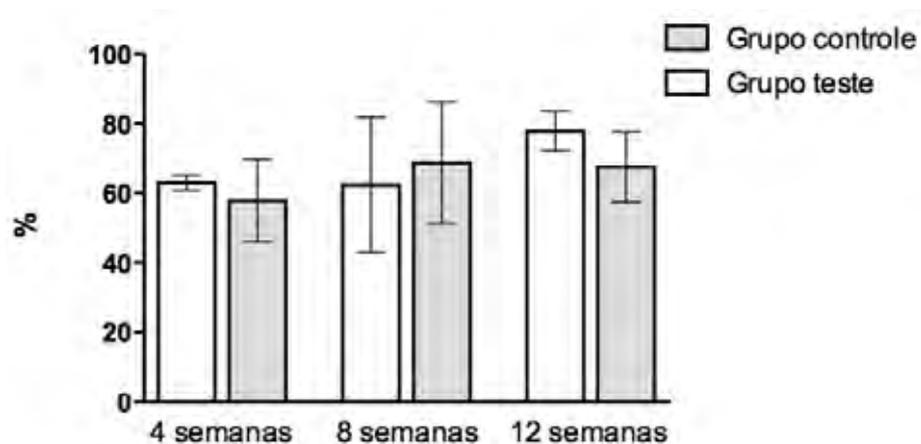


FIGURA 5 - Média e desvio padrão do BIC dos grupos durante o período experimental (n=5/período).

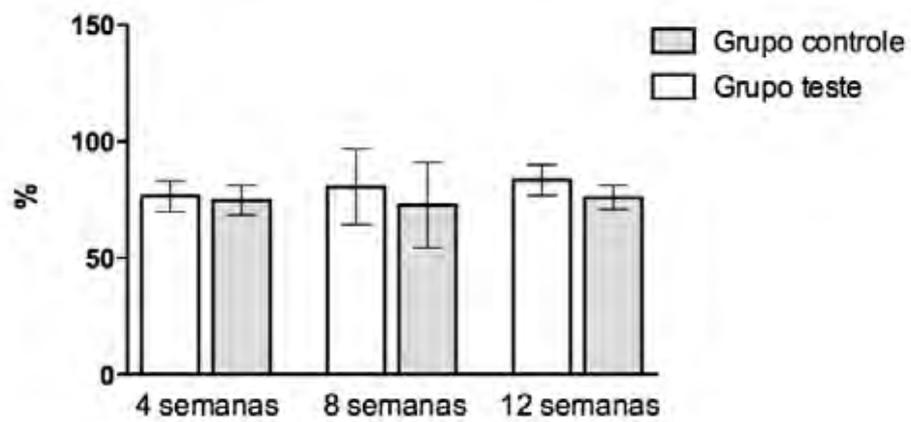


FIGURA 6 – Media e desvio padrão do BA dos grupos durante o período experimental (n=5/período).

7 CAPÍTULO 4

Este capítulo é constituído pelo seguinte artigo científico publicado:

Landázuri-Del Barrio RA, Cosyn J, De Paula WN, De Bruyn H, Marcantonio E Jr. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. Clin Oral Implants Res. 2011 Nov 10. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02344.x. [Epub ahead of print]

R. A. Landázuri-Del Barrio
 J. Cosyn
 W. N. De Paula
 H. De Bruyn
 E. Marcantonio Jr

A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible

Authors' affiliations:

R. A. Landázuri-Del Barrio, W. N. De Paula, E. Marcantonio Jr Department of Oral Diagnosis and Surgery, Araraquara Dental School, UNESP—Univ. Estadual Paulista, Araraquara, São Paulo, Brazil
 J. Cosyn, H. De Bruyn, Department of Periodontology & Oral Implantology, Faculty of Medicine and Health Sciences, Ghent University, Ghent, Belgium
 Department of Periodontology, School of Dental Medicine, Free University of Brussels (VUB), Brussels, Belgium

Corresponding author:

Dr Elcio Marcantonio Júnior
 Rua Humaitá 1680
 2 andar. CEP 14801-903 – Araraquara
 SP, Brazil
 Tel.: + 55 16 3301 6369
 Fax: + 55 16 3301 6369
 e-mail: elciojr@foar.unesp.br

Key words: all-on-four concept, bone level, flapless-guided surgery, immediate loading, technical complications

Abstract

Aim: Clinical data are scarce on flapless-guided surgery in the mandible using the all-on-four concept. In addition, limited documentation exists on the latter under immediate loading conditions with a pre-fabricated implant bridge. The aim was to provide detailed documentation focusing on clinical and radiographic outcome and complications.

Material and methods: Sixteen systemically healthy non-smoking patients (10 women, 6 men, average age 59 years) with sufficient bone volume in the mandible were operated via flapless-guided surgery using the all-on-four concept. Clinical and radiographic data and complications were registered at 3, 6 and 12 months.

Results: The overall implant survival rate was 90% with a trend for higher failure of short implants ($P = 0.098$). The mean bone level after 12 months of function was 0.83 mm with a maximum of 1.07 mm. Technical complications were common (15/16 patients). These mainly related to a misfit between the pre-fabricated prosthesis and abutment(s) (13/16 patients).

Conclusion: If immediate loading of implants is pursued fabrication of the implant bridge should be based on actual impression of the implants at the time of surgery and not on their virtual position.

The introduction of modified implant surfaces during the last decade allowed modifications in surgical as well as prosthetic techniques (Vandeweghe 2010). What started as a two-stage delayed loading procedure in the seventies (Branemark et al. 1977) evolved to immediate placement in extraction sockets, early loading, and even immediate loading of dental implants in a growing number of indications. Using strict patient selection criteria these modifications did not jeopardize clinical outcome (Cosyn et al. 2011). Nowadays, the immediate loading procedures are performed routinely with high implant survival rates comparable with conventional osseointegration healing periods (Degidi et al. 2009a). Logically, patients have indicated that they prefer this approach as a first treatment option (Dierens et al. 2009; Van de Velde et al. 2010).

Contemporary implant surgery includes more and more flapless approach. The latter facilitates wound healing and has been associated with less postoperative pain (Fortin

et al. 2006). Flapless surgery can be done in a blind or guided way. For single-tooth replacement, blind surgery without computer-assisted drilling gave a similar outcome in terms of implant survival and bone remodeling when compared to conventional flap surgery (De Bruyn et al. 2009). One should not overlook, however, the risks for misplacement and alveolar bone perforations under blind flapless surgery (Van de Velde et al. 2008). This holds especially true in edentulous jaws where landmarks for proper implant positioning are missing (D'Haese et al. 2009; Katsoulis et al. 2009). Hence, under these conditions computed-assisted surgery may be recommended. An important aspect in this respect is the accuracy of implant positioning. Recently, a systematic review has been published on the deviation between the virtual planning and the actual implant position pointing to acceptable disparity (Schneider et al. 2009).

Nobel Biocare launched the so-called "all-on-four concept", which relates to fixed

Date:
 Accepted 8 September 2011

To cite this article:

Landázuri-Del Barrio RA, Cosyn J, De Paula WN, De Bruyn H, Marcantonio Jr E, A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible.
Clin. Oral Impl. Res. 00, 2011, 1–6
 doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02344.x

implant rehabilitation on four implants. Even though other implant types could also be used for the indication, studies have been published on the concept using Nobel Biocare implants that had been mainly installed in the maxilla (Malo et al. 2003, 2005, 2007, 2011; Francetti et al. 2008; Agliardi et al. 2010a,b; Puig 2010; Weinstein et al. 2010). Seven of them related to non-guided flap surgery (Malo et al. 2003, 2005, 2011; Francetti et al. 2008; Agliardi et al. 2010a,b; Weinstein et al. 2010). Another 2 (Malo et al. 2007; Puig 2010) used a flapless computed-assisted approach with the provisional prosthesis fabricated prior to the implant surgery on the bases of a virtual planning. However, a number of limitations should be taken into account when interpreting the results of these studies because of the following: first, one was a retrospective study, only providing data on implant survival (Puig 2010). Second, both reports were related to implants installed in the maxilla as well as in the mandible. Third, none of these reports described detailed clinical information on peri-implant tissues. Fourth, it is unclear in how many cases the fitting of the pre-fabricated prosthesis onto the implants was satisfying. Finally, only about 60% of the implants were radiographically evaluated in one study with data on eight implants in the mandible (Malo et al. 2007). Hence, it is clear that there is a scientific need to sustain the usage of flapless-guided surgery and the all-on-four concept in the mandible in combination with immediate loading using a pre-fabricated implant bridge.

The aim of this prospective exploratory study was to provide detailed documentation on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in mandible, focusing on clinical and radiographic outcome and complications.

Materials and methods

Patient selection

Systemically healthy adult patients were recruited between June 2009 and December 2009 on the basis of the following inclusion criteria:

1. Edentulous in the maxilla and mandible, and wearing a full prosthesis for at least 1 year.
2. No parafunctional habits.

The exclusion criteria were as follows:

1. Smoking, drug or alcohol abuse, and intake of bisphosphonate medication

2. History of head and neck irradiation.
3. Insufficient bone height (at least 13 mm) and bone width (at least 5.5 mm) in the interforaminal region as examined by cone-beam CT analysis.
4. Limited mouth opening to allow guided implant surgery.

All surgeries were performed in 2 months by the same trained implant surgeon (R. A. L.).

The study was approved by the Ethical Committee of Human Research of Araraquara Dental School, Brazil – UNESP (protocol #54/2008), according to the Helsinki Declaration of 1975, as revised in 2000.

Pre-clinical procedures

All patients received new prostheses with ideal occlusion, esthetics, and fitting. Four vestibular and four lingual gutta-percha fillings of 1-mm depth and 2-mm diameter served as radiographic markers. A silicone interocclusal record was made to maintain the denture in a stable interarch position, during the cone beam CT scan.

A cone beam technique (I-CAT Cone Beam; Image Sciences, Hatfield, PA, USA) was used to scan the patient with the dentures and interocclusal record *in situ*. A second scan was made of the prosthesis extra-orally. DICOM files of both scans were converted into a file of Procera Nobel Guide 2.0 software (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA). Virtual planning was performed by the implant surgeon (R. A. L.). All cases were planned with four implants in the interforaminal area. The all-on-four concept was used and involved two anterior implants placed straight into the crest and two posterior implants tilted in a range between 30 and 45° angle (Fig. 1). Straight multi-unit abutments (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden) were installed onto the straight implants and 17° angulated multi-unit abutments (Nobel Biocare AB) onto the tilted implants. Five guided anchor pins were planned to fix the surgical guide. The files



Fig. 1. Virtual planning with the all-on-four concept.

were sent to Nobel Biocare to manufacture the surgical templates.

Based on the virtual planning, a surgical guide and master cast were produced. The master cast was mounted into a semi-adjustable articulator. Its position in relation to the model of upper jaw was determined by placing the lower denture and occlusal record. Then, the surgical template was positioned onto the master cast and the new occlusal record was made. As such, a correct position of the surgical template could be intraorally ensured.

Multi-unit abutments were placed onto implant analogs in the master casts. Thereupon, titanium cylinders were screwed onto the multi-unit abutments and a cross-arch metal reinforced acrylic bridge was produced, prior to surgery.

Clinical procedures

After anxiolytic sedation (Midazolam 15 mg; Laboratórios Roche, Jaguaré-SP, Brazil), oral disinfection (Periogard; Colgate/Palmolive, São Bernardo do Campo, SP, Brazil), and local anesthesia (Septanest 1 : 100 000; Cloridrato de Articaina 4%, Laboratórios Septodont, Barueri-SP, Brazil), the occlusal record was placed onto this surgical template and the latter was fixed with five guided anchor pins. The surgical drilling sequence was performed according to the manufacturer's recommendations. Four NobelSpeedy Replace implants (Nobel Biocare AB) with a diameter of 4 mm and different lengths were installed. Coronal bone milling was performed to ensure proper seating of multi-unit abutments. Multi-unit abutments were secured with a torque of 35 and 15 Ncm onto straight and tilted implants, respectively. The adaptation of the prosthesis was verified by digital periapical radiographs and occlusal adjustments were made whenever necessary. In case of a misfit between an abutment and titanium cylinder, an intra-oral impression of all multi-unit abutments was performed, according to standard procedures and the prosthesis was re-adapted into the laboratory, prior to installation. All titanium cylinders were secured onto the multi-unit abutments with a torque of 15 Ncm.

Following surgery, antibiotic (Amoxicilina 500 mg; Europharma, Eurofarma Laboratórios Ltda., São Paulo, SP, Brazil, three times a day during 7 days), anti-inflammatory (Nimesulida 100 mg; Luper Ind. Farm. Ltda., São Paulo, SP, Brazil, two times a day during 3 days) and analgesic (Paracetamol 750 mg, Eurofarma Laboratórios Ltda, whenever deemed necessary by the patient) therapy was

prescribed to all patients. In addition, chlorhexidine mouthwash (Periogard®; Colgate/Palmolive, two times a day during 2 weeks) was prescribed. Patients received oral hygiene instructions with interdental brushes or dental floss. Soft food was advised during 2 weeks.

Clinical evaluation

Implant survival was evaluated at each re-assessment (3 months (T = 3), 6 months (T = 6), and 12 months (T = 12)). *Implant stability* expressed as resonance frequency values (Osstell®; Osstell AB, Gothenburg, Sweden) was registered at consecutive time points (baseline (T = 0), T = 3, T = 6, and T = 12).

Plaque index (PI) was determined on the mesial, distal, buccal, and lingual surface of the abutments at each re-assessment (T = 3, T = 6, and T = 12) (Mombelli et al. 1987). *Probing depth (PD)* was measured with a periodontal probe (CP 15 UNC; Hu-friedy®, Chicago, USA) to the nearest millimeter at the same surfaces as described for PI, at consecutive time points (T = 0, T = 3, T = 6, and T = 12). *Bleeding on probing (BoP)* was determined at the same surfaces as described for PI and PD at each re-assessment (T = 3, T = 6, and T = 12).

Soft tissue height was measured from the platform of the multi-unit abutment to the midfacial mucosa level with a periodontal probe (CP 15 UNC; Hu-friedy®) to the nearest millimeter at consecutive time points (T = 0, T = 3, T = 6, and T = 12).

For registration of implant stability, PD, and soft tissue height the prosthesis was removed. All clinical registrations were performed by the same trained examiner (R. A. L.).

Radiographic evaluation

Digital periapical radiographs of all implants were taken after multi-unit abutment installation. Standardization was ensured by placing an impression coping onto each multi-unit abutment that fitted into the CMOS sensor (Visualix eHD®; Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA) holder (Fig. 2). As such, all radiographs could be made with the vertical long axis of the implant perpendicular to the central X-ray and parallel to the sensor. The CMOS images were saved in TIFF format and imported to Image J software (ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997–2011). At consecutive time points (T = 0, T = 3, T = 6, and T = 12) *bone level* was registered at the mesial and distal aspect of each implant. Bone



Fig. 2. Radiographic device for standardizing radiographic analyses.

level was defined as the distance from the implant-abutment interface to the nearest bone-to-implant contact. The diameter of the implant (4 mm) was used to calibrate registration in each radiograph.

Bone density was calculated at the bone crest, and at the first thread at the mesial and distal aspect of straight implants. Adobe Photoshop CS 8.0 software (Adobe System Incorporated, San Jose, CA, USA) was adopted for this purpose. For details on the technique, we wish to refer a recent article (Belluci et al. 2011). All radiographic evaluations were performed by the same trained examiner (R. A. L.).

Complications

Biologic complications were determined at each re-assessment (T = 3, T = 6, and T = 12). The examiner evaluated for the presence of suppuration and fistula. *Technical complications* were recorded and included misfit between an abutment and titanium cylinder, extensive occlusal adjustments, screw loosening, fracture of the prosthesis, and implant fracture. All complications were registered by the same trained examiner (R. A. L.).

Statistical analysis

Data analysis was performed with the patient as the experimental unit. Therefore, mean values were calculated for each parameter. The Friedman test was adopted to compare the different time points. If a significant difference was found, subsequent time points were compared by means of the Wilcoxon signed ranks test. The impact of implant length, position, and gender on implant survival was evaluated using the Fisher's exact test. The Mann-Whitney test was used to evaluate the impact of age on implant survival. The level of significance was set at 0.05.

Results

Ten women and six men with an average age of 59 years (SD = 6.89; range = 49–73) were

consecutively treated. Thus, 64 implants were installed with a length ranging from 10 to 15 mm as specified in Table 1.

Implant survival and implant stability

Six out of 64 implants were lost at T = 3, pointing to an overall survival rate of 90%. Two patients lost two implants, and two patients lost one implant. The impact of implant length and position on implant survival is shown in Table 1. Survival was neither associated with implant length ($P = 0.098$) and position ($P = 0.672$), nor with age ($P = 0.702$) and gender ($P = 0.397$).

ISQ values did not differ significantly ($P = 0.682$) over time as shown in Table 2.

PI, PD and BoP

Throughout the study period, patients showed acceptable oral hygiene with mean PI below 30%. This coincides with low BoP levels at the different time points. Both variables did not alter significantly over time ($P \geq 0.101$) (Table 2). However, a significant time effect was found for PD ($P = 0.012$). That is, PD reduced in the early phase of healing to about 2.5 mm on average. As also shown in Table 2, the vast majority of the implants showed shallow pockets ($\geq 83\%$).

Soft tissue height

The average soft tissue height at the midfacial aspect of the implants varied between 0.5 and 0.9 mm with no significant time effect, however ($P = 0.981$). Exposure of the multi-unit abutment was never found.

Bone level and bone density

The overall value of mean bone level at T = 0 was 0.13 mm (SD = 0.03; range = 0.1–0.20), at T = 3 0.56 mm (SD = 0.14; range = 0.37–0.79), at T = 6 0.68 mm (SD = 0.14; range = 0.47–0.90), and at T = 12 0.83 mm (SD = 0.14; range = 0.64–1.07). A significant increase in bone level was observed over time ($P < 0.001$). In fact, highly significant differences were found between all time points ($P \leq 0.001$) (Fig. 3)

Table 1. Distribution of implants according to length and position

Implant length (mm)	Number of straight implants	Number of tilted implants
10.0	6 (3)	4 (0)
11.5	6 (0)	9 (2)
13.0	7 (0)	5 (0)
15.0	13 (0)	14 (1)
Total	32 (3)	32 (3)

Failed implants are given between brackets.

Table 2. Mean values \pm SD (median; range) and frequency (%) of clinical parameters at the experimental periods

Experimental periods	T = 0	T = 3	T = 6	T = 12	P-values
Implant stability – ISQ values	80 \pm 6 (83; 69–88)	82 \pm 4 (83; 75–86)	82 \pm 5 (84; 72–87)	80 \pm 4 (80; 74–87)	0.682
PI (%)	–	27 \pm 32 (12.5; 0–100)	25 \pm 20 (25; 0–69)	14 \pm 9 (25; 0–25)	0.281
PD	3.0 \pm 0.8 (2.8; 2–5)	2.5 \pm 0.6 (2.5; 1.7–3.7)*	2.4 \pm 0.7 (2.3; 1.5–3.7)	2.4 \pm 0.6 (2.3; 1.5–3.3)	0.012
PD \leq 3 mm (%)	39	83	86	83	–
PD \geq 3 mm (%)	61	17	14	17	–
BoP (%)	–	30 \pm 30 (16; 0–100)	29 \pm 17 (25; 0–50)	12 \pm 9 (16; 0–25)	0.101
Soft tissue height	0.9 \pm 0.8 (0.8; 0–2.9)	0.5 \pm 0.8 (0; 0.9–1.7)	0.6 \pm 0.8 (0.3; 0.5–2.4)	0.7 \pm 0.8 (0.3; 0.4–2.4)	0.981
Bone density at implant platform	1.3 \pm 0.2 (1.3; 1–1.6)	1.4 \pm 0.2 (1.4; 1.1–1.7)	1.3 \pm 0.2 (1.3; 0.9–1.6)	1.3 \pm 0.1 (1.3; 1.1–1.7)	0.114
Bone density at first implant thread	1.5 \pm 0.1 (1.5; 1.4–1.7)	1.6 \pm 0.8 (1.6; 1.5–1.8)*	1.7 \pm 0.8 (1.6; 1.5–1.8)	1.6 \pm 0.1 (1.6; 1–2)	0.001

*P-value statistically significant difference compared with T = 0–Wilcoxon signed ranks test.

As depicted in Table 2, bone density at the platform did not change significantly over time ($P = 0.114$). In contrast, a significant increase was seen in the first 3 months (T = 3), at the first thread ($P = 0.001$). Thereafter, a steady state was found.

Complications

Two implants showed suppuration and a fistula. Both implants were lost at T = 3. A radiographically misfit was observed in 13 of 16 patients. Hence, an extra laboratory procedure was necessary to allow perfect positioning of the prosthesis (Fig. 4). In two of three patients in which the prosthesis showed good fit, extensive occlusal adjustments had to be made. Screw loosening occurred in two implants at T = 6 and in four implants at T = 12. One prosthesis fracture was observed at T = 12. Finally, one tilted implant was fractured at the platform level during implant installation (Fig. 5).

Discussion

Flapless-guided surgery was described in a number of articles (van Steenberghe et al. 2005; Komiyama et al. 2008, 2009, 2010; Van de Velde et al. 2008, 2010; Brodala 2009; D'Haese et al. 2009, 2010; Jung et al. 2009;

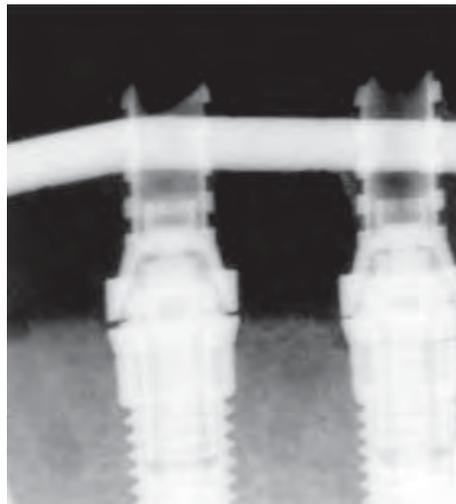


Fig. 4. Misfit abutment – titanium cylinder at the prosthesis installation.



Fig. 5. Digital periapical radiography of tilted implant fractured at platform level.

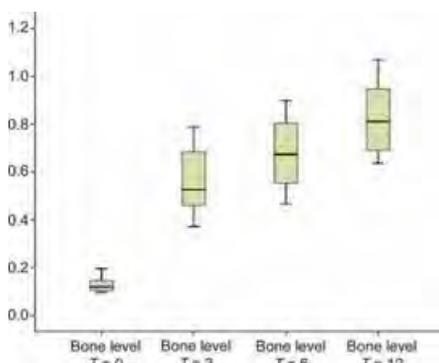


Fig. 3. Box plots showing bone level sorted per time point at patient level.

Schneider et al. 2009; D'Haese & De Bruyn 2011). This technique offers several advantages including reduction of surgical treatment time, intraoperative bleeding, postoperative discomfort, pain, and edema (Casap et al.

2005; Fortin et al. 2006; Nkenke et al. 2007; Wittwer et al. 2007; Arisan et al. 2010; Lindeboom & van Wijk 2010). Virtual planning could also allow manufacturing of the prosthesis, prior to surgery (Marchack 2005; Malo et al. 2007; Azari & Nikzad 2008; Puig 2010). However, clinical data are scarce on flapless-guided surgery in the mandible using the all-on-four concept. In addition, limited documentation exists on the latter under immediate loading conditions with a pre-fabricated implant bridge (Malo et al. 2007; Puig 2010).

In the present prospective study, the overall implant survival rate was 90% with a trend for higher failure of short implants (≤ 11.5 mm). In contrast, implant survival rates of 97% and more, have been described in other reports on the same treatment concept in the mandible (Malo et al. 2007; Puig 2010). However, information of implant length was not provided in these articles. Other possible reasons for failure that have been suggested could include overheating (Komiyama et al. 2008; Block & Chandler 2009; Puig 2010), osseocompression (Duyck et al. 2010) and overload (Sadowsky 2010). The relative impact of these factors on the high number of implant failures may be difficult to elucidate.

In this study, implant stability expressed in terms of ISQ values was registered and did not show a significant time effect. This could be considered logic as immediate loading was pursued for which proper stability is required. It has been described by Sennerby & Meredith (2008) that implants with high initial stability may not show further increase of ISQ values.

An important drawback of the existing literature with respect to computed-assisted surgery, using the all-on-four concept in the mandible, is the lack of data on clinical parameters, such as PI, PD, and BoP. This information however, could become imperative to interpret excessive peri-implant bone loss as demonstrated by Malo et al. (2007). In

this respect, De Bruyn et al. (2011) described that peri-implant bone level is significantly associated with the patient and plaque levels. In this study, plaque ($\leq 27\%$) and bleeding ($\leq 30\%$) remained fairly low, which coincided with limited bone loss (< 1 mm). The present study showed stable soft tissue conditions as 83% of the implants showed shallow pockets and no significant midfacial recession was found.

In the present study, mean bone level after 12 months of function was 0.83 mm with a maximum of 1.07 mm. This bone loss pattern does not seem to be in line with Malo et al. (2007) showing over 2 mm of bone level in about 30% of the implants mainly pertaining to the maxilla.

In the present study, radiographic bone density was assessed and showed significant increase at the first thread during the early phase of healing. This may be the effect of secondary stability and bone remodeling around immediately loaded implants as shown by Degidi et al. (2009b).

An important aspect of therapy is complication rate. Besides a 10% implant failure rate, technical complications were common (15/16 patients). These mainly related to a misfit between the pre-fabricated prosthesis and abutment(s) (13/16 patients). Albeit a number of studies have shown acceptable accuracy of computed-assisted (Brodala 2009; D'Haese et al. 2009, 2010; Jung et al. 2009; Schneider et al. 2009) implant surgery, deviations between virtual and actual implant position clearly prevent fabrication of the implant bridge, prior to surgery. Hence, if immediate loading of implants is pursued fabrication of the implant bridge should be based on actual impression of the implants at the time of surgery and not on their virtual position.

Conclusion

In conclusion, this is the first prospective clinical study on flapless-guided surgery

using the all-on-four concept in the mandible with detailed information on clinical and radiographic outcome and complications. After 1 year of function the implant survival rate was 90% and mean bone level was 0.83 mm. However, technical complications were common (15/16 patients) and mainly related to a misfit between the titanium cylinders and abutments (13/16 patients). Hence, this technique has clear limitations and it may not be indicated to have the implant bridge fabricated, prior to surgery for immediate loading.

Acknowledgements: The study was financed by the Brazilian agencies Fapesp (2008/10549-1), CAPES and CNPq. The authors wish to thank Dr. Marcelo Baum (Procera System Specialist Manager of Nobel Biocare Brazil) for valuable discussions and also Dr. Rogério Margonar and Dr. Celso Sakakura for providing the Ostell ISQ used in this study.

References

- Agliardi, E., Clerico, M., Ciancio, P. & Massironi, D. (2010a) Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence International* **41**: 285–293.
- Agliardi, E., Panigatti, S., Clerico, M., Villa, C. & Malo, P. (2010b) Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research* **21**: 459–465.
- Arisan, V., Karabuda, C.Z. & Ozdemir, T. (2010) Implant surgery using bone- and mucosa-supported stereolithographic guides in totally edentulous jaws: surgical and post-operative outcomes of computer-aided vs. Standard techniques. *Clinical Oral Implants Research* **21**: 980–988.
- Azari, A. & Nikzad, S. (2008) Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes—a review. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* **4**: 95–104.
- Belluci, M.M., Giro, G., Del Barrio, R.A., Pereira, R. M., Marcantonio, E., Jr & Orrico, S.R. (2011) Effects of magnesium intake deficiency on bone metabolism and bone tissue around osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* **22**: 716–721.
- Block, M.S. & Chandler, C. (2009) Computed tomography-guided surgery: complications associated with scanning, processing, surgery, and prosthetics. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* **67**: 13–22.
- Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. & Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic & Reconstructive Surgery & Hand Surgery. Supplementum* **16**: 1–132.
- Brodala, N. (2009) Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**(Suppl.): 118–125.
- Casap, N., Tarazi, E., Wexler, A., Sonnenfeld, U. & Lustmann, J. (2005) Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **20**: 92–98.
- Cosyn, J., Vandenbulcke, E., Browaeys, H., Van Malele, G. & De Bruyn, H. (2011) Factors associated with failure of surface-modified implants up to four years of function. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: May 11, doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00282.x, [Epub ahead of print].
- D'Haese, J., Van De Velde, T., Elaut, L. & De Bruyn, H. (2009) A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: Nov 10, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00255.x, [Epub ahead of print].
- D'Haese, J., Van De Velde, T., Komiyama, A., Hultin, M. & De Bruyn, H. (2010) Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: May 11, doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00275.x, [Epub ahead of print].
- D'Haese, J. & De Bruyn, H. (2011) Effect of smoking habits on accuracy of implant placement using mucosally supported stereolithographic surgical guides. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: May 20, doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00353.x, [Epub ahead of print].
- De Bruyn, H., Atashkadeh, M., Cosyn, J. & Van de Velde, T. (2009) Clinical outcome and bone preservation of single titanium implants installed with flapless or flap surgery. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: Sep 9, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00200.x, [Epub ahead of print].
- De Bruyn, H., Bouvry, P., Collaert, B., De Clercq, C., Persson, G. & Cosyn, J. (2011) Long-term clinical, microbiological and radiographic outcome of brånemark™ implants installed in augmented maxillary bone for fixed full-arch rehabilitation. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*, doi 10.1111/j.1708-8208.2011.003.x, [Epub ahead of print].
- Degidi, M., Iezzi, G., Perrotti, V. & Piattelli, A. (2009a) Comparative analysis of immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods: a 5-year follow-up of 550 dental implants. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **11**: 257–266.
- Degidi, M., Piattelli, A., Shibli, J.A., Perrotti, V. & Iezzi, G. (2009b) Bone formation around immediately loaded and submerged dental implants with a modified sandblasted and acid-etched surface after 4 and 8 weeks: a human histologic and histomorphometric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**: 896–901.
- Dierens, M., Collaert, B., Deschepper, E., Browaeys, H., Klinge, B. & De Bruyn, H. (2009) Patient-centered outcome of immediately loaded implants in the rehabilitation of fully edentulous jaws. *Clinical Oral Implants Research* **20**: 1070–1077.
- Duyck, J., Corpas, L., Vermeiren, S., Ogawa, T., Quirynen, M., Vandamme, K., Jacobs, R. & Naert,

- I. (2010) Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clinical Oral Implants Research* **21**: 877–884.
- Fortin, T., Bosson, J.L., Isidori, M. & Blanchet, E. (2006) Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **21**: 298–304.
- Francetti, L., Agliardi, E., Testori, T., Romeo, D., Taschieri, S. & Del Fabbro, M. (2008) Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **10**: 255–263.
- Jung, R.E., Schneider, D., Ganeles, J., Wismeijer, D., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. & Tahmaseb, A. (2009) Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**(Suppl.): 92–109.
- Katsoulis, J., Pazera, P. & Mericske-Stern, R. (2009) Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: a model study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **11**: 238–245.
- Komiyama, A., Klinge, B. & Hultin, M. (2008) Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clinical Oral Implants Research* **19**: 677–685.
- Komiyama, A., Hultin, M., Nasstrom, K., Benchi-mol, D. & Klinge, B. (2009) Soft tissue conditions and marginal bone changes around immediately loaded implants inserted in edentulous jaws following computer guided treatment planning and flapless surgery: a >=1-year clinical follow-up study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: Sep 29, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00243.x, [Epub ahead of print].
- Komiyama, A., Pettersson, A., Hultin, M., Nasstrom, K. & Klinge, B. (2010) Virtually planned and template-guided implant surgery: an experimental model matching approach. *Clinical Oral Implants Research* **22**: 308–313.
- Lindeboom, J.A. & van Wijk, A.J. (2010) A comparison of two implant techniques on patient-based outcome measures: a report of flapless vs. Conventional flapped implant placement. *Clinical Oral Implants Research* **21**: 366–370.
- Malo, P., Rangert, B. & Nobre, M. (2003) "All-on-four" Immediate-function concept with branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **5**(Suppl. 1): 2–9.
- Malo, P., Rangert, B. & Nobre, M. (2005) All-on-4 immediate-function concept with branemark system implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **7**(Suppl. 1): S88–S94.
- Malo, P., de Araujo Nobre, M. & Lopes, A. (2007) The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *Journal of Prosthetic Dentistry* **97**: S26–S34.
- Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M. & Molina, G.J. (2011) A longitudinal study of the survival of all-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association* **142**: 310–320.
- Marchack, C.B. (2005) An immediately loaded cad/cam-guided definitive prosthesis: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* **93**: 8–12.
- Mombelli, A., van Oosten, M.A., Schurch, E., Jr & Land, N.P. (1987) The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiology and Immunology* **2**: 145–151.
- Nkenke, E., Eitner, S., Radespiel-Troger, M., Vairaktaris, E., Neukam, F.W. & Fenner, M. (2007) Patient-centred outcomes comparing transmuco-sal implant placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot study. *Clinical Oral Implants Research* **18**: 197–203.
- Puig, C.P. (2010) A retrospective study of edentulous patients rehabilitated according to the 'all-on-four' or the 'all-on-six' immediate function concept using flapless computer-guided implant surgery. *European Journal of Oral Implantology* **3**: 155–163.
- Sadowsky, S.J. (2010) Immediate load on the edentulous mandible: treatment planning considerations. *Journal of Prosthodontics* **19**: 647–653.
- Schneider, D., Marquardt, P., Zwahlen, M. & Jung, R.E. (2009) A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* **20**(Suppl. 4): 73–86.
- Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology* **2000** **47**: 51–66.
- Van de Velde, T., Gloor, F. & De Bruyn, H. (2008) A model study on flapless implant placement by clinicians with a different experience level in implant surgery. *Clinical Oral Implants Research* **19**: 66–72.
- Van de Velde, T., Sennerby, L. & De Bruyn, H. (2010) The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research* **21**: 1223–1233.
- van Steenberghe, D., Glauser, R., Blomback, U., Andersson, M., Schutyser, F., Pettersson, A. & Wendelhag, I. (2005) A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* **7**(Suppl. 1): S111–S120.
- Vandeweghe, S. (2010) Factors affecting bone remodelling around surface modified southern implants. PhD Thesis. Department of Periodontology and Oral Implantology, 180. Ghent: Ghent University.
- Weinstein, R., Agliardi, E., Fabbro, M.D., Romeo, D. & Francetti, L. (2010) Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*: Feb 11, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00265.x, [Epub ahead of print].
- Wittwer, G., Adeyemo, W.L., Wagner, A. & Enisli-dis, G. (2007) Computer-guided flapless placement and immediate loading of four conical screw-type implants in the edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* **18**: 534–539.

8 CAPÍTULO 5

Este capítulo é constituído pelo seguinte artigo científico a ser submetido para publicação:

Landázuri-Del Barrio RA¹, Spin-Neto R², Fontanari LA¹, Schwartz H¹, Marcantonio Jr. E¹. Influência da velocidade de perfuração na osseointegração de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho: Estudo clínico e radiográfico em humanos.

Influência da velocidade de perfuração em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho: Estudo clínico e radiográfico em humanos.

Landázuri-Del Barrio RA¹, Spin-Neto R², Fontanari LA¹, Schwartz H¹, Marcantonio Jr. E¹.

¹ UNESP—Univ. Estadual Paulista, Araraquara Dental School, Department of Oral Diagnosis and Surgery, Araraquara, São Paulo, Brazil.

² Aarhus University, Department of Oral Radiology, Aarhus, Denmark.

Autor de correspondência: Dr. Elcio Marcantonio Jr, Rua Humaitá 1680, 2 andar. CEP 14801-903 - Araraquara, SP, Brazil. Tel - Fax: +55-16-3301-6369. E-mail: elciojr@foar.unesp.br

Running title: Influência da velocidade de perfuração em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho.

Palavras-chave: Cirurgia guiada sem retalho, tecido ósseo, nível ósseo, subtração radiográfica, tecido peri-implantar.

Resumo

Estudos clínicos sobre o processo de reparação do tecido peri-implantar de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho são limitados. O objetivo deste estudo foi avaliar clínica e radiograficamente (por meio de subtração radiográfica digital) a influência da velocidade de perfuração no tecido ósseo peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho. Sessenta e quatro implantes foram instalados com cirurgia guiada sem retalho na mandíbula de 16 pacientes (10 mulheres, 6 homens de idade média de 59 anos) edêntulos totais. Em cada paciente foram instalados 2 implantes de cada grupo (Controle – 1500 r.p.m e Teste – 50 r.p.m.). A avaliação clínica e radiográfica foi realizada durante o período experimental (1, 3, 6 e 12 meses). 6 implantes foram perdidos durante o estudo (3 de cada grupo). Um dos implantes perdidos foi avaliado mediante histologia e apresentou necrose na região apical. Já a região média e a região próxima à plataforma demonstrou íntimo contato do implante com osso vital. Não foi observada diferença significativa entre os grupos no índice de placa e sangramento gengival, estabilidade dos implantes e do nível ósseo. Na avaliação por subtração radiográfica foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores médios de tons de cinza relacionados ao ganho ósseo e na área média relacionada ao ganho e perda óssea entre os grupos experimentais ($p < 0.05$). Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que a velocidade de perfuração não influencia no nível

ósseo peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho. Entretanto, a velocidade de perfuração de 50 r.p.m. apresentou maior mineralização no tecido osso peri-implantar durante o período experimental.

Abstract

Limited clinical data show the dynamic process of bone remodelling of implants placed with guided flapless surgery. The aim of this study was to assess clinically and radiographically (by digital subtraction radiography), the effect of drill speed on bone tissue around implants installed with flapless guided surgery. Sixty four implants were installed in totally edentulous mandibles of 16 patients (10 women and 6 men, average age 59 years). All patients received 2 implants of each drill speed (Control – 1500 rpm and Test – 50 rpm). Clinical and radiographic evaluation were performed during 1, 3, 6 and 12 months. Six implants (3 of each group) were lost during the experimental period. One lost implant was evaluated by histological analysis and showed apical necrotic bone tissue and vital bone was observed at the platform of the implant. No statistical difference was showed between groups at PI, BoP, implant stability and bone level assessment. Significant difference ($p < 0.05$) was showed between groups at mean gray level of bone gain and mean area of bone gain and bone loss evaluation. Within the limitations of this study, it can be concluded that the drilling speed do not have effect on bone level around implants installed with flapless guided surgery. However, low drill speed induced the increase of mineralized peri-implant bone tissue during the experimental study.

Introdução

A utilização de técnicas radiográficas mais específicas como a tomografia computadorizada, tem facilitado o planejamento dos procedimentos cirúrgicos oferecendo maior previsibilidade e menor invasividade(1, 2).

A cirurgia guiada sem retalho é uma abordagem cirúrgica que tem sido indicada pelos benefícios clínicos e biológicos apresentados na literatura(3-16). A principal vantagem clínica desta técnica é o menor desconforto pós-operatório(7, 17). Também alguns aspectos biológicos tem sido citados em diferentes estudos(4, 5, 8, 14). Algumas pesquisas clínicas tem demonstrado menor perda óssea peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho(15, 18). Entretanto, outros estudos(4, 8, 10, 19, 20) tem citado também complicações relacionadas a maior perda óssea e presença de defeitos ósseos em implantes instalados com esta técnica cirúrgica.

Um estudo(21) demonstrou a interferência do guia cirúrgico na elevação da temperatura do osso durante a perfuração do leito cirúrgico para instalação de implantes com a técnica convencional.

Alguns autores(10, 20) têm discutido sobre o aquecimento ósseo causado durante a perfuração com cirurgia guiada, enquadrando este como um fator negativo que pode levar a alterações teciduais importantes. Com o intuito de evitar o dano tecidual por elevação da

temperatura causada por dificuldade de irrigação, pode ser considerada a utilização de baixa rotação durante a perfuração para diminuir o aquecimento ósseo(20).

Estudos(22, 23) tem demonstrado resultados importantes relacionados à influência da velocidade de perfuração no aquecimento ósseo. Ambos estudos demonstraram que velocidades de perfuração baixas não causam sobreaquecimento ósseo durante a instrumentação.

Entretanto, os estudos clínicos sobre o processo dinâmico de cicatrização do tecido peri-implantar de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho são limitados. A dificuldade de obter biopsias humanas limitam a compreensão do comportamento do tecido ósseo.

Neste contexto, a subtração radiográfica digital é um método que permite avaliar alterações no tecido ósseo de uma forma não-invasiva(24, 25). Os estudos (24, 26, 27) realizados com esta metodologia, tem demonstrado detectar alterações de massa óssea e permitem obter resultados quantitativos e qualitativos da remodelação do tecido ósseo ao redor de implantes.

Estudos clínicos e radiográficos com cirurgia guiada sem retalho são necessários no intuito de esclarecer as alterações teciduais com esta técnica cirúrgica.

Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar clínica e radiograficamente a influência da velocidade de perfuração no tecido

ósseo peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho por meio de subtração radiográfica digital.

Material e Métodos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara / CEP-FOAr, protocolo nº 54/08 (ANEXO 1).

Neste estudo foram avaliados 64 implantes instalados em 16 pacientes edêntulos totais (superior e inferior) divididos em dois grupos aleatoriamente para instalação de implantes com carga imediata sem retalho:

Grupo Controle: velocidade de perfuração a 1500 r.p.m. com refrigeração.

Grupo Teste: velocidade de perfuração a 50 r.p.m. com refrigeração.

O desenho experimental utilizado foi *Split mouth*, instalando na mandíbula de cada paciente 2 implantes de cada grupo (Controle e Teste) aleatoriamente.

Os critérios de inclusão utilizados neste estudo foram: edentulismo total superior e inferior e uso de prótese total há pelo menos um ano e não terem hábitos parafuncionais. Os critérios de exclusão foram: pacientes fumantes e que façam uso de bisfosfonatos ou que apresentem

abuso de drogas ou álcool; pacientes portadores de doenças sistêmicas como diabetes ou osteopenia ou com histórico de irradiação em cabeça e pescoço; quantidade óssea insuficiente na região anterior de mandíbula (altura mínima: 13 – espessura mínima: 5,5 mm) e abertura bucal limitada.

Após a seleção dos pacientes foram realizadas as próteses totais superiores e inferiores. As próteses inferiores foram utilizadas como guia tomográfico (marcações de gutapercha na região vestibular e lingual) .

Um registro de oclusão foi realizado com silicona de condensação (pesada) (Zetaplus; Zhermack Spa, Badia Polesine, Itália) em todos os pacientes para manutenção do guia tomográfico em posição durante a aquisição das imagens por CT.

Os pacientes foram encaminhados para realizar as tomografia num tomógrafo específico (I-CAT Cone Beam, Image Sciences, PA, USA). O primeiro exame foi efetuado do guia tomográfico em oclusão com a prótese total e o segundo exame foi realizado somente do guia tomográfico. Os arquivos foram armazenados em formato DICOM, para realização do planejamento virtual. O programa para efetuar o planejamento virtual cirúrgico e protético foi o Procera[®] Software 2.0 (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA). Os guias cirúrgicos virtuais foram confeccionados e a informação foi enviada por via eletrônica para a empresa responsável (Nobel Biocare[®]) pela confecção e envio. Os guias

cirúrgicos de todos os pacientes foram armazenados e codificados. Posteriormente, os guias cirúrgicos foram enviados para o laboratório dental para confecção dos modelos de trabalho através dos análogos e componentes laboratoriais de cirurgia guiada (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) e confecção de um novo registro de oclusão. No modelo foram instalados os pilares Multi-unit retos (implantes anteriores) e angulados de 17° (posteriores) (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden). Posteriormente, sobre estes, foram parafusados os pilares provisórios metálicos. Estes foram cortados e jateados para adesão química e adaptação da estrutura metálica, para posterior acrilização e finalização da prótese definitiva.

PROCEDIMENTOS CLINICOS

Após a sedação com ansiolítico (Midazolam 15 mg; Laboratórios Roche, Jaguaré-SP, Brazil) e desinfecção oral (Periogard, Colgate/Palmolive, São Bernardo do Campo, SP, Brazil); o procedimento cirúrgico iniciou-se com o bloqueio dos nervos alveolares inferiores e mentonianos de forma bilateral com Septanest 1:100.000 (Cloridrato de Articaina 4%, Laboratórios Septodont, Barueri-SP). Posteriormente, foi fixado o guia cirúrgico com auxílio do registro de oclusão confeccionado no laboratório. O registro de oclusão e a prótese total superior foram removidos para iniciar a sequência de perfuração seguindo as instruções do fabricante com kit cirúrgico específico (Nobelguide™ Nobel Speedy Replace; Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA).

No grupo controle foi realizada a perfuração do leito ósseo mediante as brocas do sistema (Nobelguide™ Nobel Speedy Replace, Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA) a uma velocidade de 1500 r.p.m. com refrigeração, já no grupo teste foi realizada a perfuração do leito ósseo a 50 r.p.m. com refrigeração.

Foram instalados 4 implantes (NobelSpeedy Replace, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) de 4 mm de diâmetro (RP) com comprimentos variáveis (10 - 15 mm) mediante o sistema Nobelguide™ - *All on four* (Nobelguide™; Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, USA). Foram removidos os montadores dos implantes, fixadores e guia cirúrgico. O guia *Bone Mill* (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) foi parafusado em cada implante para posteriormente com broca *Bone Mill* a 50 r.p.m. fosse removido algum remanescente ósseo ao redor da plataforma.

Após a inserção dos implantes foi mensurada a estabilidade mediante frequência de ressonância (Osstell®, Osstell AB, Göteborg, Sweden).

Os pilares protéticos retos (implantes anteriores) e angulados de 17° (Multi-unit, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) foram instalados nos implantes com um torque de 35N e 15N respectivamente.

Foram realizadas as mensurações clínicas iniciais da altura do tecido gengival (ATG) de todos os implantes, tendo como referência fixa o

início da cinta do pilar Multi-unit e também foi mensurada à profundidade de sondagem (PS).

Finalmente, foi instalada a prótese definitiva acrílica e parafusada com 15N, foi colocado veda rosca sobre o parafuso e o acesso foi restaurado com Bioplic (Biodinâmica Química e Farmacêutica LTDA, PR, Brasil). Foram realizadas radiografias após a instalação da prótese para verificar a presença de desadaptação e do assentamento passivo da mesma.

Os pacientes receberam as indicações de medicamentos necessários para cobertura antibiótica (Amoxicilina 500 mg – a cada 8 horas, durante 7 dias), analgésica (Paracetamol 750 mg – a cada 6 horas, em caso de dor) e antiinflamatória (Nimesulida 100 mg – a cada 12 horas, durante 3 dias). Também foi prescrito colutório de Digluconato de clorexidina 0,12%, duas vezes por dia, durante 10 dias.

Os pacientes foram acompanhados durante o período experimental (Baseline (T=0), 1 mês (T=1), 3 meses (T=3), 6 meses (T=6) e 12 meses (T=12)), nos quais foram realizados controles pós-operatórios para avaliação clínica e radiográfica.

AVALIAÇÃO CLÍNICA

Foram realizadas cinco avaliações clínicas (T=0, T=1, T=3, T=6 e T=12), mensurando os seguintes parâmetros: estabilidade dos implantes (T=0, T=3, T=6 e T=12) mediante frequência de ressonância (Osstell[®],

Osstell AB, Göteborg, Sweden), índice de placa (IP) e sangramento a sondagem (SS) (T=1 a T=12), ATG (T=0 a T=12) e PD (T=0, T=3, T=6 e T=12). O índice de sucesso dos implantes e das próteses durante o período experimental foram realizados seguindo os parâmetros utilizados por Aglietta et. al (2009)(28).

AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

Foram realizadas as radiografias periapicais digitais somente dos implantes anteriores (n=16) de cada grupo (Baseline) (antes da instalação da prótese), utilizando o sensor CMOS (Visualix eHD[®], Gendex Dental Systems, IL, USA) colocado paralelamente ao longo eixo do implante e perpendicularmente ao eixo central do raio, mediante um posicionador radiográfico personalizado adaptado a um *transfer* (Multi-unit transfer, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) que foi parafusado ao componente protético (Multi-unit abutment, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) de cada implante, permitindo a padronização da distância foco-objeto durante todo o estudo.

A unidade de raio-X digital (Gendex, Gendex Dental Systems, IL, USA) operou a 70 kVp, 10mA e 0.080 segundos. As imagens obtidas pelo sensor CMOS (Visualix eHD[®], Gendex Dental Systems, IL, USA) foram armazenadas em formato TIFF, posteriormente exportadas para o programa Gendex VixWin (Gendex Dental Systems, IL, USA) e

importadas para o programa de subtração digital (X-Poseit, version 3.1.17, Image Interpreter System, Lystrup, Denmark¹).

Durante o período de 1 ano, foram realizadas cinco avaliações radiográficas (T=0, T=1, T=3, T=6 e T=12) utilizando o mesmo posicionador personalizado. As imagens foram importadas para o software Image J software (ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997–2011) no qual foram registradas as regiões mesial e distal de cada implante em relação ao nível da crista óssea. O nível ósseo radiográfico (NOR) foi definido como a distância da interface implante-abutment ao contato osso-implante mais próximo. O diâmetro do implante (4 mm) foi utilizado para a calibração de cada radiografia.

Durante os mesmos períodos consecutivos de avaliação, a subtração radiográfica digital (X-Poseit, version 3.1.17, Image Interpreter System, Lystrup, Denmark¹) foi realizada utilizando as radiografias periapicais de cada implante. Foram preparadas as imagens de todos os períodos experimentais para a subtração, colocando 10 pontos de referência ao redor do implante(29-31) com o mouse. Estes pontos de referência foram posicionados na extremidade das roscas ao longo eixo dos dois lados do implante (5 a cada lado); e foram colocados no mesmo local do implante nas imagens avaliadas durante o período experimental(32). A precisão da colocação dos pontos de referência foi avaliada mediante a “ferramenta de precisão” do *software*, sendo que os

pontos que apresentaram uma distância maior a 2 pixels foram reposicionados. Desta forma, a região de interesse foi delimitada e submetida à subtração digital comparando as três imagens durante o período experimental e foram armazenadas na base de dados do *software*.

Para restringir as áreas de análise, as regiões de interesse foram determinadas na radiografia inicial e automaticamente transferidas para as imagens dos distintos períodos analisados. A região de avaliação (RA) foi uma janela retangular padronizada contendo as cinco primeiras espiras do implante e envolvendo o osso próximo ao implante. Esta região de interesse foi desenhada na mesial e na distal do implante. A outra região foi a de controle (RC) que compreendeu uma região de osso cortical localizado distante da RA, a RC foi uma janela com dimensão de 1000 pixels² com a função de corrigir interferências não detectadas pelo programa e pelas mudanças ósseas fisiológicas, provocadas pelo remodelamento ósseo.

O histograma de distribuição na RC determinou que um desvio padrão da escala de cinza da RC na imagem subtraída poderia ser interpretado como um sinal ou uma interferência na imagem a ser subtraída. Quando é usado um desvio-padrão dos níveis de cinza isto corresponde à média de 3,68 níveis de cinza. A subtração radiográfica foi realizada automaticamente pelo programa e os dados foram armazenados no banco de dados do programa. Para facilitar a

visualização, a imagem subtraída, apresentada pelo programa, foi mostrada com a adição de 128 tons de cinza. O resultado da subtração, nas regiões de avaliação, mostrou áreas de ganho em claro e áreas de perda em escuro. O programa também permitiu que a imagem subtraída seja apresentada em cores, o azul representando ganho e a vermelha representando perda (Fig. 1).

Todas as mensurações foram realizadas por um examinador treinado e calibrado ($\kappa > 0,8$).

Análise estatística

O programa utilizado na análise estatística foi Graph Pad Prism 5.0 (GraphPad Software, Inc., San Diego/CA, USA).

Os dados foram avaliados em relação à sua normalidade, utilizando teste de D'Agostino. O teste ANOVA foi utilizado para a comparação dos valores de um mesmo grupo durante os períodos de avaliação seguido do teste Kruskal-Wallis e pós teste de Dunns para comparação múltipla. Já o teste T foi utilizado para comparar os dados dos grupos experimentais num mesmo período experimental seguido do teste de Mann Withney.

Para os testes foi considerado um nível de significância de 5%.

Resultados

Dez mulheres e seis homens com idade média de 59 anos (DP= 6.89; intervalo=49–73) foram tratados. 64 implantes foram instalados com comprimentos variáveis entre 10 e 15 mm representados na Tabela 1.

Três implantes de cada grupo foram perdidos durante a avaliação clínica no T=3. O índice de sucesso de ambos os grupos foi de 90%.

Um dos pacientes apresentou a perda dos dois implantes (Fig. 2 e 3) do grupo controle causando uma fístula extraoral na base da mandíbula. A análise histológica revelou que o fragmento de osso se encontrava osseointegrado na parte cervical do implante e foi visualizado tecido ósseo necrótico na região apical (Figs. 4 - 6).

Os resultados obtidos da avaliação clínica do estudo estão representados nas Tabelas 2 e 3.

Os valores do BL dos grupos experimentais estão representados na Tabela 4.

Os seguintes gráficos representam os resultados obtidos da avaliação radiográfica mediante o método de subtração no qual foram avaliados o ganho (Gráfico 1) e perda óssea (Gráfico 2) em tons de cinza e ganho (Gráfico 3) e perda óssea (Gráfico 4) em área (pixels²) durante os períodos experimentais.

Discussão

A cirurgia guiada sem retalho tem sido alvo de inúmeros estudos (3-6, 8-11, 13, 15-20, 33) . A principal indicação desta técnica tem sido devido ao menor desconforto pós-operatório demonstrado pelos pacientes(4, 7, 12).

O índice de sucesso desta técnica tem sido citado na literatura, variando entre 85-100%(4, 19). No presente estudo prospectivo, o índice de insucesso foi de 10% para os dois grupos experimentais, não apresentando influência da velocidade de perfuração. A perda de implantes foi concentrada com maior frequência em comprimentos menores o iguais a 11.5 mm em ambos grupos.

Alguns aspectos clínicos desta técnica tem sido discutidos na literatura(5, 6, 9-11, 13, 16, 18, 19, 33). Entretanto, poucos são os estudos que apresentam ensaios clínicos prospectivos controlados randomizados com avaliação clínica e radiográfica dos tecidos ao redor de implantes instalados com esta técnica.

No presente estudo, um dos implantes perdidos do grupo controle que foi submetido a análise histológica demonstrou tecido ósseo necrótico na região apical do implante e osseointegração na região próxima à plataforma. Este achado pode sugerir que a irrigação não foi suficiente na região apical durante a instrumentação e pode ter gerado sobreaquecimento. A hipótese do aumento de temperatura apical durante

perfuração realizada com 1500 r.p.m. pode ser verificada com a presença de osso vital (osteócitos com núcleo) na região cervical do implante. Estudos tem considerado o aquecimento ósseo como um fator de risco por causa da dificuldade de irrigação(10, 13, 19, 20).

Na avaliação clínica deste estudo, os valores da estabilidade dos implantes não apresentaram diferença significativa entre os grupos e entre os períodos de avaliação. Implantes com valores consideráveis de estabilidade inicial (acima de 70 ISQ) não apresentam aumento nas mensurações de frequência de ressonância em função do tempo(34). A região anterior de mandíbula é caracterizada por ter alta densidade óssea, isto implica que a estabilidade primária obtida pelos implantes instalados seja favorável. O estímulo no tecido ósseo peri-implantar causado pela função imediata, diminui discrepâncias durante a curva de estabilidade.

De Bruyn et al. (2011)(35) demonstraram a que a higiene oral tem uma influência direta na perda óssea peri-implantar. Dentro deste contexto, no presente estudo, o índice de placa (<30%) e o índice de sangramento gengival (<33%) foi relativamente baixo nos dois grupos sendo compatível com os resultados obtidos pela avaliação mediante subtração radiográfica relacionada a perda óssea.

Os resultados obtidos da profundidade de sondagem se encontram em concordância com estudo realizado por Komiyama et. al (2009)(9) nos

implantes instalados na mandíbula com a mesma técnica cirúrgica. No presente estudo foram observadas mensurações menores de 3 mm em ambos os grupos, isto demonstra estabilidade tecidual durante o período de avaliação. Bolsas rasas observadas nos grupos não demonstram alterações peri-implantares o qual foi confirmado pelo baixo índice de placa e sangramento gengival.

A avaliação do NOR no presente estudo demonstrou valores semelhantes entre os grupos. A perfuração em baixa velocidade não teve influência na manutenção do tecido ósseo ao redor dos implantes. As diferenças observadas após os 3 meses em função demonstram o efeito do tempo na remodelação óssea em ambos dos grupos. De acordo com Landázuri – Del Barrio et. al. (2011)(19) a remodelação óssea fisiológica com implantes instalados com cirurgia guiada não apresenta valores <1.0 mm. Entretanto, o estudo de Malo et al. (2007)(11) demonstram valores de perda óssea radiográfica >2.0 mm porém sem apresentar dados clínicos de IP, SS e PS.

Os achados radiográficos permitem entender melhor a dinâmica da remodelação óssea ao redor de implantes instalados com cirurgia guiada.

A subtração radiográfica digital é um método utilizado na literatura (24-27) para avaliar a remodelação óssea de uma forma não invasiva. Estudos (27, 29-31, 36, 37) tem aplicado esta técnica para quantificar com sensibilidade alterações no tecido ósseo ao redor de implantes.

O sobreaquecimento tecidual em cirurgia guiada sem retalho tem sido apontado com uma complicação (20), podendo causar perda óssea marginal (10, 19). Estudo demonstrou que o guia cirúrgico convencional diminui a refrigeração durante a perfuração e causa um aumento na temperatura do osso(21). Na cirurgia guiada sem retalho, o espaço reduzido que existe entre as anilhas do guia cirúrgico, os guias de perfuração e as brocas, dificultam a irrigação ao extremo. Neste contexto, tem sugerido que a elevação da temperatura pode ser prevenida com a diminuição da velocidade de perfuração(20) e evitar atingir o limiar de osteonecrose térmica demonstrado por Eriksson et. al (1984)(38).

No presente estudo, foi utilizada a subtração radiográfica digital para avaliar a influência da velocidade de perfuração no tecido ósseo peri-implantar.

Os implantes avaliados com esta metodologia foram somente os dois implantes anteriores pois não foi possível obter radiografias padronizadas da região do corpo do implante devido ao assoalho bucal. Nas radiografias realizadas durante o período experimental somente foi possível observar a perda óssea marginal. Os implantes avaliados mediante subtração radiográfica foram 14 implantes de cada grupo.

A remodelação do tecido ósseo pode ser avaliada mediante o ganho e perda óssea na região de interesse. Estes parâmetros foram avaliados em relação a media de tons de cinza que é referente a

quantificação da mineralização do tecido ósseo e também na quantificação da extensão mediante a mensuração da área (pixels²) observada.

A hipótese desta pesquisa foi que a velocidade de perfuração em baixa rotação (50 r.p.m) causa menor reabsorção óssea ao redor de implantes ao nível da crista óssea.

Na avaliação do ganho ósseo, o grupo teste apresentou uma maior mineralização do tecido ósseo na região avaliada sendo significativa nos períodos do primeiro mês em função e após um ano da instalação da prótese. Entretanto, o grupo controle apresentou maior área de ganho ósseo durante o primeiro período de avaliação.

A técnica de perfuração em baixa rotação favoreceu a mineralização do osso peri-implantar sugerindo que este tipo de instrumentação pode estimular uma remodelação óssea mais densa. Uma das hipóteses é que a velocidade de perfuração em baixa rotação causa menor dissipação calor(39) durante a instrumentação do leito receptor do implante. Estudo(22) (*in vitro*), mostrou menores mensurações de temperatura durante a perfuração em baixa rotação durante a perfuração de osso bovino.

Por outro lado, a velocidade de perfuração em baixa rotação sugere que pode causar menor trauma cirúrgico e porém menor destruição celular. Um estudo(23) realizado em mandíbulas de porco no

qual foram realizadas perfurações com um sistema de implantes convencional em baixa rotação (50 rpm), não demonstrou aumento da temperatura do osso durante a instrumentação. Também, foi realizada a instrumentação a 50 r.p.m. em paciente e foram coletadas amostras de osso das brocas. Foi demonstrado osseointegração normal dos implantes utilizando a instrumentação em baixa rotação e foi confirmada pela presença de osteócitos nas amostras de osso verificando viabilidade celular(23).

A ausência de diferença na perda óssea sugere que a diminuição na velocidade de perfuração tem um efeito similar à instrumentação convencional. A remodelação óssea peri-implantar decorrente da perfuração com velocidade convencional é compatível com o demonstrado neste estudo. A velocidade de perfuração convencional produziu maior área de reabsorção óssea. Neste contexto, uma maior área de remodelação peri-implantar foi observada no grupo controle. Por outro lado, é importante ressaltar que a área de ganho e perda óssea não foi >20% da área total de avaliação. Também foi observado que as duas velocidades de perfuração apresentaram o efeito do tempo na remodelação óssea devido ao estabelecimento do espaço biológico peri-implantar e à função mastigatória(40).

A busca de minimizar os fatores de risco tem levado a discussão dos aspectos críticos da cirurgia guiada. Desta forma procura-se evitar alterações teciduais e aumentar o sucesso clínico com esta técnica.

Esclarecer as deficiências da técnica com novos estudos são de vital importância para obter-se maior previsibilidade cirúrgica e protética.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que a velocidade de perfuração não influencia no nível ósseo peri-implantar em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho. Entretanto, a velocidade de perfuração de 50 r.p.m. apresentou maior mineralização no tecido osso peri-implantar durante o período experimental.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao Prof. Dr. Tomas Albrektsson por disponibilizar o microscópio do Department of Biomaterial Research of Sahlgrenska Academy at Göteborg University, Suécia. Também gostaríamos de agradecer à Dra. Gabriela Giro pelo processamento histológico e finalmente à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) e à FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2008/10549-1) pelo apoio financeiro durante a pesquisa.

Referências

1. Hassfeld S, Muhling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Feb;30(1):2-13.
2. Ng FC, Ho KH, Wexler A. Computer-assisted navigational surgery enhances safety in dental implantology. *Ann Acad Med Singapore.* 2005 Jun;34(5):383-8.
3. Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L. Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S21-7.
4. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:118-25.
5. D'Haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A Prospective Study on the Accuracy of Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides in Fully Edentulous Maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Nov 10.
6. De Bruyn H, Atashkadeh M, Cosyn J, van de Velde T. Clinical Outcome and Bone Preservation of Single TiUnite Implants Installed with Flapless or Flap Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Sep 9.
7. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):298-304.

8. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:92-109.
9. Komiyama A, Hultin M, Nasstrom K, Benchimol D, Klinge B. Soft Tissue Conditions and Marginal Bone Changes around Immediately Loaded Implants Inserted in Edentate Jaws Following Computer Guided Treatment Planning and Flapless Surgery: A \geq 1-Year Clinical Follow-Up Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Sep 29.
10. Komiyama A, Klinge B, Hultin M. Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Jul;19(7):677-85.
11. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6 Suppl):S26-34.
12. Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Troger M, Vairaktaris E, Neukam FW, Fenner M. Patient-centred outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Apr;18(2):197-203.
13. Puig CP. A retrospective study of edentulous patients rehabilitated according to the 'all-on-four' or the 'all-on-six' immediate function concept

using flapless computer-guided implant surgery. *Eur J Oral Implantol.* 2010 Summer;3(2):155-63.

14. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:73-86.

15. Van de Velde T SL, De Bruyn H. The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010:1-11.

16. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S111-20.

17. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery versus conventional implants in partially edentulous patients: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Sep-Oct;23(5):867-75.

18. Malo P, Nobre M. Flap vs. flapless surgical techniques at immediate implant function in predominantly soft bone for rehabilitation of

partial edentulism: a prospective cohort study with follow-up of 1 year. *Eur J Oral Implantol*. 2008 Winter;1(4):293-304.

19. Landazuri-Del Barrio RA, Cosyn J, De Paula WN, De Bruyn H, Marcantonio E, Jr. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Nov 10.

20. Block MS, Chandler C. Computed tomography-guided surgery: complications associated with scanning, processing, surgery, and prosthetics. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Nov;67(11 Suppl):13-22.

21. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Dec;67(12):2663-8.

22. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008 Jan;128(1):71-7.

23. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Jan-Feb;22(1):138-45.

24. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Aug;23(4):313-23.

25. Christgau M, Wenzel A, Hiller KA, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996 Jan;25(1):25-33.
26. Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 Apr;85(4):462-72.
27. Sakakura CE, Marcantonio E, Jr., Wenzel A, Scaf G. Influence of cyclosporin A on quality of bone around integrated dental implants: a radiographic study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Feb;18(1):34-9.
28. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009 May;20(5):441-51.
29. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, et al. Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri-implantitis with autogenous bone graft and ePTFE membrane in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Aug;14(4):412-22.
30. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, et al. Anorganic porous bovine-derived bone mineral

(Bio-Oss) and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Oct;14(5):535-47.

31. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, Wenzel A. Autogenous bone graft and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis. I. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Aug;14(4):391-403.

32. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989 Nov;18(4):145-50.

33. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jan-Feb;22(1):87-95.

34. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000.* 2008;47:51-66.

35. De Bruyn H, Bouvry P, Collaert B, De Clercq C, Persson GR, Cosyn J. Long-Term Clinical, Microbiological, and Radiographic Outcomes of Branemark Implants Installed in Augmented Maxillary Bone for Fixed Full-Arch Rehabilitation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011 Jul 11.

36. Engelke W, de Valk S, Ruttimann U. The diagnostic value of subtraction radiography in the assessment of granular hydroxylapatite implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990 May;69(5):636-41.

37. Jeffcoat MK, Reddy MS, van den Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Mar;3(1):22-7.
38. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1984;18(3):261-8.
39. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Jun;8(3):189-97.
40. De Smet E, Duyck J, Vander Sloten J, Jacobs R, Naert I. Timing of loading--immediate, early, or delayed--in the outcome of implants in the edentulous mandible: a prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jul-Aug;22(4):580-94.

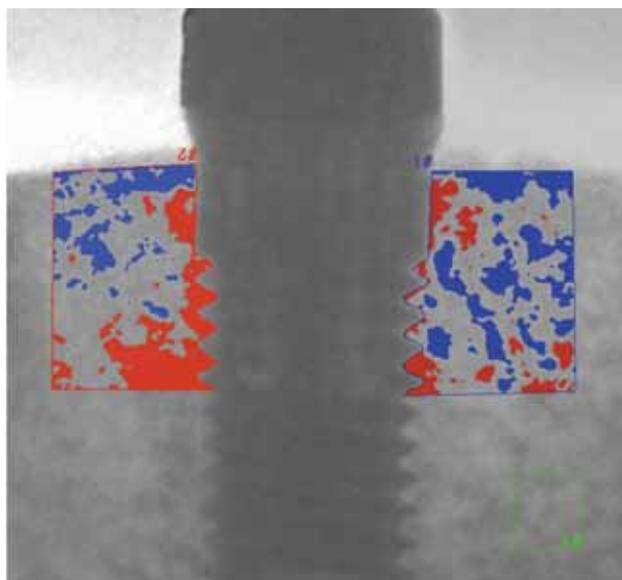


FIGURA 1 – Imagem de subtração radiográfica (T=0 – T=1) representando em azul e vermelho o ganho e perda óssea ao redor do implante.

Tabela 1. Distribuição dos implantes instalados nos grupos e de acordo com o comprimento. Implantes perdidos foram colocados entre parêntesis.

Comprimento do implante (mm)	Grupo Teste	Grupo Controle
10.0	6 (1)	4 (2)
11.5	6 (1)	9 (1)
13.0	7	5
15.0	13 (1)	14
TOTAL	32 (3)	32 (3)



FIGURA 2 – Implantes do grupo controle removidos no período T=3.

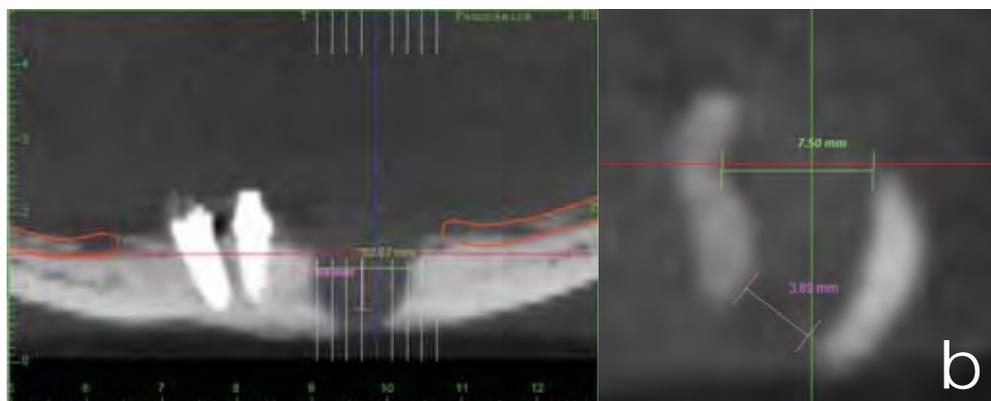


FIGURA 3 – (a) Visão clínica e (b) tomográfica do defeito criado pela perda dos implantes do grupo controle.

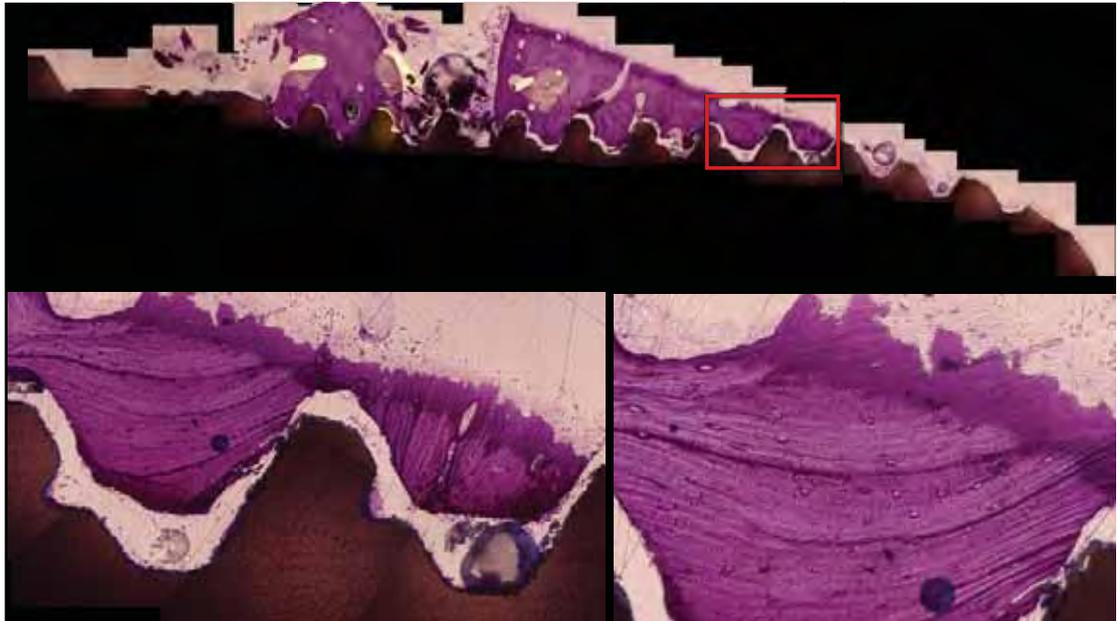


FIGURA 4 – Região próxima a parte apical do implante apresentando osso não vital. Osteócitos sem núcleo próximos a oitava rosca.

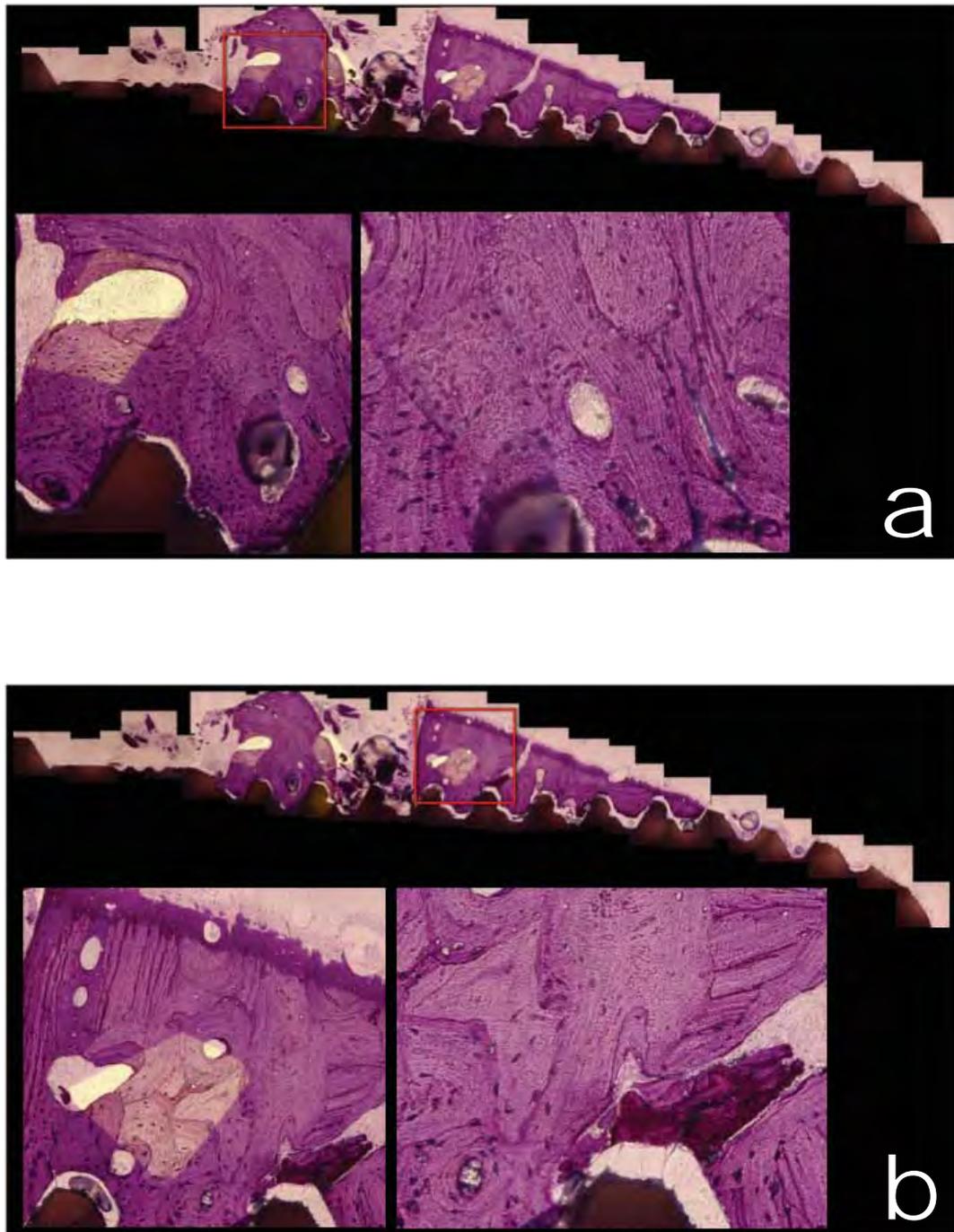


FIGURA 5 a e b– Região próxima a plataforma -primeira e segunda rosca- (a) e região media -quarta e quinta rosca- (b) apresentando intimo contato osso implante. Osso vital e organizado pode ser observado.



FIGURA 6 – Instalação de implantes com cirurgia convencional após 8 meses da remoção dos implantes.

Tabela 2. Média e desvio padrão (mediana; intervalo) dos valores da estabilidade dos implantes (ISQ) dos grupos experimentais nos períodos de avaliação.

	T=0	T=3	T=6	T=12
Teste	79,8 ± 6,7(82,5; 89-67)	82,3 ± 4,4(83,5; 71-88)	82,5 ± 4,5(84,5; 73-89)	80,5 ± 4(80; 72-87)
Controle	80,4 ± 5,8(83; 70-88)	81,3 ± 5(81,5; 66-88)	81 ± 6,5(84; 61-87)	79,6 ± 7(80; 62-91)

Tabela 3. Média e desvio padrão (mediana; intervalo) dos valores de IP, SS, PS e ATG dos grupos experimentais.

Parâmetros clínicos	Períodos	Teste	Controle
IP (%)	T=1	28.1 ± 28.9 (25; 0-100)	21.1 ± 26.3 (0; 0-100)
	T=3	30 ± 39.1 (12,5; 0-100)	26.8 ± 37.2 (12,5; 0-100)
	T=6	27.5 ± 24 (25; 0-100)	23.2 ± 21.4 (25; 0-75)
	T=12	17 ± 15.3 (25; 0-50)	12.5 ± 12.8 (12,5; 0-25)
SS (%)	T=1	14.8 ± 25.1 (8; 0-100) [†]	27.4 ± 31.9 (16; 0-100) [‡]
	T=3	33.8 ± 40.5 (16; 0-100)	28.4 ± 36.3 (16; 0-100)
	T=6	26.4 ± 19.9 (25; 0-50)	28.9 ± 25.2 (25; 0-100)
	T=12	13.4 ± 13.5 (16; 0-33)	10 ± 11.4 (8; 0-33) [†]
PS (mm)	T=0	2.9 ± 1 (2,7; 1-5)	3.1 ± 1 (3; 1-5.5)
	T=3	2.5 ± 0.6 (2,5; 1,3-4)	2.4 ± 0.7 (2,4; 1,2-4,3)*
	T=6	2.3 ± 0.8 (2,3; 1-4)*	2.4 ± 0.7 (2,4; 1,2-4,3)*
	T=12	2.3 ± 0.6 (2,3; 1-3.2)*	2.4 ± 0.7 (2,3; 1,2-4,3)* [‡]
ATG (mm)	T=0	-0.9 ± 0.9 (-0,8; -3-0,5) [‡]	-1 ± 0.9 (-1; -3,3-1)
	T=1	-0.7 ± 0.9 (-0,3; -3-0,5)	-0.3 ± 0.9 (0; -3-1,8)*
	T=3	-0.4 ± 0.8 (0; -2,5-1)	-0.3 ± 0.8 (0; -2,5-1)*
	T=6	-0.3 ± 0.8 (0; -2,3-1)	-0.3 ± 0.7 (-0,25; -2-1)*
	T=12	-0.3 ± 0.6 (-0,25; -2,3-0,5)	-0.3 ± 0.5 (-0,1; -1-0,8)*

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) comparado com T=0

[†] Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) comparado com T=6

[‡] Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre os grupos

Tabela 4. Valores (média \pm desvio padrão (mediana; intervalo)) representando o NOR (mm) dos implantes (n=28) grupos experimentais durante o período de avaliação.

	T=0	T=1	T=3	T=6	T=12
Teste	0,1 \pm 0,03(0,01; 0,07-0,2)	0,3 \pm 0,2 (0,3; 0,01-0,5)	0,5 \pm 0,2(0,6; 0,2-0,8)*	0,7 \pm 0,2(0,7; 0,3-1,1)* [†]	0,7 \pm 0,2(0,7; 0,4-1,1)* [†]
Controle	0,1 \pm 0,02(0,01; 0,1-0,1)	0,3 \pm 0,1(0,2; 0,1-0,5)	0,5 \pm 0,2(0,5; 0,2-0,9)*	0,6 \pm 0,2(0,6; 0,3-1)* [†]	0,8 \pm 0,3(0,8; 0,4-1,3)* [†]

* Diferença estatisticamente significante ($p < 0.05$) em relação a T=0

[†] Diferença estatisticamente significante ($p < 0.05$) em relação a T=1

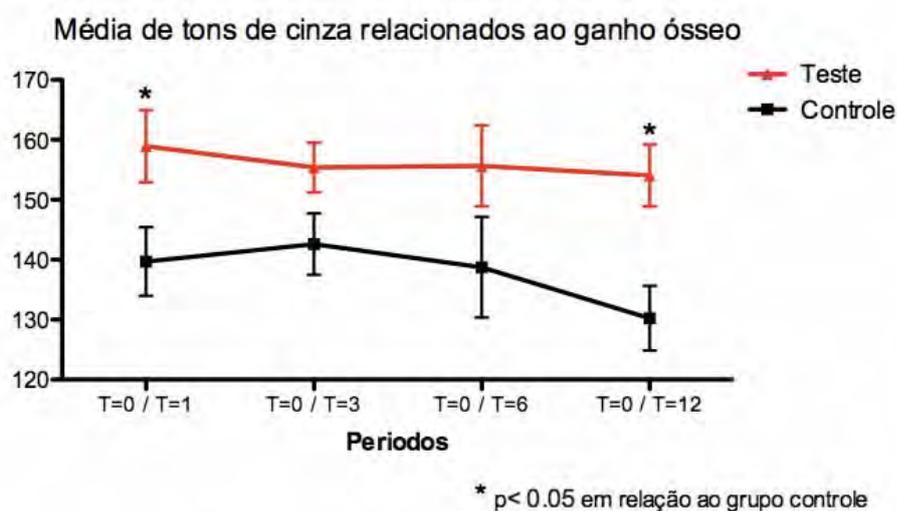


Gráfico 1 – Valores médios de tons de cinza relacionados ao ganho ósseo dos grupos teste e controle nos períodos experimentais.

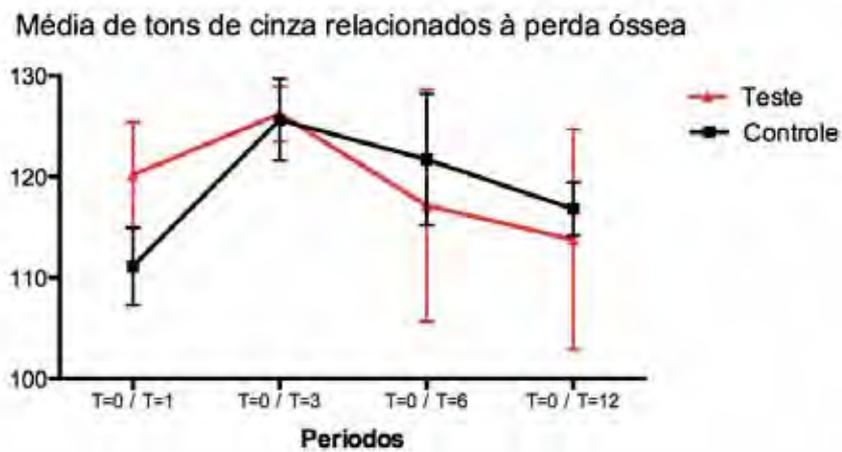
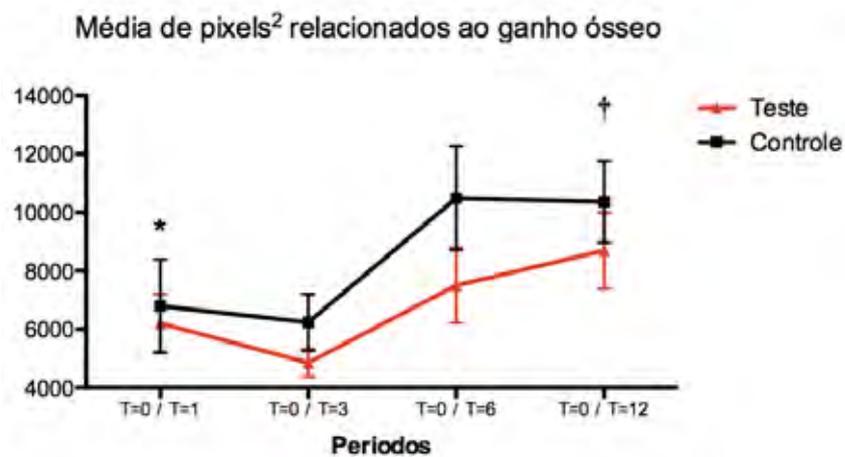


Gráfico 2 - Valores médios de tons de cinza relacionados à perda óssea dos grupos teste e controle nos períodos experimentais.



* $p < 0.05$ em relação ao grupo controle

† $p < 0.05$ em relação ao grupo Teste no período T=0/T=1

Gráfico 3 - Valores médios de área (pixels²) relacionados ao ganho ósseo dos grupos teste e controle nos períodos experimentais.

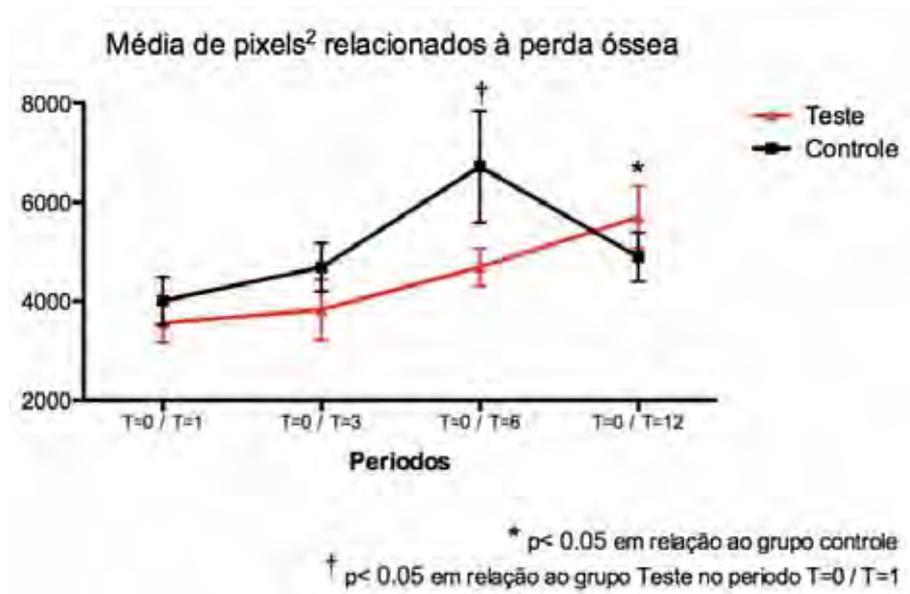


Gráfico 4 - Valores médios de área (pixels²) relacionados à perda óssea dos grupos teste e controle nos períodos experimentais.

9 DISCUSSÃO

A evolução da implantodontia nos últimos anos tem levado a utilizar com maior frequência recursos como CT e softwares de planejamento no intuito de obter maior precisão e previsibilidade nos procedimentos reabilitadores. Isto tem impulsionado o desenvolvimento de técnicas menos invasivas como cirurgia sem retalho^{6, 21}.

Estudos em animais^{9, 23, 25, 57} com modelos experimentais *split mouth* demonstram que a cirurgia sem retalho produz menor reabsorção ao nível da crista óssea devido à preservação da vascularização mantida pelo periostio sobre o tecido ósseo quando comparado a procedimentos realizados com elevação de retalho. A manutenção do tecido mole e do periosteo em contato com o osso, beneficia também a osseointegração de implantes instalados com esta técnica demonstrada com avaliação por micro-CT²³. Procedimentos sem retalho demonstraram maior porcentagem de osseointegração, maior quantidade de contato osso-implante e favoreceu a manutenção da altura óssea peri-implantar nos implantes instalados com esta técnica²³. Com tudo, outro estudo demonstrou resultados histomorfométricos similares no processo de osseointegração e sem apresentar diferenças significantes entre os níveis de osso marginal⁷.

Outra vantagem observada na cirurgia sem retalho é o aumento da vascularização na região peri-implantar, mostrando maior número e maior

largura dos vasos sanguíneos²⁵. Outro estudo⁵⁷ apresentou inflamação reduzida do tecido mole.

Por meio de avaliação histológica tem sido demonstrada a influência que produz a cirurgia sem retalho sobre o tecido mole ao redor de implantes. Estes confirmaram menor remodelação do tecido gengival peri-implantar no leito cirúrgico²³ e maiores alturas de mucosa^{25, 57}. Também foram observados menores valores de epitélio juncional e posicionamento mais coronal deste, quando comparados com a técnica convencional. Estes achados influenciam diretamente na profundidade de sondagem⁵⁷ de implantes instalados com esta técnica.

Com o objetivo de entender o comportamento dinâmico da cicatrização óssea na cirurgia guiada sem retalho, foi proposto no presente estudo observar o benefício da redução da velocidade de perfuração citada em alguns estudos^{2, 4, 10, 40}.

Na primeira parte do presente estudo realizado em animais, foi observado o efeito da velocidade de perfuração na reparação de perfurações ósseas.

Em ambos dos grupos, logo após a instrumentação foi verificada a estabilidade do coágulo. No segundo período de avaliação (7 dias) foram observadas áreas de neoformação óssea e alta quantidade de osteoblastos; sem sinais de processo inflamatório agudo e foi visualizado também tecido conjuntivo altamente vascularizado nos dois grupos

experimentais. Finalmente, no período de 14 dias, a cicatrização foi observada em um estágio avançado sem sinais de inflamação, com alta porcentagem de osso neoformado e com uma pequena porção de tecido conjuntivo denso organizado na parte superior central do defeito.

Estes achados demonstram que a velocidade de perfuração em baixa rotação pode ser utilizada sem alterar o processo de cicatrização de defeitos ósseos criados em tíbias de coelhos.

As bordas das perfurações ósseas nos dois grupos foram bem delimitadas. Não foram observadas irregularidades e nem aumento da área de necrose na região do tecido ósseo cortical em ambos dos defeitos.

A progressão da reparação tecidual teve um comportamento similar com as duas velocidades de perfuração. De acordo com estes resultados, estudos demonstraram não ter diferença significativa na reparação tecido ósseo utilizando diferentes velocidades de perfuração^{22, 49}. A diferença da densidade na região medular da tíbia de coelhos, oferece menor resistência e aumenta a dissipação do calor gerado devido a presença de medula óssea²⁹.

Na segunda parte do estudo na qual foi observada a influência da velocidade de perfuração na osseointegração de implantes, não foi observada nenhuma diferença estatística entre os grupos experimentais em relação a BIC e BA durante o período experimental. Estes achados

podem ser entendidos baseados na primeira parte do estudo no qual o comportamento de reparação do tecido ósseo é similar.

Por outro lado, o aumento de temperatura durante a instrumentação causa maior área de necrose formando tecido de granulação na interface osso-implante⁴⁹. No presente estudo, não foi observada a perda de nenhum implante e foi confirmado o contato direto com tecido ósseo com a superfície de titânio pelos achados histológicos. Estes resultados encontram-se de acordo com o estudo realizado com instalação de implantes com retalho aberto por Giro et al.¹⁹ (2011).

Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que a velocidade de perfuração não favoreceu a vascularização local e não teve efeito na área de necrose causada pela instrumentação. Desta forma a estabilidade primária e secundária que são fatores determinantes no sucesso dos implantes não foram influenciadas pela velocidade de perfuração. Neste contexto, o processo de osseointegração ocorreu com características similares em termos de BIC e BA.

O sucesso do tratamento com implantes dentários depende da combinação entre as características clínicas do paciente, planejamento do tratamento, fatores cirúrgicos e protéticos e aspectos técnicos da reabilitação.

A evidência científica tem guiado a mudanças na macroestrutura dos implantes, na configuração das superfícies, técnicas cirúrgicas,

modalidades protéticas e tem aperfeiçoado as ferramentas de diagnóstico e planejamento pré-cirúrgico.

A cirurgia guiada sem retalho é uma avanço na implantodontia que permite otimizar os tratamentos com previsibilidade e conforto para os pacientes parcial e totalmente edêntulos.

No primeiro estudo clínico prospectivo foi realizado a avaliação clínica e radiográfica da cirurgia guiada sem retalho com o protocolo *all-on four*.

O índice de sucesso de estudos realizados com cirurgia guiada varia entre 89 - 100% durante um período de avaliação entre 1 e 5 anos⁸,
12, 24, 26, 30, 39, 41, 42, 51, 52 utilizando diferentes sistemas.

No presente estudo, o índice de insucesso foi de 10% apresentando maior perda de implantes com comprimentos ≤ 11.5 mm.

A perda de implantes com esta técnica tem sido discutida na literatura apresentando índices de sucesso similares à técnica com retalho^{8, 51}. A maioria de estudos que apresentam estes resultados, não foram realizados em mandíbulas edêntulas. Um destes estudos foi realizado em região posterior de maxila⁵¹ e o outro foi realizado nas duas arcadas e em região anterior e posterior de pacientes edêntulos parciais e totais⁸.

O osso tipo I que é achado com alta frequência na região anterior de mandíbula pode ter uma influência importante no índice de sucesso do presente estudo. A dificuldade de irrigação por causa do íntimo contato dos componentes da cirurgia guiada, evita que a refrigeração do osso seja realizada.

A estabilidade dos implantes instalados neste estudo foi mensurada por frequência de ressonância e não foi observado o efeito do tempo durante o período experimental. Os dados obtidos são compatíveis com outros publicados com esta metodologia⁴⁶. Este achado é lógico pois os implantes apresentaram estabilidade primária para poder aplicar o protocolo de carga imediata.

Os estudos apresentados na literatura com dados de IP, SS, PS e ATG que possam confirmar os resultados da avaliação de nível ósseo radiográfico são limitados.

O estudo realizado por Malo et al.³⁰ (2007) com a mesma técnica não apresenta dados clínicos para complementar os valores de excessiva perda óssea peri-implantar.

No presente estudo, os valores obtidos de IP e SS foram baixos e sem apresentar significância. Estes achados justificam a ausência de inflamação local mantendo valores médios de NOR entre 0,83 a 1,07 mm após um ano em função.

Os valores de PS são compatíveis com bolsas rasas e que se encontram dentro dos parâmetros de saúde peri-implantar.

A avaliação da densidade radiográfica estudo demonstrou o efeito da remodelação causada pela função imediata sobre o tecido peri-implantar e também pelo aumento da estabilidade secundária durante o período experimental.

A respeito das complicações, é claramente visível a existência de discrepância entre a posição do planejamento virtual e a posição final dos implantes pois em 13 dos 16 pacientes foi observado a desadaptação abutment – prótese, sendo necessários procedimentos adicionais para instalar a prótese de forma passiva.

Em uma revisão sistemática⁴², foram avaliados 293 artigos, dos quais, apenas 8 estudos encontravam-se dentro dos critérios de inclusão para avaliação da precisão da cirurgia guiada sem retalho. Os resultados foram baseados na avaliação de 321 sítios, demonstrando um desvio linear na região da plataforma do implante de 1,07mm (95% CI: 0,76-1,22 mm) e na região apical de 1,63 mm (95% CI: 1,26-2 mm), e um desvio angular de 5,261° (95% CI: 3,94-6,581).

Outra revisão sistemática²⁴ analisou 85 artigos completos, dos quais foram incluídos 19 estudos para avaliação de precisão da cirurgia guiada. Os resultados revelaram um erro médio de 0,74 mm (máx. 4,5

mm) na região coronal e de 0,85 mm na região apical (máx. 7,1 mm). Os valores de desvio angular médio foram de 4° (máx. 20,43°).

Em um estudo prospectivo¹², foi avaliada a alteração no posicionamento do planejamento virtual para o posicionamento real de 77 implantes instalados com cirurgia guiada. Os valores do desvio na região coronal variaram entre 0,29 mm e 2,45 mm (DP: 0,44 mm), com um valor médio de 0,91 mm. O valor médio de desvio angular foi de 2,60° (0,16-8,86°; DP: 1,61°). Os valores do desvio na região apical variaram entre 0,32 mm e 3,01 mm, com um valor médio de 1,13 mm (DP: 0,52 mm).

Outro estudo⁵³, realizado com protótipos, avaliou a variação do posicionamento virtual para o posicionamento real em 22 implantes instalados com cirurgia guiada. A alteração linear e angular no posicionamento dos implantes foi de 0,41 mm e menor que 1,45° respectivamente.

Concordando com estes achados da literatura podemos sugerir que a confecção da prótese previamente à cirurgia não permite ter previsibilidade em termos de adaptação e passividade estrutural.

O segundo estudo clínico prospectivo com desenho experimental *split mouth*, teve como objetivo observar a influência da velocidade de perfuração no tecido ósseo peri-implantar.

O índice de sucesso dos dois grupos experimentais foi de 90%. Um implante perdido do grupo controle demonstrou (por análise histológica)

osso necrótico na região apical e osso vital na região media e próxima a plataforma. Este achado conduz a pensar na possibilidade de aquecimento ósseo já citada na literatura¹⁰.

Alguns autores^{10, 26} tem discutido sobre o aquecimento ósseo causado durante a perfuração com cirurgia guiada, enquadrando este como um fator negativo que pode levar a alterações teciduais importantes.

Misir et al.³³ (2009), em um estudo in vitro, avaliaram o efeito da interferência do guia cirúrgico na elevação de temperatura do osso (bovino cortical) durante a preparação com 2 sistemas de irrigação. Neste trabalho foram utilizadas amostras de tecido ósseo bovino por apresentar isotropismo térmico com o osso cortical humano. As perfurações realizadas nas amostras em 3 diferentes profundidades (3, 6 e 9 mm) foram realizadas com 2 sistemas de perfuração diferentes (A: Straumann – irrigação externa e B: Zimmer – irrigação interna/externa). Com cada sistema foram realizadas 20 perfurações com guia cirúrgico e 20 perfurações sem guia cirúrgico a uma velocidade de 1500 r.p.m. A temperatura registrada com o sistema A na profundidade de 3 mm apresentou valor menor e estatisticamente significativa comparada com a temperatura da perfuração com o sistema B. Nas perfurações de 6 e 9 mm, os valores de temperatura não foram significantes quando comparados os 2 sistemas. Os valores das temperaturas das perfurações (3, 6, 9 mm) com guia cirúrgico foram maiores e estatisticamente significantes que os

valores de temperatura sem guia cirúrgico nos 2 sistemas. O guia cirúrgico evita que a irrigação refrigere o sistema de perfuração, independentemente do tipo de refrigeração (interna e/ou externa).

Neste contexto, o fato da anilha do guia cirúrgico, o guia de perfuração e a broca ficam intimamente em contato, comprometeria a irrigação durante a perfuração.

Block, Chandler ¹⁰ (2009) apresentam uma revisão de literatura sobre complicações em cirurgia guiada. O aquecimento ósseo é colocado com um fator de risco durante a instrumentação. Com o intuito de evitar o dano tecidual por elevação da temperatura causada por dificuldade de irrigação, é considerada a utilização de baixa rotação durante a perfuração para diminuir o aquecimento ósseo.

Alguns estudos^{2, 4} tem demonstrado resultados importantes nesta linha de pesquisa.

Em um estudo⁴⁰ in vitro em osso cortical bovino, Reingewirtz et al. ⁴⁰ (1997), demonstraram que a diminuição da velocidade de perfuração gera menor dissipação calor. Baseados em este modelo de estudo, e principalmente nos resultados, diferentes pesquisas foram desenvolvidas.

Anitua et al. ²(2007), realizaram a mensuração da temperatura durante a perfuração do osso cortical. Neste trabalho foram utilizadas mandíbulas de porco, nas quais foram realizadas perfurações com um sistema de implantes convencional em baixa rotação (50 rpm) e sem

irrigação. As perfurações realizadas com as brocas convencionais não evidenciaram sobreaquecimento ósseo, demonstrado pelo controle da temperatura do tecido por um termómetro digital durante a perfuração. Neste mesmo estudo, o autor aplica a sequência de perfuração proposta em humanos, e conclui que tal técnica permitiu a coleta de osso viável do local das perfurações, após avaliação histológica da viabilidade tecidual, confirmada pela presença de osteócitos. Ainda no mesmo estudo, é apresentado um caso clínico aonde perfuração em baixa rotação foi aplicada demonstrando a osseointegração dos implantes instalados com esta técnica, pelo método da mensuração da estabilidade com o aparelho Osstell[®] no início da fase protética. Clinicamente foi observado que a interface osso implante preparada mediante a técnica de baixa rotação permite o processo de osseointegração normal em humanos. Esta técnica também foi utilizada no mesmo trabalho com o objetivo de obter osso autógeno do mesmo leito da preparação para à colocação do implante.

Em outro estudo relevante, Augustin et al. ⁴(2008), demonstraram em um modelo in vitro, baseado na perfuração de blocos de osso bovino em baixa rotação com irrigação, e avaliados com o uso de câmara de infra-vermelho com capacidade de registro de temperatura, que a perfuração em baixa rotação causa menor aquecimento ósseo durante preparação do leito receptor.

Desta forma, pode ser que a velocidade de perfuração em alta rotação causou sobreaquecimento ósseo na região do osso cortical da

mandíbula, levando a perda dos implantes. Os implantes perdidos foram de 10 mm o que implica maior risco de insucesso devido a qualidade óssea (osso basal) do leito receptor de implantes²⁸.

A estabilidade dos implantes diferença significativa entre os grupos. Este resultado segue o princípio que todos os implantes tiveram uma alta estabilidade primária e isso evita ter alterações dos valores de ISQ durante o período experimental⁴⁶.

Os resultados clínicos (IP, SS, PS, ATG e NOR) não apresentaram diferenças entre os grupos. Estes resultados foram avaliados durante o primeiro estudo já publicado²⁸, no qual não foram observadas diferenças estatísticas nos valores do nível ósseo em relação a velocidade de perfuração, foi estipulado realizar um estudo prospectivo focando o somente o índice de sucesso e a avaliação do nível ósseo radiográfico.

Uma das limitações desta pesquisa foi a padronização das radiografias periapicais na região posterior de mandíbula por causa da pressão exercida pelo sensor e posicionador no assoalho bucal. O descolamento do sensor para a região anterior não permitiu que a radiografia registrasse o longo eixo do implante. Foi possível obter somente a informação necessária para a mensuração do NOR em todos os períodos experimentais.

Os resultados da avaliação por subtração radiográfica digital demonstraram diferenças entre os grupos em alguns parâmetros.

A avaliação do ganho ósseo em tons de cinza, demonstrou que o grupo teste obteve uma maior densidade radiográfica porém maior quantidade de minerais. Isto representa uma manutenção maior do tecido ósseo no grupo teste em relação ao grupo controle. Por outro lado, os grupos não apresentaram diferenças significantes na avaliação da perda óssea em tons de cinza. Este achado sugere que os dois grupos tiveram uma perda mineral similar sendo que no grupo controle foi maior no início do estudo, apresentando um aumento no período dos 3 meses e com posterior diminuição ao longo do estudo. Já no grupo teste, apresentou o mesmo padrão de perda mineral, sendo que foi menor que o grupo controle no início do estudo. Isto nos leva a sugerir que o efeito da velocidade de perfuração em baixa rotação tem um benefício inicial na manutenção do tecido ósseo já que no período T=3, os dois grupos obtiveram o mesmo comportamento. Possivelmente o trauma causado pela velocidade de perfuração em baixa rotação causa menor calor friccional de acordo com os resultados de Tehemar et al.⁴⁹ (1999).

Entretanto, os resultados em relação a média de pixels² relacionados ao ganho ósseo e perda óssea confirmam uma maior área no grupo controle. Neste contexto, podemos sugerir que a perfuração em baixa rotação causa um estímulo de remodelação próximo das espiras sem ter efeito sobre o tecido circunjacente distante do implante. Contudo, a área relacionada a ganho é 40% maior que a área relacionada a perda durante o período experimental.

O entendimento da dinâmica da remodelação óssea ao redor de implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho tem um papel determinante na previsibilidade clínica desta técnica. Estudos clínicos prospectivos controlados randomizados serão necessários para reforçar as evidências científicas sobre a influência da velocidade de perfuração na manutenção do tecido peri-implantar.

10 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos nesse trabalho, pode-se concluir que:

- A velocidade de perfuração a 50 r.p.m. permite a reparação óssea de defeitos similar à instrumentação realizada com velocidade de perfuração a 1500 r.p.m.
- A técnica de instrumentação em baixa velocidade não influencia o BIC e BA em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho.
- O índice de sucesso desta técnica cirúrgica neste estudo foi de 90%.
- A perda óssea peri-implantar média de implantes instalados com cirurgia guiada varia entre 0.8 e 1.2 mm durante o primeiro ano em função.
- Esta técnica contra-indica a fabricação da prótese antes da cirurgia devido a discrepância do posicionamento virtual para o posicionamento real.
- A velocidade de perfuração não tem influência no nível ósseo radiográfico em implantes instalados com cirurgia guiada sem retalho.
- A instrumentação do leito com 50 r.p.m. para instalação de implantes apresenta maior mineralização no tecido ósseo peri-implantar.

11 REFERÊNCIAS*

1. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:441-51.
2. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:138-45.
3. Annibali S, Ripari M, La Monaca G, Tonoli F, Cristalli MP. Local accidents in dental implant surgery: prevention and treatment. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29:325-31.
4. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-7.
5. Azari A, Nikzad S. Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review. *Int J Med Robot.* 2008;4:95-104.

* De acordo com o estilo Vancouver

6. Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L, Kois D, Hujuel P. Minimally invasive flapless implant placement: follow-up results from a multicenter study. *J Periodontol*. 2009;80:347-52.
7. Becker W, Wikesjo UM, Sennerby L, Qahash M, Hujuel P, Goldstein M, et al. Histologic evaluation of implants following flapless and flapped surgery: a study in canines. *J Periodontol*. 2006;77:1717-22.
8. Berdougou M, Fortin T, Blanchet E, Isidori M, Bosson JL. Flapless implant surgery using an image-guided system. A 1- to 4-year retrospective multicenter comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:142-52.
9. Blanco J, Nunez V, Aracil L, Munoz F, Ramos I. Ridge alterations following immediate implant placement in the dog: flap versus flapless surgery. *J Clin Periodontol*. 2008;35:640-8.
10. Block MS, Chandler C. Computed tomography-guided surgery: complications associated with scanning, processing, surgery, and prosthetics. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67:13-22.
11. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 (Suppl):118-25.
12. D'Haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14:293-303.

13. Develioglu H, Saraydin SU, Dupoirieux L, Sahin ZD. Histological findings of long-term healing of the experimental defects by application of a synthetic biphasic ceramic in rats. *J Biomed Mater Res A*. 2007;80:505-8.
14. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol*. 1982;11:318-26.
15. Fabbri G, Ban G, Mancini R. Immediate loading and flapless, postextraction, single-tooth implant restoration: advantages and indications. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2008;20:633-9.
16. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:886-93.
17. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:298-304.
18. Fortin T, Champeboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:651-6.

19. Giro G, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Suzuki M, Janal MN, et al. Effect of drilling technique on the early integration of plateau root form endosteal implants: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69:2158-63.
20. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:819-26.
21. Hassfeld S, Muhling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30:2-13.
22. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg.* 1977;35:968-73.
23. Jeong SM, Choi BH, Li J, Kim HS, Ko CY, Jung JH, et al. Flapless implant surgery: an experimental study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104:24-8.
24. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 (Suppl):92-109.
25. Kim JI, Choi BH, Li J, Xuan F, Jeong SM. Blood vessels of the peri-implant mucosa: a comparison between flap and flapless procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:508-12.

26. Komiyama A, Klinge B, Hultin M. Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:677-85.
27. Komiyama A, Hultin M, Nasstrom K, Benchimol D, Klinge B. Soft tissue conditions and marginal bone changes around immediately loaded implants inserted in edentate jaws following computer guided treatment planning and flapless surgery: A \geq 1-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14:157-69.
28. Landazuri-Del Barrio RA, Cosyn J, De Paula WN, De Bruyn H, Marcantonio E, Jr. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Nov 10. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02344.x. [Epub ahead of print].
29. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Ann Ist Super Sanita.* 2010;46:405-10.
30. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent.* 2007;97:S26-34.

31. Marchack CB. An immediately loaded CAD/CAM-guided definitive prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2005;93:8-12.
32. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* 2007;97:389-94.
33. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2663-8.
34. Ng FC, Ho KH, Wexler A. Computer-assisted navigational surgery enhances safety in dental implantology. *Ann Acad Med Singapore.* 2005;34:383-8.
35. Nickenig HJ, Eitner S. Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007;35:207-11.
36. Oh TJ, Shotwell J, Billy E, Byun HY, Wang HL. Flapless implant surgery in the esthetic region: advantages and precautions. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27:27-33.
37. Ozan O, Turkyilmaz I, Yilmaz B. A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *J Oral Rehabil.* 2007;34:835-40.

38. Parel SM, Triplett RG. Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62:41-7.
39. Puig CP. A retrospective study of edentulous patients rehabilitated according to the 'all-on-four' or the 'all-on-six' immediate function concept using flapless computer-guided implant surgery. *Eur J Oral Implantol.* 2010;3:155-63.
40. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:189-97.
41. Sanna AM, Molly L, van Steenberghe D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: a cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent.* 2007;97:331-9.
42. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:73-86.
43. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, Wenzel A. Autogenous bone graft and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis. I. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:391-403.

44. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, et al. Anorganic porous bovine-derived bone mineral (Bio-Oss) and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:535-47.
45. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, et al. Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri-implantitis with autogenous bone graft and ePTFE membrane in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:412-22.
46. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000.* 2008;47:51-66.
47. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:1160-9.
48. Sherry JS, Sims LO, Balshi SF. A simple technique for immediate placement of definitive engaging custom abutments using computerized tomography and flapless guided surgery. *Quintessence Int.* 2007;38:755-62.
49. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:127-36.

50. Van de Velde T, Glor F, De Bruyn H. A model study on flapless implant placement by clinicians with a different experience level in implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:66-72.
51. Van de Velde T SL, De Bruyn H. The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 1223-33.
52. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 (Suppl 1):S111-20.
53. Viegas VN DV, Pagnoncelli RM, de Oliveira MG. Transference of virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:290-5.
54. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989;18:145-50.
55. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery- a review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:305-13.

56. Wittwer G, Adeyemo WL, Wagner A, Enislidis G. Computer-guided flapless placement and immediate loading of four conical screw-type implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:534-9.
57. You TM, Choi BH, Li J, Xuan F, Jeong SM, Jang SO. Morphogenesis of the peri-implant mucosa: a comparison between flap and flapless procedures in the canine mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:66-70.

12 ANEXOS

Anexo 1 – Comitê de ética do estudo realizado em animais.

unesp UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Araraquara



FACULDADE DE ODONTOLOGIA

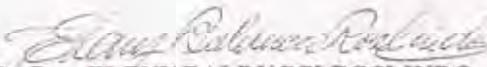
Proc. CEEA nº 03/2009

Araraquara, 08 de junho de 2009.

Senhores Pesquisadores:

O Comitê de Ética em Experimentação Animal-CEEA desta Faculdade reunido em 08/06/2009, após a avaliação do projeto de sua responsabilidade intitulado "Avaliação imunohistoquímica, histológica e histométrica dos efeitos da velocidade de perfuração na osseointegração de implantes instalados com cirurgia sem retalho em tíbias de coelhos" (Proc. CEEA nº 03/2009) AUTORIZA a realização da pesquisa, ficando a apresentação do RELATÓRIO FINAL para MAIO/2011.

Atenciosamente.


Profa. Dra. ELENY BALDUCCI ROSLINDO
Coordenadora do CEEA

Ao
Professor Doutor ELCIO MARCANTÔNIO JUNIOR
Pesquisador Responsável
Nesta

Comitê de Ética em Experimentação Animal - CEEA
Rua Humana nº 1.680 - Centro - CEP 14801-903 - Caixa Postal nº 331 - ARARAQUARA - SP
3º andar - fone (16) 3301-6433/6432 / fax (16) 3301-6433 / e-mail: director@foc.unesp.br - home page: <http://www.foc.unesp.br>

Anexo 2 – Comitê de ética do estudo realizado em humanos.



Anexo 3 – Termo de consentimento livre e esclarecido do estudo realizado em animais.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

"INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE DE PERFURAÇÃO NA REABSORÇÃO ÓSSEA AO REDOR DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS INSTALADOS COM CARGA IMEDIATA MEDIANTE CIRURGIA GUIADA SEM RETALHO. ESTUDO CLÍNICO E RADIOGRÁFICO."

Nome do pesquisador responsável: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior
 Nome: _____ Idade: _____
 RG: _____ Prontuário.Geral: _____ Telefone: _____
 Endereço: _____ Cidade: _____
 Responsável legal pelo paciente: _____
 Idade: _____ RG: _____ Grau de parentesco: _____
 Prova documental comprobatória da responsabilidade (Nos casos de autorização fornecida por responsável)

Eu estou ciente de que as pessoas que perdem todos dentes na mandíbula podem optar por tratamento com implantes osseointegrados, os quais possibilitam a confecção de uma prótese fixa. Nestes casos a instalação de 4 implantes permitem estabilidade, função e estética. Existe a possibilidade realizar o procedimento de carga imediata desde que seja realizado um planejamento adequado e também desde que a qualidade óssea do paciente permita a estabilidade suficiente dos implantes no ato cirúrgico o que permitirá realizar os procedimentos de moldagem para confecção imediata de uma prótese que pode ser instalada até em 3 dias. Muitos estudos mostram que o procedimento de carga imediata com cirurgia sem retalho apresenta vantagens como maior conforto pós-operatório, menor tempo de cirurgia, menor sangramento, menor inflamação, menor dor tendo resultados semelhantes aos procedimentos com carga imediata com cirurgia com retalho.

Assim sendo, fui informado sobre o objetivo desta pesquisa, que é comparar a influência da técnica de perfuração com baixa rotação e a perfuração convencional na reabsorção óssea radiográfica ao redor de implantes osseointegrados instalados com carga imediata em mandíbulas de pacientes edêntulos utilizando cirurgia guiada *flapless* com o sistema *All on four* – Nobel Biocare. Para tanto, primeiramente, farei uma tomografia computadorizada sem custo na DVI (Diagnóstico Volumétrico por Imagem) localizada em Araraquara-SP, na Rua Padre Duarte, 151-Sala 51; uma semana antes da cirurgia para o planejamento cirúrgico protético antes da cirurgia e para confecção do guia cirúrgico para instalação dos implantes conforme o planejado mediante um *software*. Após a instalação dos implantes serão instalados componentes protéticos e realizada a moldagem, para confecção da prótese definitiva que terá o custo unicamente do material de laboratório (valor de 15% do preço de mercado em qualquer consultório particular do tratamento protético) e instalação em até 3 dias. Imediatamente após a instalação da prótese será realizada uma radiografia digital e uma avaliação clínica de cada implante. O mesmo procedimento será repetido após 30, 90, 180 e 360 dias. Estes procedimentos permitem o acompanhamento do sucesso dos implantes sem prejuízo algum para o tratamento reabilitador.

Esse procedimento clínico e radiográfico, não acarreta nenhuma agressão física, não causa nenhum efeito sobre os implantes. Para participar da pesquisa deverei retornar à Faculdade para controles clínicos e radiográficos para novas avaliações durante os períodos estipulados anteriormente.

Também fui informado sobre a possibilidade de ocorrer transtornos durante ou após a cirurgia. Essa possibilidade é pequena, mas pode haver, em casos raros, falta de integração do implante, reações inflamatórias e/ou infecciosas ao redor do implante, ao anestésico local ou à medicação prescrita após a cirurgia. Nesses casos, sei que terei integral acompanhamento feito pelos profissionais responsáveis pela pesquisa, e também que meu plano de tratamento será refeito, novos implantes e próteses serão realizados, e que serei acompanhado atentamente até o final de meu tratamento.

O pesquisador responsável pela pesquisa bem como os demais profissionais responsáveis pelo tratamento em questão se comprometem a dar resposta a qualquer pergunta e esclarecimento a qualquer dúvida relacionada. Sei que posso deixar de participar da pesquisa a qualquer tempo, sem prejuízo do atendimento, cuidados e tratamento pela equipe da especialidade da FOAr-UNESP. O sigilo e o caráter confidencial das informações serão mantidos, zelando pela minha privacidade e garantindo que minha identificação não será exposta nas conclusões ou publicações.

Estou ciente de que terei tratamento odontológico ou médico disponível e indenização, sendo que os gastos são de responsabilidade do pesquisador responsável em casos de danos que a justifiquem, diretamente causados pela pesquisa.

Nome do pesquisador : Ricardo Andrés Landázuri Del Barrio
 Nome do responsável pela equipe cirúrgica: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Jr
 Nome do orientador geral da pesquisa: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Jr
 Telefone para contato: 3301-6369/8116-3916
 Telefone do Comitê de Ética: 3301-6434/3301-6432

Assinatura do profissional responsável

Veronica PFP 08/54/1/2022

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 19 de Março de 2012

RICARDO ANDRÉS LANDÁZURI DEL BARRIO