

Marcos Nunes Lourenço

**Estudo comparativo do padrão da osseointegração em dois tipos de superfícies de implante (duplo tratamento e jateada e acidificada) em tíbias de coelhos - Análise histológica.**

**Curitiba  
2010**

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico  
Marcos Nunes Lourenço**

**Estudo comparativo do padrão da osseointegração em dois tipos de superfícies de implante (duplo tratamento e jateada e acidificada) em tíbias de coelhos - Análise histológica.**

Dissertação apresentada ao  
Instituto Latino Americano de Pesquisa e  
Ensino Odontológico, como parte dos requisitos  
para obtenção do título de Mestre em Odontologia  
área de concentração em Implantodontia  
Orientador: prof. Dr. Geninho Thomé  
Co-orientador: Prof.Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

**Curitiba  
2010**

Marcos Nunes Lourenço

Estudo comparativo do padrão da osseointegração em dois tipos de superfícies de implante (duplo tratamento e jateada e acidificada) em tíbias de coelhos - Análise histológica.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Geninho Thomé

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. Sergio Rocha Bernardes

Prof. Dr. Leandro Eduardo Kluppel

Aprovada em 13/05/2010

## **Dedicatória**

Dedico a minha família, em especial esposa Jaqueline pelo apoio, incentivo e compreensão durante a realização desta dissertação, e aos filhos Matheus, Débora e Pedro pela alegria que trazem todos os dias.

## **Agradecimentos**

Agradeço a minha família pelo apoio e compreensão neste importante período de minha vida onde estive ausente em algumas responsabilidades.

Ao professor Dr. Geninho Thomé pela confiança depositada em minha pessoa pelo desenvolvimento deste trabalho, a coerência, incentivo e firmeza na conclusão deste trabalho.

Agradeço ao professor Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Dra. Ivete Sartori pelo ensinamento, pela paciência e pela disposição em ensinar.

Agradeço aos colegas, funcionários e demais pessoas que tiveram contribuição direta ou indireta para a realização deste trabalho.

## Sumário

### Resumo

1. Introdução .....	09
2. Revisão de Literatura .....	12
3. Proposição .....	29
4. Materiais e Métodos .....	30
5. Artigo Científico .....	38
6. Referências .....	59
7. Apêndice .....	64

## **Resumo**

A rugosidade da superfície desempenha um papel importante no padrão de osseointegração em implantes dentários. A proposta deste estudo foi avaliar o padrão da osseointegração sobre duas diferentes superfícies de implantes, a SLA (Strauman, Basel, Suíça) e a com duplo tratamento de superfície (Neodent, Curitiba, Brasil). Foram utilizados 10 coelhos machos brancos nos quais foram instalados um implante de cada grupo, sendo um na tíbia direita e outro na tíbia esquerda. Os animais foram sacrificados em períodos que variaram entre 7, 14, 30, 45 e 60 dias do pós-operatório. A cada período, dois coelhos foram sacrificados e quatro amostras foram preparadas num total de 20 amostras. Estas peças foram cortadas e submetidas a análise histomorfométrica. Os resultados mostraram que no segundo período houve uma queda na área de contato osso/implante (BIC) em ambos os grupos, e nos períodos posteriores houve um aumento e a inversão nos valores BIC, onde o grupo 2 passou a ser maior do que o grupo 1. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os implantes.

**Palavras-chave:** Implantes dentários, reabilitação oral, histologia

## **Abstract**

Surface rugosity of dental implants presents an important role in the pattern of osseointegration. The aim of this study was to evaluate the pattern of osseointegration of two different implant's surfaces, the SLA (Strauman, Basel, Switzerland) and the dual surface treatment (Neodent, Curitiba, Brasil). Ten male white rabbits received one implant of each group in the right and left tibiae. The animals were sacrificed 7, 14, 30, 45 e 60 days after implant surgery. For each period two animals were killed and 4 samples were prepared. A total of 20 samples were obtained and evaluated histomorphometrically. The results showed that during the second period there was less contact area between bone and implant (BIC) in both groups, and in the further periods there was an increase and reversion in BIC values. Group 2 showed higher BIC than group 1. There was no significant statistical difference between the implants.

**Key words:** Dental implants, Oral rehabilitation, histology.



## 1 - Introdução

A osseointegração foi definida por Bränemark et al.<sup>10</sup> como uma conexão direta, funcional e estruturada entre osso organizado vital e a superfície de implantes, sujeitos às cargas funcionais. O titânio, por apresentar aceitação biológica pelo tecido ósseo, tem sido considerado o material de escolha para a confecção de implantes dentários. Essa biocompatibilidade se deve a formação de uma estável camada de óxido de titânio, propiciando a deposição e adesão da matriz extracelular na interface osso-implante<sup>19</sup>.

Um alto grau de previsibilidade e resultados clínicos satisfatórios foram comprovados na reabilitação de arcos edêntulos empregando-se implantes osseointegrados como fator de ancoragem para próteses, a partir do protocolo tradicional de dois estágios cirúrgicos<sup>1</sup>. Este protocolo consistia de um período de cicatrização óssea, baseado na premissa de que micromovimentos poderiam interferir negativamente no processo de osseointegração<sup>1</sup>. Contudo, a busca por tratamentos mais rápidos e igualmente bem sucedidos resultou na re-introdução do conceito da carga imediata na Implantodontia<sup>8,9</sup>, desde que seja estabelecida estabilidade primária, que está relacionada ao desenho do implante, em sua micro e macroestrutura, estando intimamente ligada à realização de uma técnica cirúrgica adequada e à qualidade óssea disponível<sup>22</sup>.

Um grande avanço na reabilitação com implantes dentários foi o aprimoramento do condicionamento da superfície implantar, a fim de melhorar o contato osso/implante, já que o potencial das células osteogênicas está diretamente relacionado à composição química, energia, aspereza e morfologia da superfície do implante<sup>32</sup>. Dentre as características topográficas dos implantes, reconhecem-se implantes que apresentam a superfície lisa, decorrente da usinagem simples de um bloco metálico, ou aqueles que apresentam processos específicos de texturização, que dependendo do processo

aplicado, tornam-se rugosos ou porosos. Destes processos de texturização de superfícies metálicas, destacam-se os químicos, mecânicos e eletroquímicos<sup>22</sup>.

Baier e Meyer<sup>7</sup> (1988) destacaram três categorias das características da superfície do implante, tais como textura (ou rugosidade), carga (ou potencial elétrico) e química (normalmente descritos em valores de energia de superfície, tensão superficial). A textura, com sua propriedade de embricamento celular, e a energia de superfície, com sua propriedade de adsorção molecular são fatores preponderantes na deposição de um filme glicoprotéico, determinando o grau de integração.

A rugosidade desempenha um papel importante no percentual de aposição óssea sobre a superfície do implante, apesar do osso se depositar indistintamente em superfícies porosas ou lisas, seja em implantes de cerâmica, titânio, ou uma ampla variedade de outras superfícies<sup>11</sup>. De acordo com Brunette<sup>11</sup>, 1988, a porosidade não é condição necessária para que ocorra aposição óssea. Contudo, o desenvolvimento de superfícies texturizadas se deve a repercussão das publicações que acusavam fracassos significativos dos implantes com superfícies lisas, quando instalados em maxilares com pouca altura de rebordo alveolar e com baixa densidade óssea (osso tipo IV). Corroborando com tais achados, Jaffin et al.<sup>20</sup> (1991), em um estudo retrospectivo, observaram que houve falha na osseointegração em 35% de implantes de superfície lisa instalados em processos alveolares com corticais finas e baixa densidade trabecular (osso tipo IV).

Uma vez consagrada e confirmada a existência do fenômeno da osseointegração, esforços e tentativas visando aprimorar a união osso/implante, pela modificação e tratamento da superfície do titânio, são fundamentais para o desenvolvimento da Implantodontia, além de interferir no grande desafio quando da instalação de implantes em osso de baixa qualidade<sup>22</sup>. Contudo, a literatura ainda se mostra, apesar de ampla, controversa quanto ao tipo de tratamento de superfície ideal, levando-se em conta o desafio da osseointegração em regiões de baixa qualidade óssea. Dessa forma é objetivo

deste estudo comparar o efeito de dois tipos de tratamento de superfície realizados em implantes dentários no processo de osseointegração.

## 2 - Revisão de Literatura

A fim de facilitar a leitura deste capítulo, a revisão de literatura foi subdividida em tópicos.

### 2.1 Osseointegração

O osso é um tecido conjuntivo dinâmico, vascular, com grande complexidade<sup>13</sup> e que tem capacidade de adaptação às demandas funcionais, conforme estabelecido há mais de um século pela “Lei de Wolff”<sup>35</sup>. O tecido ósseo é formado por osso cortical e osso trabecular, que estão combinados em várias proporções e geometrias para formar os ossos individuais do corpo<sup>13</sup>. O tecido ósseo está em constante remodelação a partir da 6ª semana de vida intra-uterina, o que permite a regeneração e reparo do tecido ósseo danificado, por exemplo, após uma fratura ou instalação de um implante. Contudo, nestas últimas duas situações, a micro-arquitetura óssea difere daquela resultante de remodelação óssea natural, já que o osso formado é fasciculado, ou seja, com estrutura irregular e não maduro<sup>13</sup>.

O processo de reparo ósseo pode ocorrer por osteogênese à distância ou por contato. No processo à distância, o osso é formado na superfície óssea remanescente da região peri-implantar, ou seja, não é formado sobre o implante, mas acaba por circundá-lo<sup>13</sup>. Tal situação ocorre em área de osso cortical, e é mais lento, conforme observado por Masuda et al.<sup>27</sup>, 1998, após revisão de literatura de estudos *in vivo* sobre o processo de osseointegração. Por outro lado, na formação óssea por contato, o osso se forma diretamente na superfície do implante, pela presença de células indiferenciadas, que são aquelas com capacidade de se diferenciar em osteoblastos, e que resultam na formação de osso *de novo*. Um pré-requisito para que o osso formado seja denominado como *de novo* é o mesmo deve alcançar a superfície do implante antes de iniciar a síntese de matriz extracelular<sup>13</sup>.

A inserção de qualquer material no osso gera uma reação na interface entre o osso e o material implantado. Este comportamento interfacial é determinado pela natureza do implante, estado do tecido e também pela técnica de inserção<sup>5</sup>. Um importante elemento na formação da interface osso/implante é a neovascularização e a resposta inflamatória limitada<sup>27</sup>.

As principais categorias de materiais utilizados como implantes em biomedicina são metais plásticos e biocerâmicas<sup>19</sup>. Dentre os metais, o titânio tem sua biocompatibilidade explicada com base na camada de óxido formada imediatamente na superfície do metal<sup>5</sup>.

No início da década de 60, estudos da equipe do professor Brånemark, da Universidade de Göteborg, com a câmara ótica de titânio mostraram que imediatamente após a inserção da câmara em tibia de coelhos havia uma rápida atividade vascular e *turnover* ósseo. A resposta de reparo ósseo teve maior atividade em torno de 3 e 4 semanas, e se tornou mais estável após 6 a 8 semanas. Esta série de eventos constitui o fenômeno denominado como osseointegração<sup>5</sup>.

Em trabalhos independentes da equipe sueca, um grupo de pesquisadores liderados pelo Dr Schroeder, da Suíça, em meados da década de 70, demonstraram claramente o processo de osseointegração ao utilizar técnicas histológicas com metodologia muito bem definida<sup>2</sup>.

Em 1981, Albrektsson et al.<sup>3</sup>, publicaram uma avaliação da zona de interface entre osso/implante, por meio de radiografias, microscopia eletrônica de varredura e histologia, de 2895 implantes de titânio instalados na mandíbula e maxila e outros 124 implantes instalados em tibia, osso temporal ou ilíaco de humanos, após até 90 meses em função. Os autores observaram selamento biológico entre os tecidos moles e o implante, assim como contato direto do osso sobre a superfície do implante.

Hansson et al.<sup>19</sup>, em 1983, observaram, em implantes trefinados após períodos entre 6 meses e 7 anos, que havia osso firmemente aderido ao titânio. Na análise

microscópica dos espécimes foi identificado osso vital ativamente remodelado de forma regular, provavelmente em função da carga ao qual foram submetidos. Além de não haver evidências de formação de cápsula fibrosa de tecido conjuntivo ao redor dos implantes, também não foi observada presença de fibroblastos e macrófagos interpostos entre o metal e o osso. Por outro lado, osteócitos foram frequentemente identificados.

Albrektsson et al.<sup>4</sup>, em 1986, ao proporem critérios para a avaliação do sucesso na utilização de implantes dentários declararam que o fenômeno de osseointegração é de caráter histológico, podendo avaliação clínica e radiográfica ser utilizada após um período substancial dos implantes em posição. Os autores afirmam que não há mais possibilidade de avaliação do sucesso da osseointegração baseado apenas em relatos individuais, como os apresentados na literatura até aquele momento, mas sim estudos cientificamente controlados são essenciais para a total compreensão do fenômeno da reação óssea à instalação de implantes dentários.

Lekholm et al.<sup>24</sup>, em 1999, publicaram os resultados de um estudo prospectivo multicêntrico cujo objetivo foi apresentar os dados de um acompanhamento de 10 anos após reabilitação de arcos parcialmente edêntulos. Um total de 127 pacientes com idade média de 50 anos (18 a 70 anos) foi reabilitado por meio de 56 implantes na maxila e 71 na mandíbula. Um total de 461 implantes Brånemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) com diferentes comprimentos e diâmetro foram instalados segundo o protocolo de duas fases cirúrgicas. Os pacientes foram anualmente acompanhados por exame clínico e radiográfico. Dos 461 implantes instalados, 34 falharam (17 em cada maxilar), resultando num índice de sucesso de 92,6%, sendo 90,2 e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente. Os autores relataram que os implantes mais curtos tiveram mais insucesso e a maioria das falhas ocorreu durante os 2 primeiros anos em função. A média de perda óssea marginal em altura foi de 0,7mm, e apenas 7% dos casos mostrou perda óssea superior a 2mm. O índice de sangramento gengival foi 0 (zero) em 80% dos

sítios avaliados. Os autores concluíram que as taxas de sobrevivência de implantes utilizados em reabilitação parcial de maxila e mandíbula foram excelentes.

Um tópico frequentemente avaliado nos estudos experimentais é o efeito da aplicação ou não de carga oclusal no processo de osseointegração. Romanos et al.<sup>34</sup>, em 2003, avaliaram histomorfometricamente a resposta óssea ao redor de implantes submetidos à carga imediata, tardia e não submetidos à carga. O modelo experimental constou de 9 primatas não humanos (*Macaca fascicularis*) divididos em 3 grupos. No grupo A, 6 implantes foram instalados de um dos lados da mandíbula de dois animais e mantidos sem aplicação de carga (controle negativo). O grupo B constou de 21 implantes instalados em um dos lados da mandíbula de 7 animais e foram submetidos à carga 3 meses após a instalação dos implantes. O grupo C constou de 21 implantes submetidos à carga imediata e instalados no outro lado da mandíbula de 7 macacos. Espécimes dos grupos A, B e C foram histomorfometricamente avaliados em relação à porcentagem osso/implante (BIC). Todos os implantes cicatrizaram normalmente e não foi observada formação de tecido fibroso em nenhum dos grupos. Tanto implantes dos grupos B como C mostraram-se recobertos por uma camada de tecido mineralizado e osso recém formado, com aumento de densidade ao redor das porções cervical e média dos implantes. A porcentagem osso/implante foi significativamente mais baixa no grupo não submetido à carga ( $50,20 \pm 9,06\%$ ) que no grupo submetido à carga imediata ( $64,25 \pm 0,65\%$ ) e à carga tardia ( $67,93 \pm 1,60\%$ ), sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com diferentes momentos de aplicação de carga. Ainda, na região de roscas dos implantes a porcentagem osso/implante foi maior no grupo com aplicação de carga imediata, se comparado ao de carga tardia,  $76,95 \pm 11,35\%$  e  $65,42 \pm 19,88\%$ .

Meyer et al.<sup>28</sup>, em 2003, realizaram um estudo experimental em animais com o objetivo de avaliar as reações iniciais dos osteoblastos em relação a implantes confeccionados em titânio. Um total de 32 implantes (10 x 4,1mm) foi instalado em 8

porquinhos da Índia, os quais tiveram os pré-molares extraídos e o leito ósseo foi deixado cicatrizar por um período de 3 meses antes da instalação dos implantes. Os implantes foram igualmente divididos em dois grupos, o experimental (carga imediata) e o grupo controle. Nos dias 1, 3, 7 e 14 de aplicação de carga dois animais foram sacrificados, as amostras removidas e encaminhadas para análise histológica. Um implante mostrou sinais de inflamação de tecidos moles, 3 dias após a cirurgia, e não foi considerado na análise. A avaliação histológica mostrou que, em ambos os grupos, osso endosteal estava em contato com a superfície do implante, sendo a camada de tecido adjacente composta por fibras colágenas e osteoblastos. Da mesma forma, a análise de microscopia eletrônica de varredura e imunohistoquímica revelaram síntese de osteocalcina e osteonectina, indicando estágio de diferenciação celular. Osteoblastos se encontravam firmemente aderidos à superfície dos implantes em ambos os grupos. De acordo com os resultados observados, os autores puderam concluir que a aplicação de carga imediata não interfere no processo de osseointegração precoce, já que a adesão celular e aposição direta de minerais foi observada em toda superfície dos implantes com deformação de tecido ósseo inferior a  $5000 \mu\epsilon$ . Ou seja, os micromovimentos estavam abaixo do nível crítico de deformação, permitindo o processo de remodelação óssea.

Em 2004, Frost<sup>18</sup> numa publicação sobre conceitos de fisiologia óssea estabeleceu que o desenho do implante deve ser tal que mantenha níveis adequados de deformação óssea, ou seja, dentro do limite fisiológico do mesmo. Tais limites são determinados geneticamente e atuam como sinais para o controle dos processos de modelação e remodelação.

Joos et al.<sup>21</sup>, em 2005, mostraram que em implantes com desenho adequado a osseointegração é rapidamente atingida ao se aplicar carga funcional imediata ao utilizar um modelo animal. Os autores examinaram a reação do osso ao redor de implantes dentários instalados em 8 porquinhos da Índia submetidos ou não à carga imediata. A geometria do implante havia sido determinada por meio de análise de elementos finitos a



fim de manter os níveis de deformação no osso gerados pela função dentro do limite fisiológico (500-3000 $\mu$ strain). Os animais foram sacrificados 3, 7 e 28 dias após a instalação das fixações. A avaliação histológica mostrou que a porcentagem de contato osso/implante foi de 90%.

Yamaguchi et al.<sup>43</sup>, 2008, publicaram um estudo no qual a estabilidade de implantes instalados em região posterior de mandíbula foi avaliada utilizando-se a análise da frequência de ressonância (AFR). Trezentos e vinte e oito implantes (Brånemark System, Nobel Biocare) foram instalados em 113 pacientes seguindo o protocolo cirúrgico em 2 estágios e acompanhados por AFR anualmente durante 10 anos. O índice de sucesso dos implantes foi de 100%. De acordo com a qualidade óssea, 7,1% dos implantes foi instalado em osso tipo 1, 18,6% em osso tipo 2, 57,5% em osso tipo 3 e 16,8% em osso tipo 4. Não foi observada diferença estatisticamente significativa no padrão de estabilidade dos implantes de acordo com as diferentes qualidades óssea. Foi observada uma tendência a aumento na estabilidade dos implantes do primeiro ao décimo ano em todos os tipos de osso (osso tipo 1, ISQ  $68,3 \pm 4,1$  e  $77,4 \pm 2,7$ , no 1º e 10º ano, respectivamente; osso tipo 2, ISQ  $66,8 \pm 2,5$  e  $75,8 \pm 6,5$ , no 1º e 10º ano, respectivamente; osso tipo 3, ISQ  $68,5 \pm 5,9$  e  $72,0 \pm 3,4$ , no 1º e 10º ano, respectivamente; osso tipo 4, ISQ  $67,2 \pm 3,8$  e  $72,2 \pm 1,4$ , no 1º e 10º ano, respectivamente). Os autores concluíram que a estabilidade dos implantes instalados em região posterior de mandíbula foi excelente.

Utilizando a mesma metodologia, análise de frequência de ressonância, Kessler-Liechti et al.<sup>23</sup>, também em 2008, estudaram a estabilidade clínica de 205 implantes (Straumann, Basel, Suíça) utilizados como apoio de *overdentures* mandibulares. Os pacientes foram acompanhados por um período que variou de 1 a 10 anos. A média do ISQ foi de  $64,5 + 7,9$  (58 a 72) e não houve significância estatística entre os diferentes tempos de avaliação. Por outro lado o diâmetro do implante influenciou na estabilidade do

mesmo, sendo os valores mais baixos aqueles observados em implantes com 3,3mm de diâmetro.

## 2.2 Tratamento de superfície em Implantes dentários

A rugosidade e o tratamento químico das superfícies podem influenciar sobremaneira a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção), de acordo com Wilke et al.<sup>40</sup> (1990). Os autores destacaram a superfície denominada SLA (Straumann, Basel, Suíça), criada pelo tratamento com jatos de areia (partículas pequenas) seguido de ataque ácido. A partir de um ensaio *in vitro*, parafusos corticais de 4,5 x 12 mm com diferentes características físico-químicas de superfície foram inseridos em tíbias de carneiros, com um torque padrão de 1 Nm. As forças de torque necessárias para a remoção dos implantes foram avaliadas, considerando-se diferentes períodos para a osseointegração. Um considerável aumento de força de cisalhamento, da magnitude de 5 a 7 vezes mais forte que os demais, foi detectado nos implantes com superfícies de SLA.

Contrariando os benefícios do tratamento de superfície, Xavier et al.<sup>42</sup> (1993) avaliaram a biocompatibilidade do titânio com diferentes tratamentos de superfície, utilizando cultura de osteoblastos. Dentre os tratamentos, incluem-se a preparação das superfícies dos discos de titânio comercialmente puro por meio de usinagem, condicionamento ácido (HNO<sub>3</sub>), jateamento com óxido de alumínio e jateamento com óxido de alumínio seguido de condicionamento ácido. Não houve diferença nas superfícies quanto à rugosidade, sendo que a adesão celular não foi afetada pelos tratamentos de superfície. A formação de matriz mineralizada após 21 dias de cultura foi menor nas superfícies jateada e na superfície tratado por associação de jateamento e ataque ácido; nas quais foi detectada a presença de alumínio. Dessa maneira, esse estudo sugeriu que tais tratamentos de superfície com jateamento ou a combinação de

jateamento e condicionamento ácido interferiram negativamente com a biocompatibilidade do titânio.

Em 1994, Ekfeldt et al.<sup>16</sup> afirmaram que os implantes dentários osseointegrados ampliaram as perspectivas clínicas de tratamento, sendo que um dos fatores primordiais para se determinar o sucesso da osseointegração é a textura da superfície, elemento chave para acelerar a reparação óssea peri-implantar.

Implantes de diferentes topografias superficiais foram instalados em joelhos de cobaias, em um estudo realizado por Wong et al.<sup>41</sup>, no ano de 1995. Os implantes apresentavam características de superfície modificadas por jatos com areia, condicionamento ácido e revestimento com hidroxiapatita. Foi observada uma alta correlação positiva entre a rugosidade da superfície e a resistência à força de remoção por tração, após 12 meses, além da superfície de hidroxiapatita ter se mostrado superior em termos de contato osso-implante e resistência à força de remoção por tração.

Em 1996, Wenneberg et al.<sup>38</sup> compararam a resposta óssea à dois parafusos confeccionados em titânio comercialmente puro com dois diferentes graus de rugosidade superficial. Trinta e seis implantes foram instalados em tíbias de 9 coelhos, todos jateados com óxido de alumínio, num grupo foram utilizadas partículas de 25 e no outro de 250 $\mu$ m. Após 4 semanas foram registrados os torques necessários para a remoção dos implantes e realizada análise histomorfométrica dos implantes mais proximais (n=18). Os resultados mostraram que o torque necessário para remoção dos implantes de ambos os grupos foram semelhantes, variando de 43 a 57N.cm, no grupo com partículas de 25  $\mu$ m e 41 a 64N.cm no segundo grupo. Já a porcentagem de contato osso/implante foi de 26,1% e 36,3% no grupo com partículas de 25  $\mu$ m quando avaliado em relação a todas as roscas e nas três melhores roscas consecutivas, respectivamente. No grupo com 250  $\mu$ m os respectivos valores foram de 20,2% e 29%. Os autores concluíram que uma superfície altamente rugosa, quando comparada a superfície moderadamente rugosa é uma desvantagem, à curto-prazo, em relação ao tecido ósseo.

No ano de 1998, Wennerberg & Froum<sup>39</sup>, estudaram um total de 1925 implantes imediatos e apesar de observarem diferença estatisticamente significativa nos índices de sucesso de implantes com superfície tratada (97,7%) e maquinada (95,4%), os autores ressaltam que ambas as superfícies apresentaram índices extraordinários de sucesso.

Novaes Jr et al.<sup>31</sup>, em 2002, realizaram um estudo cujo objetivo foi comparar quatro diferentes tipos de tratamento de superfície utilizados em implantes dentários por meio de análise histomorfométrica em cães. Foram utilizados 5 cães, sendo que cada um deles recebeu dois implantes de cada tipo: usinado, recoberto com titânio plasma-spray, recoberto com hidroxiapatita e submetidos a jateamento com partículas solúveis. Todos os implantes apresentavam as mesmas dimensões, 10mm de comprimento e 3,75mm de diâmetro, e foram mantidos sem aplicação de carga durante 90 dias. Maior porcentagem de contato osso/implante foi observada nos implantes jateados (68,5%), seguido dos com recobrimento de hidroxiapatita (57,9%), Titanium plasma-spray (48,97%) e usinados (41,7%).

Em 2003, Morra et al.<sup>29</sup> realizaram um estudo cujo objetivo foi analisar a composição da superfície de 34 tipos de implantes dentários disponíveis comercialmente, com diferentes tipos de tratamento de superfície, por meio de espectroscopia fotoeletrônica (XPS). Os autores observaram que as superfícies não tratadas apresentavam significativamente mais carbono e menos titânio e ressaltaram que o condicionamento ácido remove a maior parte dos resíduos de carbono que contaminam a superfície e são resultantes do processo de confecção dos implantes. Concluíram ainda, que as superfícies submetidas a ataque ácido e tratadas com plasma-spray contém, normalmente, menos resíduos que àquelas submetidas à jateamento com óxido de alumínio.

Buser et al.<sup>12</sup>, 2004, realizaram um estudo cujo objetivo foi examinar a aposição óssea em implantes com superfície SLA modificada comparado a aposição óssea em

implantes com a superfície SLA *standard*. Três ou quatro implantes de titânio puro de mesma topografia e formato cilíndrico foram instalados na maxila de porcos adultos. Foram considerados como grupo controle implantes de superfície SLA *standard* (jateadas com 0,25 a 0,5 mm e submetidas a condicionamento ácido com HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) e grupo experimental implantes com superfície SLA modificada (jateamento e condicionamento ácido, enxágue sob a proteção de N<sub>2</sub> e armazenagem em solução de NaCl. Dois porcos foram sacrificados 2, 4 ou 8 semanas após a instalação dos implantes, e os espécimes preparados para avaliação histomorfométrica. Ao avaliar a superfície dos implantes observou-se diferença na característica de molhamento, sendo os implantes SLA *standard* hidrofóbicos e o SLA modificado hidrofílicos. Diferença significativa na percentagem de contato osso-implante (BIC) foi observada durante os estágios iniciais de regeneração óssea de 2 a 4 semanas. Os implantes SLA modificada demonstraram um aumento significativo na percentagem de contato osso-implante comparado com os de grupo controle em duas semanas (49.30 vs. 29.42%;  $p = 0.017$ ) e quatro semanas (81.91 vs. 66.57%;  $p = 0.011$ ). Resultados similares foram observados com oito semanas. De acordo com os resultados observados os autores concluíram que a superfície SLA modificada promoveu melhora na deposição óssea nos estágios iniciais de regeneração óssea.

Diniz e colaboradores<sup>14</sup>, em 2005, realizaram um experimento *in vitro* com o objetivo de caracterizar parâmetros relativos a superfícies de titânio submetidas a jateamento com partículas de óxido de alumínio (alumina - Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) por meio de análise e processamento digital de imagem no programa KS 400 (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Foram utilizadas amostras de titânio grau 2 jateadas com Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e submetidas a tratamento químico com soluções à base de ácido fluorídrico. Observaram que o tratamento mecânico/químico promoveu crateras de até 10µm em uma superfície homogênea em relação ao controle (tratamento mecânico). Contudo, partículas residuais de alumina foram identificadas pela análise de espectroscopia por dispersão de energia,

o que poderia ter como conseqüência efeitos deletérios no processo de osseointegração. Os autores concluíram que o processo de imagem digital permitiu estabelecer parâmetros precisos quantitativos relacionados a presença da fase AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, sugerindo um processo efetivo e apropriado para caracterizar o processo de fabricação de biomaterial.

Em estudo retrospectivo publicado em 2006, Wagenberg & Froum<sup>37</sup>, avaliaram um total de 1925 implantes imediatos e apesar de observarem diferença estatisticamente significativa nos índices de sucesso de implantes com superfície tratada (97,7%) e maquinada (95,4%), os autores ressaltam que ambas as superfícies apresentaram índices extraordinários de sucesso.

Al-Nawas et al.<sup>6</sup>, em 2007, realizaram um estudo em modelo animal com o objetivo de examinar a hipótese de que uma “rugosidade ótima” existe, e qual a influência da topografia superficial de implantes com rugosidades semelhantes no resultado histológico. O estudo incluiu, como grupo experimental, 4 tipos de implantes com superfície moderadamente rugosa e como grupo controle um implante com superfície minimamente rugosa (usinado) e outro com superfície tratada (titanium plasma spray - TPS). O número total de implantes avaliados foi de 196. Todos os implantes tinham 8mm de comprimento e diâmetro de  $3,8 \pm 0,3$ mm. Os implantes foram instalados em dezesseis cães da raça beagle e após um período de cicatrização de 8 semanas, foram submetidos a carga por um período de 3 meses. Os critérios de avaliação foram histológicos, contato osso/implante (BIC), e também foi avaliado o coeficiente de estabilidade do implante por meio da análise de frequência de ressonância. Os autores concluíram que a avaliação histológica confirmou o benefício do tratamento de superfície em implantes, tendo a macroestrutura dos implantes um papel secundário em resultados histológicos. Por outro lado, a comparação das diferentes modalidades de tratamento de superfície revelou apenas uma pequena diferença entre o grupo de rugosidade moderada e o TPS. Por fim, a análise da frequência de ressonância pareceu ser influenciada fortemente pelo tipo de

transdutor usado, de forma que os autores consideraram inadequada a comparação de diferentes sistemas de implante.

Mangano et al.<sup>25</sup>, em 2008, realizaram um estudo histológico comparativo cujo objetivo foi avaliar a resposta óssea em relação a duas diferentes superfícies de implante, usinada (grupo controle) e submetida a um novo tipo de condicionamento ácido (Leader, Milão, Itália) (grupo experimental). O estudo foi realizado em primatas não humanos (*Papio ursinus*) e em humanos parcialmente edentados. No grupo experimental, os implantes foram, inicialmente, submetidos a banho com ultra-som, com água destilada a 25°C por 5 minutos a fim de remover resíduos presentes devido aos procedimentos de fabricação dos implantes. Em seguida foram imersos em solução de NaOH + H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> a 80°C por 30 minutos e novamente banhados por mais 5 minutos. O condicionamento da superfície foi realizado por meio de uma mistura orgânica de 50% de ácido oxálico e 50% de ácido maleico a 80°C por um período de 45°C seguido por novo banho por 5 minutos e nova imersão em solução de ácido nítrico a 65% e água destilada a 100°C e finalmente limpeza em água destilada. Após o tratamento de superfície, as amostras foram examinadas em microscopia eletrônica de varredura. Para o primeiro estudo, dois animais foram utilizados, nos quais 3 implantes de cada grupo foram instalados na mandíbula e no músculo reto abdominal. Três meses após a cirurgia, os animais foram sacrificados e os espécimes encaminhados para avaliação histológica. Do estudo em humanos, 5 pacientes foram selecionados com idade média de 59 anos (54 a 67 anos de idade). Cada paciente recebeu dois implantes (2mm x 5mm), um de superfície lisa e outro tratada. Após 60 dias, ambos os implantes foram removidos com broca trefina de 4mm e encaminhados para análise histológica. Os resultados mostraram maior área de contato osso/implante em ambos os estudos quando comparados implantes com tratamento de superfície com os usinados, não humanos (25,5% ± 4,3% e 15,8% ± 3,4%, respectivamente) e humanos (62% ± 5,2% e 45% ± 4,6%, respectivamente). Ainda, os implantes experimentais quando instalados em área extra-óssea promoveram a formação

e inserção de tecido conjuntivo e vascular. Os autores concluíram que o tratamento de superfície acelera e aumenta a porcentagem de contato osso/implante.

Neste mesmo ano Zöllner et al.<sup>44</sup>, publicaram os resultados parciais de um estudo clínico controlado prospectivo multicêntrico (19 centros de 10 países) randomizado cujo objetivo foi avaliar as diferenças no índice de sucesso e nível ósseo em implantes com tratamento de superfície (SLActive, Straumann) submetidos a carga imediata e precoce. Todos os pacientes selecionados (266) apresentavam ausência de um ou mais dentes em região posterior de maxila ou mandíbula e foram aleatoriamente indicados para o grupo de carga imediata ou de carga precoce. Todos os implantes utilizados (383) apresentavam diâmetro de 4,1 ou 4,8mm, comprimento de 8, 10 ou 12mm e superfície SLActive (Straumann). As avaliações clínica e radiográfica foram realizadas imediatamente após a instalação dos implantes, no momento da adaptação da prótese definitiva (20 a 23 semanas após a instalação dos implantes) e 5 meses após. Avaliações subsequentes serão realizadas em 12, 24 e 36 meses. Radiografias padronizadas foram realizadas a fim de calcular as alterações no nível ósseo entre o ombro do implante e o primeiro contato visível com o osso, tanto na face mesial como distal. Também foram registrados os índices de sobrevivência e sucesso (ausência de mobilidade, radiolucidez peri-implantar e dor) além do índice de placa e sangramento à sondagem. Na avaliação de 5 meses foi observado índice de sobrevivência de 98 e 97% para os grupos de carga imediata e precoce, respectivamente. Em relação às alterações no nível ósseo, foi observado  $0,81 \pm 0,89\text{mm}$  e  $0,56 \pm 0,73\text{mm}$  nos grupos de de carga imediata e precoce. Foi mostrada relação ao nível de remodelação óssea com o centro onde foi realizado o estudo. Os autores concluíram, dentro das limitações de tempo das avaliações, que os implantes Straumann com superfície SLActive podem ser utilizados em carga imediata.

Strnad et al.<sup>36</sup>, em 2008, propuseram um estudo em animais com o objetivo de quantificar o efeito do tratamento de superfície (Biosuperfície, Lasak, Praga, República Tcheca) na estabilidade do implante durante a cicatrização. Vinte e quatro implantes



(3,7mm x 10mm) igualmente divididos em dois grupos: controle (com superfície usinada) e experimental (com superfície tratada) foram instalados em tíbias de 3 cães Beagle. Análise de frequência de ressonância foi utilizada para avaliar a estabilidade dos implantes nos tempos 0, 1, 3, 9 e 12 semanas após a instalação dos implantes. Em seguida, análise histomorfométrica foi realizada para avaliação da porcentagem osso/implante. Os resultados mostraram valores de estabilidade primária estatisticamente semelhantes para ambos os grupos ( $74,0 \pm 2,45$  para os com superfície tratada e  $74,5 \pm 2,99$  para os de superfície lisa). Nas avaliações de 1, 3 e 9 semanas foi observada diferença estatisticamente significativa favorecendo os implantes com superfície tratada. Entretanto, na avaliação de 12 semanas, apesar do valor de frequência de ressonância ser maior no grupo experimental, não houve diferença estatisticamente significativa. Em relação a avaliação histológica, 3 implantes de cada grupo foram avaliados em 2, 5 e 12 semanas. A porção cervical dos implantes se apresentou circundada por osso cortical, enquanto as roscas mostravam osso trabecular nos implantes do grupo experimental. Em alguns dos implantes do grupo controle foi observada interposição de tecidos moles. Os autores concluíram que o tratamento de superfície aumentou a estabilidade secundária num estágio precoce da cicatrização devido a maior rapidez na formação do contato osso/implante.

Nishimoto et al.<sup>30</sup>, em 2008, compararam as propriedades de superfície de titânio rugosa ou polida com relação à capacidade de adesão e difusão celular e absorção de proteínas. Discos de titânio grau II foram divididos em 3 grupos, dois experimentais: Grupo 1 - *sandblasted and acid-etched* – jateados e condicionados por ácido e Grupo 2 - *resorbable blast media* – jateados e um grupo controle (superfície lisa). A superfície dos materiais foi caracterizada em relação à rugosidade, energia de superfície e química da superfície. Células do tipo osteoblasto foram testadas *in vitro* quanto a adesão na presença de proteínas séricas. A adesão celular foi avaliada por contagem direta por meio de ensaios com corantes. Não houve diferença estatisticamente significativa na

capacidade de aderência de proteínas (albumina) entre os grupos. A adesão celular foi melhor nos grupos com tratamento de superfície que no grupo controle, por outro lado a difusão de células foi melhor no grupo de superfície lisa. Os autores concluíram que implantes com superfície tratada apresentam melhor desempenho já que a quantidade de adesão celular é melhor.

Ferguson et al.<sup>17</sup>, 2008, realizaram um estudo em ovelhas a fim de avaliar a osseointegração de implantes com seis diferentes tipos de tratamento de superfície. Cento e oito implantes de 4,2 x 8mm (Thommen Medical, Waldenburg, Suíça) foram igualmente divididos em 6 grupos com as seguintes características: Grupo I, implantes de titânio jateados e submetidos a condicionamento ácido; Grupo II, implantes de zircônia jateados e submetidos a condicionamento em banho alcalino; Grupo III, implantes de titânio jateados e submetidos a condicionamento ácido e recobertos por uma base de fosfato de cálcio; Grupo IV, implantes de titânio jateados e submetidos ao método de modificação química da superfície com plasma anódico (APC) (método de anodização avançado que permite a formação de uma camada de óxido anódico e incorporação de fosfato de cálcio num único estágio); Grupo V, implantes de titânio jateados e submetidos a condicionamento ácido e recobertos com uma suspensão de bisfosfonados; e Grupo VI, implantes de titânio jateados e submetidos a condicionamento ácido recobertos por matriz extracelular artificial de colágeno bovino tipo I e sulfato de condroitina. Sete implantes foram colocados de cada lado do osso ilíaco de ovelhas, e as avaliações foram realizadas em 3 momentos, 2, 4 e 8 semanas após a instalação dos implantes. Todos os implantes estavam bem integrados no momento do sacrifício do animal e não foram observadas diferenças na densidade óssea peri-implantar entre os grupos. Os menores torques de remoção, após 8 semanas, foram observados nos implantes dos grupos II e IV. Os autores concluíram que apesar de implantes de titânio jateados e submetidos a condicionamento ácido ainda serem considerados como padrão de referência em relação a tratamentos de superfície, outras possibilidades como o recobrimento com

bisfosfonados e colágeno parecem melhorar a formação óssea peri-implantar inicial de devem ser mais estudados.

Martines et al.<sup>26</sup>, em 2008, compararam a mobilidade e as reações clínicas peri-implantares de dois tipos de implantes, com e sem tratamento de superfície. O estudo foi realizado em 5 cães Beagle, os quais tiveram seus segundos, terceiros e quartos pré-molares mandibulares de ambos os lados extraídos. Após um período de cicatrização de 90 dias, implantes foram instalados de acordo com o protocolo cirúrgico recomendado pelos fabricantes. Cada animal recebeu dois implantes com superfície tratada (SLA – ITI Straumann, Basel, Suíça), com dimensões de 10 x 4,1mm e 2 implantes com superfície lisa (STD – Nobel Biocare, Göttembrog, Suécia), com 11 x 4mm. Os implantes foram instalados em sequência aleatória e quinze dias após a instalação das fixações, foi realizada avaliação do índice de mobilidade dos implantes por meio do aparelho Periotest (Siemens, Bensheim, Alemanha) e também realizadas sondagens peri-implantares por meio de sonda periodontal da Universidade da Carolina do Norte (PCP-UNC 15, HuFriedy Manufacturing Company, Chicago, EUA). Os implantes foram mantidos sem aplicação de carga por um período de 120 dias quando foram instalados os intermediários e também foi suspenso o controle de placa. Três implantes de cada tipo foram perdidos antes dos 120 dias estarem completos. Os autores observaram aumento significativo na profundidade de sondagem do grupo com tratamento de superfície nas avaliações de 30, 60 e 90 dias, contudo não foram observadas diferenças significativas entre os dois tipos de implante. Houve perda significativa no nível de inserção clínica em ambos os grupos sendo essa perda maior no grupo com tratamento de superfície. Por fim, aumento na mobilidade foi estatisticamente significativo em ambos os grupos. Os autores concluíram que nos implantes com superfície tratada, peri-implantite experimental resultou em maior perda de inserção.

Recentemente, Rocuzzo e Wilson Jr<sup>33</sup> (2009), publicaram um estudo clínico prospectivo cujo objetivo foi avaliar se implantes de titânio com superfície tratada

estariam indicados para a aplicação de carga três semanas após instalados em região posterior de maxila. Trinta e cinco pacientes com necessidades de implantes unitários em região de molar foram selecionados e implantes com superfície SLActive (Straumann) instalados. Vinte e um dias após a instalação das fixações, os intermediários foram adaptados por meio de 15N.cm e coroas provisórias instaladas. Quatro a seis semanas após, os intermediários foram reapertados a 35N.cm e as restaurações definitivas adaptadas. A avaliação clínica constou de profundidade a sondagem nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, imediatamente após a instalação dos implantes e 12 meses após, e radiografias periapicais padronizadas foram realizadas nos mesmos tempos. No momento da instalação dos intermediários, 6 dos 35 pacientes relataram dor leve e a adaptação das provisórias foi adiada em 4 semanas. Não foram observadas perdas de implantes nem diferenças entre as avaliações realizadas nos dois momentos. Os autores concluem que implantes com superfície tratada podem ser utilizados e submetidos a carga precoce (3 semanas) em região posterior de maxila.

### **3 – Proposição**

#### **Objetivo Geral**

O objetivo deste trabalho foi avaliar o padrão de ósseo integração de dois diferentes tratamentos de superfícies de implantes osseointegrados.

#### **Objetivo Específico**

1. Comparar, histologicamente, de forma qualitativa, o padrão da reparação tecidual da interface osso-implante promovido por dois diferentes tipos de tratamento de superfícies, SLA (Strauman) e com duplo tratamento de superfície (Neodent), instalados em tibia de coelhos, durante determinados intervalos de tempo da osseointegração.

## 4- Material e Métodos

### 4.1 Desenho do implante e características de superfície:

Dois diferentes tipos de implantes formaram os dois grupos avaliados no estudo. Os implantes de ambos os grupos foram confeccionados em titânio puro comercial de grau IV.

- Grupo 1 - 10 implantes Standard Plus 3,3 x 8.0mm (Straumann, Basel, Suécia), com superfície jateada e acidificada por HCL/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> (SLA).
- Grupo 2 - 10 implantes do tipo Alvim Hexágono Externo 3.5 x 10.0 mm (Neodent, Curitiba, Brasil), com duplo tratamento de superfície.

### 4.2 Modelo animal

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Animal sob o n 016/09 conforme carta em anexo de 20/03/09 (Anexo 1).

Foram utilizados 10 coelhos machos brancos (*Oryctolagus Cunicus*, Nova Zelândia) com peso corporal de 3 a 4 kg, provenientes do biotério central da UNESP, Campus Botucatu. Os animais foram acondicionados em gaiolas individuais, alimentados com ração própria e água corrente no período pré e pós-operatório até a morte.

### 4.3 Procedimento cirúrgico

Para esterilização do instrumental e material foi utilizado o método de calor úmido sob pressão.

A tricotomia da região anterior e lateral da tíbia foi realizada bilateralmente. Posteriormente para antisepsia da região anterior e lateral da tíbia foi utilizada solução de polivinilpirrolidona-iodo (PVP-I) a 10%, solução tópica.

Os animais foram sedados pela combinação de Dopalen Injetável (Vetbrands – Brasil) que tem como princípio ativo Cloridrato de Ketamina a 1,16g + 10 ml de veículo q.s.q., na dose de 0,2 ml/kg via intramuscular em associação com Rompum (Bayer - divisão Brasil), de princípio ativo de Cloridrato de Xilazina 2g + 100 ml de excipiente q.s.q. por via intramuscular na dose de 3 mg/kg ou seja 1,5 ml/10kg de peso vivo com a função de relaxamento muscular e Mepivacaína (DFL - Brasil) como anestésico local e hemostático.

Para o preparo das lojas cirúrgicas e instalação dos implantes tanto do grupo 1 como do grupo 2, foram utilizados os kits cirúrgicos dos mesmos fabricantes dos implantes utilizados.

Uma incisão cutânea foi realizada na região anterior da tíbia, com aproximadamente 4 cm de extensão, usando lâmina de bisturi número 15 até exposição periosteal onde se procedeu a nova incisão para descolamento deste tecido e exposição óssea da região anterior, lateral e medial da tíbia.

O osso foi cuidadosamente instrumentado com uso de brocas para perfuração respeitando-se rigorosamente a sequência ditada por cada fabricante. Para a instalação do implante do grupo 1, inicialmente foi utilizada duas brocas esférica (para romper a cortical óssea), seguida da broca helicoidal de 2,2mm e 2,8mm. Por fim foi utilizada a broca de perfil (Figura 1).

Já para a instalação do implante do grupo 2 a sequência utilizada foi primeiramente a broca lança (para romper a barreira a cortical), seguida da broca helicoidal de 2,0mm, na medida proporcional ao comprimento do implante a ser instalado. Na sequência, utilizou-se a broca cônica de 3,5mm e por fim a broca de perfil (Figura 2).

A instrumentação das cavidades cirúrgicas foi realizada sob irrigação abundante com solução fisiológica salina de cloreto de sódio a 0,9%, proveniente de uma seringa Luer-Look. Dessa maneira, a ferida cirúrgica foi constantemente irrigada, mantendo-se aspiração contínua. Medidas criteriosas foram realizadas para garantir a melhor posição

tridimensional dos implantes em cada lado da tíbia. O instrumento rotatório, um contra-ângulo para implante 20:1 (W&H), usado para as osteotomia teve sua velocidade ajustada para 1200 rpm.



Figura 1 – Sequência de brocas – grupo 1



Figura 2 - Sequência de brocas – grupo 2

A rotação para a instalação do implante foi de 20-30 rpm sob irrigação abundante de cloreto de sódio a 0,9%. O posicionamento ideal dos implantes em relação à crista óssea foi cuidadosamente avaliado, considerando-se a instalação dos implantes segundo uma abordagem do tipo submersa (Figura 3).



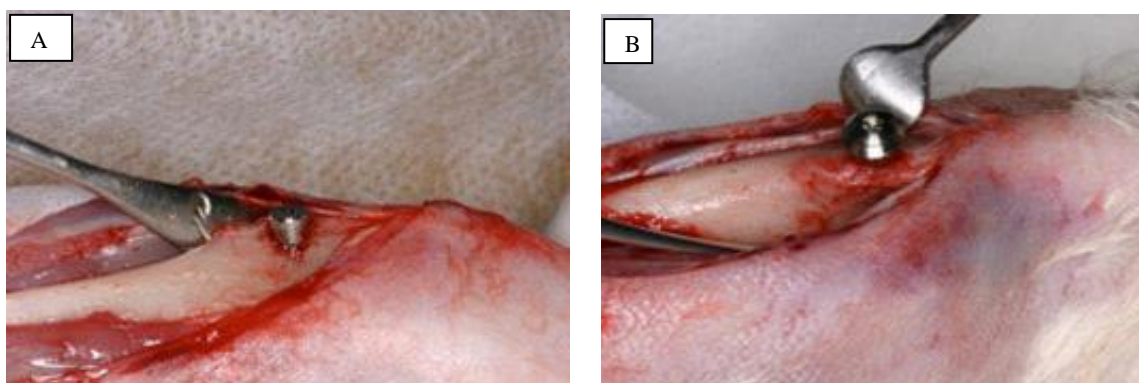


Figura 3 – Implantes instalados. A. Grupo 2. B. Grupo 1.

Os tecidos foram reposicionados e suturados em primeira intenção por camadas com suturas simples (Figura 4A) e contínua (Figura 4B), utilizando-se um fio de poliglactina 910 3-0 montado *Ethicon*<sup>4</sup>. Após o procedimento cirúrgico, os animais receberam antibioticoterapia profilática com penicilina Benzatina na dosagem de 40 a 50 UI/Kg e foram alimentados com ração sólida, com exceção das primeiras 06 horas após o procedimento, sendo hidratados constantemente.

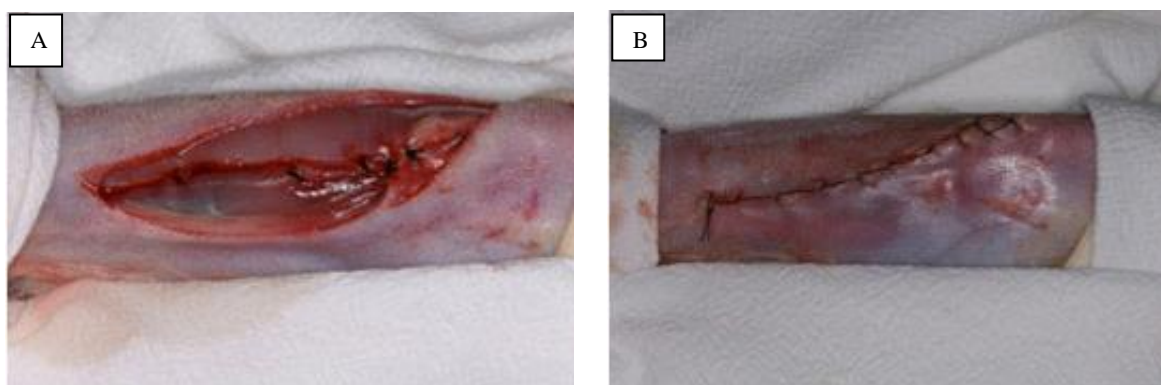


Figura 4 – Sutura. A. Simples. B. Contínua.

#### 4.4 Eutanásia dos animais e obtenção das amostras para análise

A eutanásia dos animais foi realizada por meio de injeção endovenosa de Hypnol 3% (Pentobarbital Sódico) com 8,0ml/Kg, sendo os períodos de sacrifícios preconizados entre 7, 15, 30, 45 e 60 dias do pós-operatório. Em cada período, foram sacrificados dois coelhos. Em seguida um deslocamento dermoperiosteal amplo para visualização dos implantes (Figura 5).

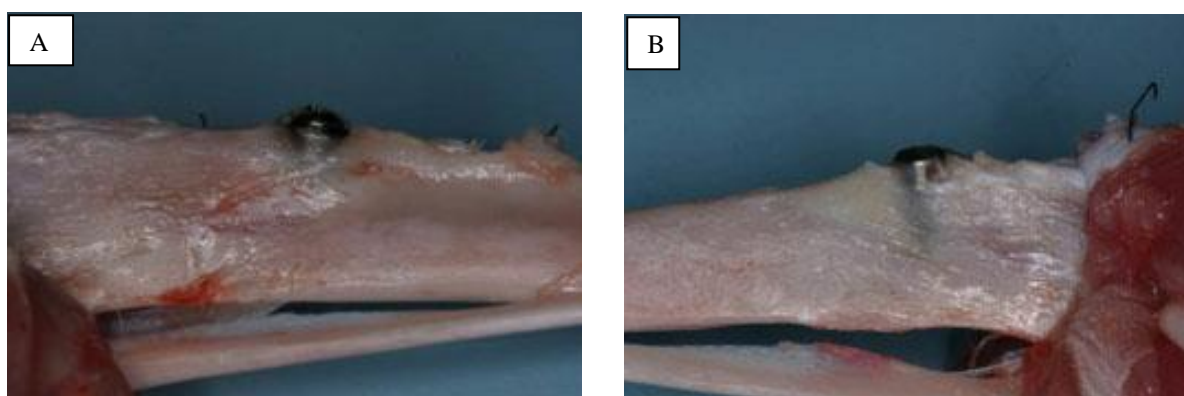


Figura 5 – Visualização dos implantes. A. Grupo 1. B. Grupo 2.

O mesmo acesso cirúrgico viabilizou a remoção das peças ósseas (Figura 6), através do uso de discos de carborundum montados em peça reta com motor elétrico. As amostras foram identificadas e acondicionadas em frascos contendo formaldeído a 10% por um período de 48 horas.

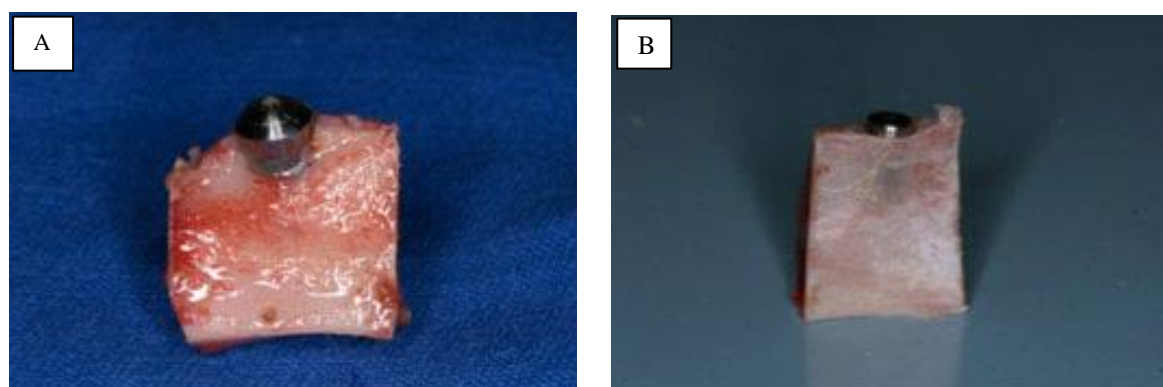


Figura 6 – A. Amostra do grupo 1. B. Amostra do grupo 2.

Em seguida as amostras foram submetidas a processo de desmineralização em solução de ácido etilendiaminotetracético (EDTA) a 10% tamponado com pH 7,0, com trocas realizadas duas vezes por semana por 60 dias, aproximadamente, até que não apresentassem resistência ao corte com navalha. Os blocos foram então lavados em água corrente e preparados de acordo com a técnica descrita por Donath e Breuner (1982)<sup>15</sup>, pela qual, as amostras passaram por um processo de desidratação em concentrações crescentes de álcool e infiltração por glicolmetacrilato (Technovit 7200 VLC) (Figura 7).

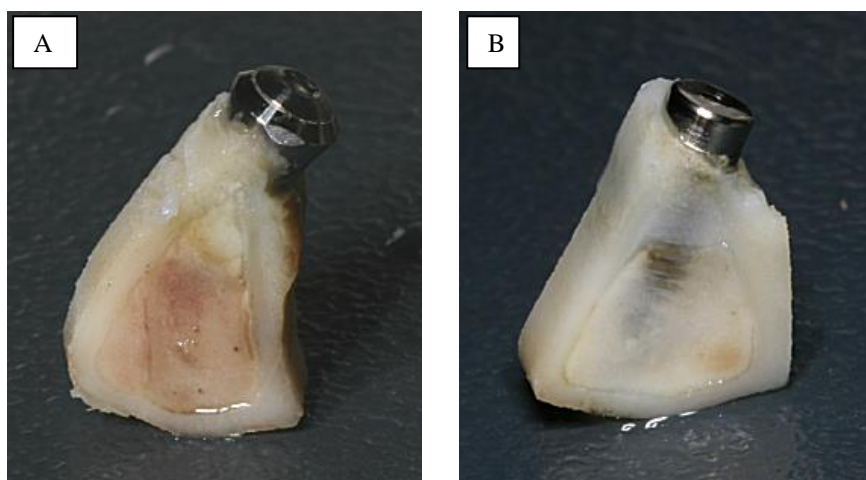


Figura 7 – A. Amostra do grupo 1. B. Amostra do grupo 2.

Após a infiltração plástica os espécimes foram incluídos em resina e polymerizados e através da utilização de um sistema de corte (Exact-Cutting, System, Apparatebau GmbH, Hamburgo, Alemanha) (Figura 8) foi realizado o corte e o desgaste das lâminas até que se obtenha uma secção de aproximadamente 50 a 70 $\mu$ m de espessura (Figura 9). As peças foram então coradas com Azul de Toluidina para a análise histomorfométrica.



Figura 8 – Polimerização da resina



Figura 9 – Corte do bloco

#### 4.5 Critérios para análise microscópica descritiva

Para a avaliação do padrão de osseointegração (contato osso/implante) nas duas diferentes superfícies dos implantes e a formação óssea no interior das roscas (área óssea entre as espiras), foi mensurado nas duas primeiras espiras. As mensurações serão realizadas utilizando-se um microscópio óptico DIASTAR (Leica Rerchert&Jung products, Germany), e analisadas empregando-se um software analisador de imagens denominado AxionVision Release 4.8 (Figura 10).

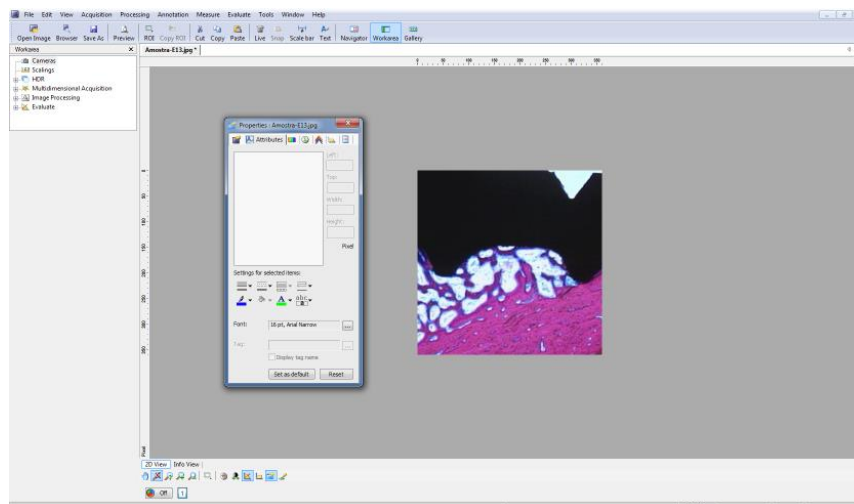


Figura 10 – Tela software AxionVision release 4.8.

Para avaliação, foi visualizada a imagem da lâmina e mensurada com a unidade pixel pois o *software* oferece este recurso. Como as medidas foram analisadas em porcentagem, esta unidade de medida não alterou os resultados.

A superfície total do implante foi denominada de Área Total (AT). A área medida foi a ausência de contato osso implante (ASC). Este critério foi adotado, pois envolvia uma quantidade menor de números, diminuindo a probabilidade de erros. Para calcular o percentual de contato osso/implante (BIC), foram subtraídos a ATlaminax da lâmina pela ASClaminax, multiplicado o valor por 100 e dividido pela AT:

$$\text{BIClaminax} = \frac{(\text{ATlaminax} - \text{ASClaminax}) \times 100}{\text{ATlaminax}}$$

## 5 – Artigo Científico 1

Artigo preparado segundo as normas da revista RSBO.

### BONE APPPOSITION AND SURFACE TREATMENT IN DENTAL IMPLANTS: HISTOMORPHOMETRICAL ANALYSIS IN RABBITS

#### ABSTRACT

**Introduction:** The surface of dental implants is an important factor for osseointegration process and different methods of surface treatment have been described. **Objetives:** The aim of this study was to investigate the bone apposition in implant surface treated with sandblasting and acid-etching. **Material and methods:** Ten rabbits were selected and received one implant treated with method I in the left tibia and one implant treated with method II in the right tibia. Then, twenty implants were divided in two groups, according to methods of sandblasting and acid-etching (method I and method II). After 7, 14, 30, 45 and 60 days, tibias were retrieved and submitted to histotechnical procedures. The percentages of bone–implant contact (BIC) and bone area between threads (BABT) were determined throughout histomorphometrical analysis and bone apposition was detected in implants of both groups. **Results:** In BABT measurements, an increase was observed after 45 and 60 days in the method II, compared to method I and no differences were found after 7, 14 and 30 days. In BIC measurements, an increase was detected with method II at 45 days when compared to method I. No differences between groups in BIC values were observed after 7, 14, 30 and 60 days. **Conclusions:** Implants of both groups can be successfully used as a therapeutic strategy to rehabilitation of edentulous patients. However, higher levels of bone apposition were observed in implants treated with method

II after 45 and 60 days. Then, further experiments are needed to evaluate, in depth, the putative differential role of each surface treatment.

**Keywords:** Osseointegration; Dental Implant; Osteogenesis; Titanium.

### **Introduction**

Dental implants have been considered a safe and predictable treatment for replacing missing teeth to restore function in partially or completely edentulous patients. However, the success of this treatment is associated to osseointegration, which is defined as a direct connection between living bone and the surface of implant without interposed soft tissue. It is an anchorage mechanism whereby synthetic components can be incorporated into living bone, persisting under all normal conditions of loading. Therefore, osseointegration process is strictly related to bone metabolism [1,5,824].

Different types of cells participate in the bone metabolism, such as osteoblasts, osteoclasts and osteocytes. Osteoblasts are specialized cells that reside in the bone surface and are responsible for the synthesis of the bone extracellular matrix and influence bone mineralization while osteoclasts are responsible for bone resorption [32]. In this way, bone is resorbed and replaced in a physiological process characterized as bone remodeling [39]. This process also occurs when an implant is placed [17,18,25,] and the clinical success of oral implants is related with their osseointegration [24].

This peri-implant bone formation can be divided in contact and distant osteogenesis. Contact osteogenesis is characterized by deposition of a newly formed bone in direct contact with the implant surface. Regarding to distant osteogenesis, bone tissue is deposited on the surface of old bone in the peri-implant site and the bone surface provided a population of osteogenic cells. The new bone is not deposited on the implant, however the implant does become surrounded by bone [23,25].

Many factors could affect the osseous healing of implants such as surface topography of biomaterial, the status of the bone/implant site, implant loading conditions, surgical technique and implant design [1,3,15,21]. Considering that surface topography, implant design and surface seems to influence the bone apposition. In fact, numerous studies demonstrated that the surface roughness of titanium implants affects the rate of osseointegration [16,22,37,43].

Several methods have been used to create a rough surface and improve the osseointegration of titanium implants such as titanium plasma-spraying, blasting with ceramic particles, acid-etching and anodization [24]. Many studies have been developed in order to evaluate the bone deposition in dental implant treated with different methods of surface treatment [2,11,12]. Although some studies demonstrated that different methods of implant surface treatment affect the host-to-implant response, it would be reasonable to evaluate the differences between different methods of sandblasting and acid-etching. Therefore, the aim of this study was to investigate the putative differences in the pattern of bone apposition in implants treated with different techniques of sandblasting and acid-etching using the rabbit tibia model after 7, 14, 30, 45 and 60 days after implant placement.

## **Material & Methods**

### **Implants and Experimental Animals**

Ten New Zealand white mature male rabbits with a mean weight of 4 kg were used in this study. The animals were kept in individual cages, fed with a standard laboratory diet and given tap water *ad libitum*. In the sequence, rabbits were randomly subdivided into 5 groups and analyzed at 7, 14, 30, 45 and 60 days after surgical procedures. These



procedures were performed under sterile conditions and the study protocol was approved by the Sagrado Coração University Ethics Committee, USC (016/09).

All implants were manufactured from commercially pure (grade IV) titanium. According to surface treatment methods, we divided implants into two groups. In the group I, we used implants 10mm long and 3,3mm in diameter, placed in left tibia of each animal. The method I of surface treatment was produced by a large grit sandblasting process with corundum particles that leads to a macro roughness on the titanium surface. This is followed by a strong acid-etching bath with a mixture of HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, producing the fine 2-4µm micropits superimposed on the rough-blasted surface, as described by the manufacturer (Straumann AG, Basel, Switzerland). In the method II, implants with 10mm long and 3,5mm in diameter were placed in left tibia of each rabbit. The surface of this group was produced by aluminium oxide sandblasting. The next step was characterized by immersion in acid solution for long periods in high temperature, resulting in 2,5-5µm micropits, as described by the manufacturer (Neodent, Curitiba, Brazil).

### **Surgery and histological procedures**

Prior to surgery, the shaved skin in the tibial metaphysis area was cleaned with iodine solution at the surgical and surrounding area. The animals were anaesthetized through intramuscular injection of a combination of ketamine (Ketamina Agener®; Agener União Ltda., São Paulo, SP, Brazil) (0.35 mg/kg of body weight) and xylazine (Rompum® Bayer S.A. São Paulo, SP, Brazil) (0.5 mg/kg of body weight). Incisions of approximately 3 cm in length were performed in the left and right tibiae. After dissection, the bone surface of the tibial metaphysis was exposed and one implant was placed in each tibia. Implants were placed using a progressive sequence of drills under saline cooling, according to the manufacturer's instructions. The soft tissues were sutured in separate

layers and the animals received postoperatively a single intramuscular dose of antibiotic (Pentabiótico Pequeno Porte – Fort Dodge®, Campinas, SP, Brazil) (0.1 ml/kg of body weight).

After 7, 14, 30, 45 and 60 days, animals were sacrificed by intramuscular injection of high dose of the anesthetic solution and the tibiae containing the implants were removed in terms of histological techniques. Tissue blocks containing the implant were fixed in 10% buffered formalin solution for 24h, washed in running water for 24 hours and dehydrated in a series of alcohol solutions ranging from 70-100% ethanol. Following dehydration, the samples were embedded in a methacrylate-based resin (Technovit 9100, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) according to the manufacturer's instructions. In the sequence, the blocks were sectioned using a diamond saw (Exakts, Apparatebau GmbH, Norderstedt, Germany) and sections (~300 µm thickness) were glued to acrylic plates with an acrylate-based cement, and a 24 hours setting time was allowed prior to grinding and polishing. The sections were then reduced to a final thickness of ~30 µm by means of a series of SiC abrasive papers (400, 600, 800, 1200 and 2400) (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) in a grinding/polishing machine (Metaserv 3000, Buehler Ltd., Lake Bluff, USA) under water irrigation. The sections were stained with Stevenel's blue and acid fuchsin. All histological procedures were performed in Exakt System Laboratory, Araraquara's School of Dentistry – UNESP.

### **Histological analysis**

All histological sections were identified with a random numerical sequence in order to codify experimental periods and groups. Histomorphometric evaluation was performed using an optical microscope (Axion Imager A1M, Carl Zeiss, Germany) attached to a

digital camera (Axiocam ICc3, Carl Zeiss, Germany). The acquired digital images were analysed by a single and calibrated examiner (MC) blind to experimental groups and periods. Osseointegration process was evaluated throughout measurements of bone-to-implant contact (BIC) and mineralized bone area between threads (BABT) using the software Image Tool 3.0 (San Antonio Dental School, University of Texas Health Science, TX, USA).

The regions of bone-to-implant contact (BIC) along the implant perimeter were subtracted from the total implant perimeter and the calculations were performed to determine the BIC. In bone area between threads (BABT), we firstly obtained the total area of threads and the area occupied by space or nonbone, and after we determine the percentual of total area of threads occupied by bone tissue. These assessments were performed bilaterally in the first three threads of each implant by a single calibrated examiner.

### **Statistical analysis**

Data are presented as mean  $\pm$  SD, and the statistical differences between experimental groups were analyzed by ANOVA, followed by Tukey's test. The intra-examiner casual error was calculated with paired "t" test and the systematic error was calculated according to Dahlberg formule. Both analyses were performed by GraphPad Prism 5.0 software (GraphPad Software Inc., San Diego, CA, USA). Values of  $p < 0.05$  were considered statistically significant.

### **Results**

The surgical procedures and follow-up demonstrated no complications regarding procedural conditions, post-operative infection or other clinical concerns. No implants

were excluded from the study due to clinical instability and no clinical signs of inflammation were detected in any of the specimens. Our histological findings revealed a relevant pattern bone deposition, demonstrating the occurrence of osseointegration in both groups (Figures 1 and 2). However, significant differences between method I and II were observed with regard to bone-to-implant contact (BIC) and mineralized bone area between threads (BAPT).

The morphometric analysis did not demonstrated statistical differences between methods I and II at 7, 14 and 30 days of healing ( $p>0.05$ ). However, it was demonstrated a significant increase ( $p<0.05$ ) in the bone area between threads (BAPT) after 45 and 60 days in the method II. After 45 days of healing, the mean BAPT was  $73.1\% \pm 15$  for the method II and  $17.4\% \pm 26.2$  for the method I. At 60 days of healing, BAPT measurements of method II averaged  $81.9\% \pm 5.4$  and  $33.2\% \pm 20$  for method I (Figure 3). Evaluating the values of BAPT in different periods of method II, we observed a progressive increase ( $p<0.05$ ) in their measurements along healing process (Figure 3). Conversely, we did not observe significant differences in BAPT measurements ( $p>0.05$ ) in all time points of group treated with method I.

Significant differences in percentage of bone-to-implant contact (BIC) between methods I and II were observed at 45 days of healing, demonstrating an increase ( $p<0.05$ ) in BIC values in the method II (Figure 4). After 45 days, BIC values were  $60.2\% \pm 20.6$  for the method II and  $21.2\% \pm 23.2$  for the method I. There was no statistically significant difference between groups in regards to bone-to-implant contact after 7, 14, 30 and 60 days ( $p>0.05$ ). Our data also demonstrated significant difference in BIC measurements in different time-points in groups treated with methods I and II, as illustrated in Figure 4.

Intra-examiner casual and systematic error did not show statistical significant difference between measurements, demonstrating reproducibility and reliability of the method. The casual error was considered low, being 2,6% for BABT measurements and 1,8% for BIC values. For systematic error, we did not found statistical difference ( $p>0.05$ ) among repeated measurements regarding to BABT and BIC analyses.

## **Discussion**

Surface roughness is one of the key factors for osseointegration of titanium dental implants. It is well established that surface modifications can enhance bone integration of titanium implants in comparison with polished titanium surface [7,19, 26,35,41]. In fact, increased surface roughness of dental implants resulted in greater bone apposition [6] and reduced healing time [10]. Several methods are used to perform a surface treatment in dental implants [24], however the pattern of bone deposition in different techniques of sandblasting and acid-etching remains poorly known. In this way, the purpose of this study was to evaluate these possible differences using the rabbit tibia model, which has been largely used in experimental studies [20,29,34].

Our results showed evidences of success in osseointegration process, considering that both groups treated with different methods of sandblasting and acid-etching presented relevant amounts of bone in the surface of implants. Indeed, a previous study compared two types of dental implant surface (SLActive® and NanoTite™) with concern to peri-implant bone healing after 4 and 8 weeks. The results demonstrated that both types of implants presented satisfactory and similar bone response in the mandible of dogs. However, the authors also suggest that the quality and quantity of bone site could not allow demonstrating significant differences in the healing response [2].

Thus, other authors evaluated the bone regeneration in dehiscence-type defects at titanium implants with chemically modified sandblasted/acid-etched (modSLA) or dual acid-etched surfaces with a calcium phosphate nanometre particle modification (DCD/CaP). It was observed higher mean of BIC in the modSLA implants, suggesting that these implants may have a higher potential to support osseointegration when compared to DCD/CaP implants [33].

Moreover, all titanium implants placed in tibia of rabbits in our experiments did not present any complication such as clinical instability or clinical signs of exacerbated inflammatory responses. According with our data, several studies have been described titanium as an excellent biomaterial and its biocompatibility is related to the formation of a thin surface layer of oxide, being associated with osseointegration mechanisms. The initial reaction of the oxide layer with biological environment is the adsorption of ions and macromolecules, resulting in the formation of a protein-dominated film. These interactions between mineral in the interface and the oxide layer seem to contribute to the anchoring of the implant, resulting in bone apposition [4,14]. Nevertheless, this biological process can be influenced by several characteristics of dental implants such as surface topography, implant design and finish; all of which are really relevant to the osseointegration [3,15,21,24,37].

Our results also demonstrated variations in the amount of bone deposited among groups characterized by an increase in the area between threads occupied by bone tissue and bone-implant contact in group treated with method II. An increase was detected in the area between threads (BABT) occupied by bone tissue after 45 and 60 days of implant placement, accompanied by an increase in bone-implant contact (BIC) after 45 days. Considering that other variables such as surgery technique and implant length were controlled in our experimental design, these findings may be attributed to the specific

characteristics of sandblasting and acid-etching in each group. Accordingly, previous studies have reported that bone deposition at the tissue-implant interface are influenced by several factors such as design, chemistry, topography and wettability of dental implant [9,15,23,37].

The design of an implant refers to the three dimensional structure characterized by many terms such as shape, presence or absence of threads, threads design, surface topography and chemical composition. These characteristics affect the biomechanical load distribution on the implant, having an effect in bone deposition and resorption [9,37]. Therefore, some studies demonstrated that different implant designs presented different stress distribution in the bone, affecting bone metabolism [36,42]. It is possible that slight differences in the implant diameter as well as in the threads design may be influenced our results. However, the influence of macrostructure seems to be minimized in our results, since the implants were not submitted to load in the osseointegration period. Insertion torque values are also important, considering the putative influence in the BIC and BAPT evaluations mainly in the first period. In fact, we established a minimum insertion torque values of 10 N.cm in order to reduce this influence.

Considering that both methods are really similar, these variations in the bone apposition seem to be a result of minor differences in manufacturing process of sandblasting and acid-etching between groups such as composition, time and concentration of acids used in the surface treatment. According to manufacturer, titanium implants treated with method I were submitted to a immersion for several minutes in a mixture of concentrated HCl and H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> heated above 100°C, producing the fine 2-4µm micropits superimposed on the rough-blasted surface. In addition, the method I of surface treatment also comprised an immersion for long periods in acidic solution at high temperature, producing 2,5-5µm micropits.

Therefore, it has been described that implant surface interacts with the host, having a direct role in osteogenesis at the bone-implant interface, influencing a series of coordinated events including protein adsorption, cell proliferation, and bone tissue deposition [23,27,40]. In fact, acid-etched surfaces enhance the osteoconductive process through the attachment of fibrin and osteogenic cells, resulting in bone formation directly on the surface of the implant [28]. Then, specific surface properties of sandblasted-acid-etched implants may modulate the biological behavior of osteoblasts during bone tissue healing [13,30]. In this way, it is possible to suggest that minor differences in surface microstructure may induce a delay in the adhesion, proliferation and differentiation of osteoblastic cells on the titanium surface and may explain the differences between groups.

Although some differences in BABT and BIC, our data demonstrated similarity in the kinetics of osseointegration in both groups, mainly in BIC values. We initially observed an increase in BIC values at 14 days, followed by a transitory reduction with a posterior recovery in the last period. In this initial periods (7 and 14 days), it was observed a trend to increase in BIC values in group treated with method I, suggesting a possible improvement in early phases of tissue healing. In the sequence, the phase characterized by reduction in BIC was longer (30 and 45 days) in method I when compared to method II (30 days), however we did not find any differences between groups at the end of experimental times (60 days) between groups. Then, it is possible to suggest that the method I presented a transitory delay in osseointegration process, possibly due by changes in biological mechanisms such as protein adsorption, cell proliferation and bone tissue deposition [23,27,39]. Our hypothesis could be reinforced by a reduction in bone apposition in method II at 45 and 60 days in the area between threads (BABT), an parameter that have been considered as valuable for evaluating osseointegration [31,38].



## CONCLUSIONS

Our data demonstrated that, although slight differences in bone apposition, dental implants from both groups can be considered as a very interesting and predictable strategy to oral rehabilitation of missing teeth. Possibly, slight variations in surface treatment may affect the osseointegration process. Whereas it is well established that surface roughness and design of implants plays an important role for cellular reactions and tissue healing, the precise effect of these characteristics and the kinetics of biological mechanisms involved in osseointegration remains poorly understood. Moreover, it would be interesting to evaluate the pattern of bone apposition in both methods after longer periods of implant placement. Then, further studies must be carried out in order to improve knowledge on the interaction between osseointegration and implant surface treatment, which may serve as a basis for development of more effective strategies for improve the performance of titanium implants.

## REFERENCES

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;110(6):387-416.
2. Al-Hamdan K, Al-Moaber SH, Junker R, Jansen JA. Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: a histological and histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(4):399-405.
3. Bahat O, Sullivan RM. Parameters for successful implant integration revisited part I: immediate loading considered in light of the original prerequisites for osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12 Suppl 1:e2-12.
4. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results. *J Biomed Mater Res* 1984;18(4):327-55.

5. Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev* 2001;38(2):175-81.
6. Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83(7):529-33.
7. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25(7):889-902.
8. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986;57(4):285-9.
9. Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004;32(2):123-32.
10. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(2):144-53.
11. Coelho PG, Bonfante EA, Pessoa RS, Marin C, Granato R, Giro G et al. Characterization of five different implant surfaces and their effect on osseointegration: a study in dogs. *J Periodontol* 2011;82(5):742-50.
12. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88(2):579-96.
13. Conserva E, Lanuti A, Menini M. Cell behavior related to implant surfaces with different microstructure and chemical composition: an in vitro analysis. *Int J Oral*

Maxillofac Implants 2010;25(6):1099-107.

14. Damen JJ, Ten Cate JM, Ellingsen J.E. Induction of calcium phosphate precipitation by titanium dioxide. *J Dent Res* 1991;70(10):1346-9.

15. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med* 2008;11(1): 30-4.

16. Elias CN, Meirelles L. Improving osseointegration of dental implants. *Expert Rev Med Devices* 2010;7(2): 241-56.

17. Fleischmannova J, Matalova E, Sharpe PT, Misek I, Radlanski RJ. Formation of the tooth-bone interface. *J Dent Res* 2010;89(2): 108-15.

18. Franchi M, Fini M, Martini D, Orsini E, Leonardi L, Ruggeri A et al. Biological fixation of endosseous implants. *Micron* 2005;36(7):665-71.

19. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(3):120-8.

20. He FM, Yang GL, Zhao SF, Cheng ZP. Mechanical and histomorphometric evaluations of rough titanium implants treated with hydrofluoric acid/nitric acid solution in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(1):115-22.

21. Javed F, Almas K, Crespi R, Romanos G.E. Implant surface morphology and primary stability: is there a connection? *Implant Dent* 2011;20(1):40-6.

22. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(4):185-206.

23. Lavenus S, Louarn G, Layrolle P. Nanotechnology and dental implants. *Int J Biomater* 2010;915327. Epub 2010 Dec 28.

24. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23(7):844-54.
25. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron* 2005; 36(7):630-44.
26. Marinho VC, Celletti R, Bracchetti G, Petrone G, Minkin C, Piattelli A. Sandblasted and acid-etched dental implants: a histologic study in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(1):75-81.
27. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *J R Soc Interface* 2010;7(5):515-27.
28. Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(6):530-9.
29. Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater* 2007;13(1):1-10.
30. Ramaglia L, Postiglione L, Di Spigna G, Capece G, Salzano S, Rossi G. Sandblasted-acid-etched titanium surface influences in vitro the biological behavior of SaOS-2 human osteoblast-like cells. *Dent Mater J* 2011;30(2):183-92.
31. Roriz VM, Rosa AL, Peitl O, Zanotto ED, Panzeri H, de Oliveira PT. Efficacy of a bioactive glass-ceramic (Biosilicate) in the maintenance of alveolar ridges and in osseointegration of titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(2):148-55.
32. Scheller EL, Krebsbach PH. The use of soluble signals to harness the power of the bone microenvironment for implant therapeutics. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(2):70-9.
33. Schwarz F, Sager M, Kadelka I, Ferrari D, Becker J. Influence of titanium implant surface characteristics on bone regeneration in dehiscence-type defects: an experimental

study in dogs. *J Clin Periodontol* 2010;37(5):466-73.

34. Seong WJ, Grami S, Jeong SC, Conrad HJ, Hodges JS. Comparison of Push-In versus Pull-Out Tests on Bone-Implant Interfaces of Rabbit Tibia Dental Implant Healing Model. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):460-469.

35. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NH. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res* 2006;85(6):496-500.

36. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(4):333-40.

37. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):675-90.

38. Tavares MG, de Oliveira PT, Nanci A, Hawthorne AC, Rosa AL, Xavier SP. Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> enhances contact osteogenesis. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(4):452-8.

39. Vandrovcová M, Bačáková L. Adhesion, growth and differentiation of osteoblasts on surface-modified materials developed for bone implants. *Physiol Res* 2011;60(3):403-17.

40. Vasconcellos LM, Leite DO, Oliveira FN, Carvalho YR, Cairo CA. Evaluation of bone ingrowth into porous titanium implant: histomorphometric analysis in rabbits. *Braz Oral Res* 2010;24(4):399-405.

41. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(1):24-30.

42. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):622-33.

43. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2009;20(4):172-84.

## LEGENDS

**Figure 1. Histological appearance of bone apposition in group I.** Implants were placed in tibiae rabbits and histological sections were evaluated after 7 (A), 14 (B), 30 (C), 45 (D) and 60 (E) days post-placement under light microscopy. Stevenel's blue and acid fuchsin.

**Figure 2. Histological appearance of bone apposition in group II.** Implants were placed in tibiae rabbits and histological sections were evaluated after 7 (A), 14 (B), 30 (C), 45 (D) and 60 (E) days post-placement under light microscopy. Stevenel's blue and acid fuchsin.

**Figure 3. Increase in bone area between threads (BAPT) in group treated with method II.** Implants of groups treated with method I and II (group I and II, respectively) were placed in tibiae rabbits and the percentage of bone area between threads was evaluated after 7, 14, 30, 45 and 60 days post-placement. Data are presented as mean  $\pm$  standard deviation. \* indicate significant statistical difference ( $p < 0.05$  ANOVA) and different letters indicate differences between periods in group II. No statistical significant differences were observed in different periods of group I ( $p > 0.05$  ANOVA).

**Figure 4. Increase in bone-to-implant contact (BIC) in group treated with method II.** Implants of groups treated with method I and II (group I and II, respectively) were placed in tibiae rabbits and the percentage of bone area between threads was evaluated after 7, 14, 30, 45 and 60 days post-placement. Data are presented as mean  $\pm$  standard deviation. \* indicate significant statistical difference ( $p < 0.05$  ANOVA) and different letters indicate differences between periods in experimental groups (bold and italic letters refers to group I, non-bold and non-italic letters refers to group II).

## FIGURES

Figure 1.

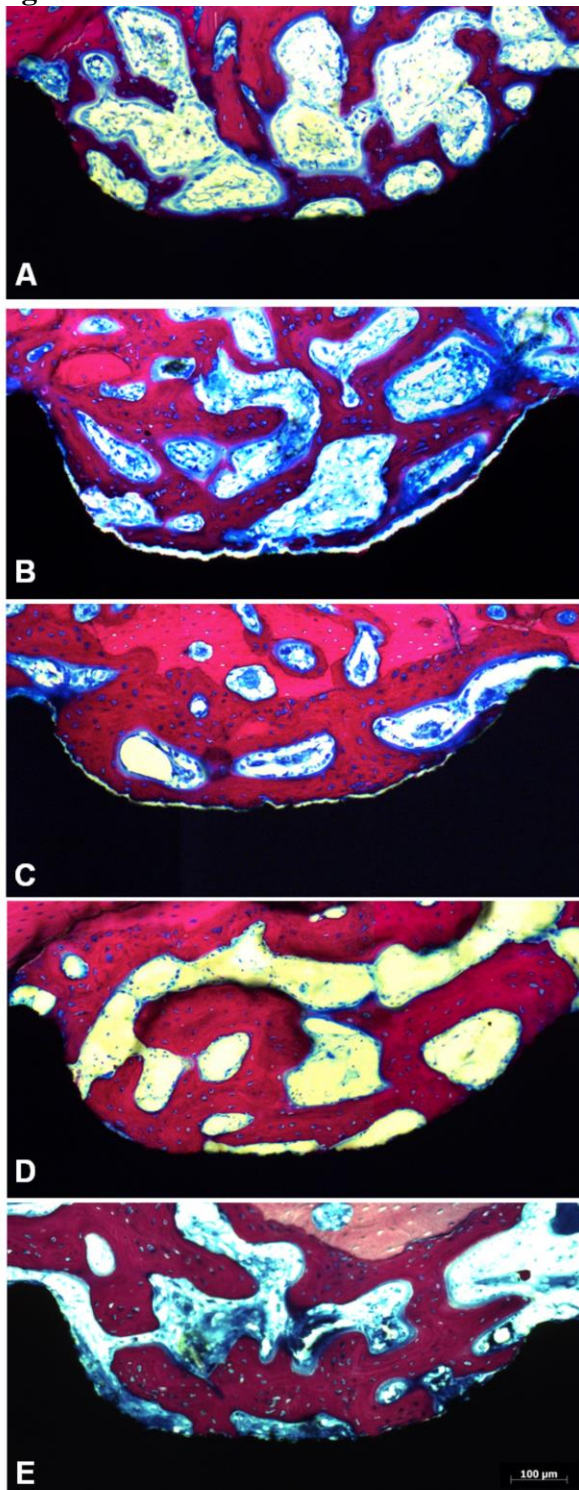


Figure 2.

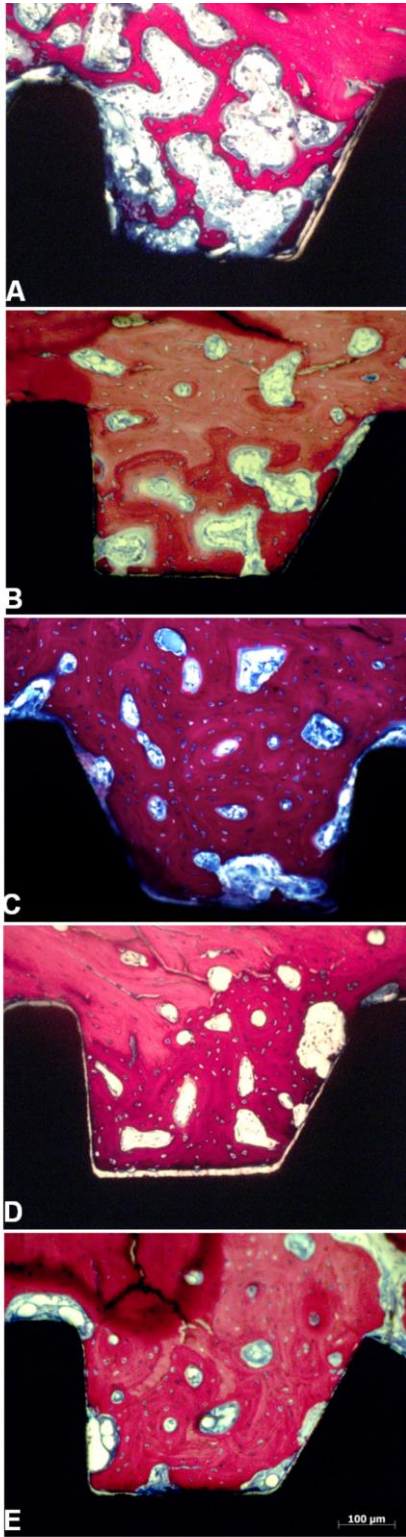




Figure 3.

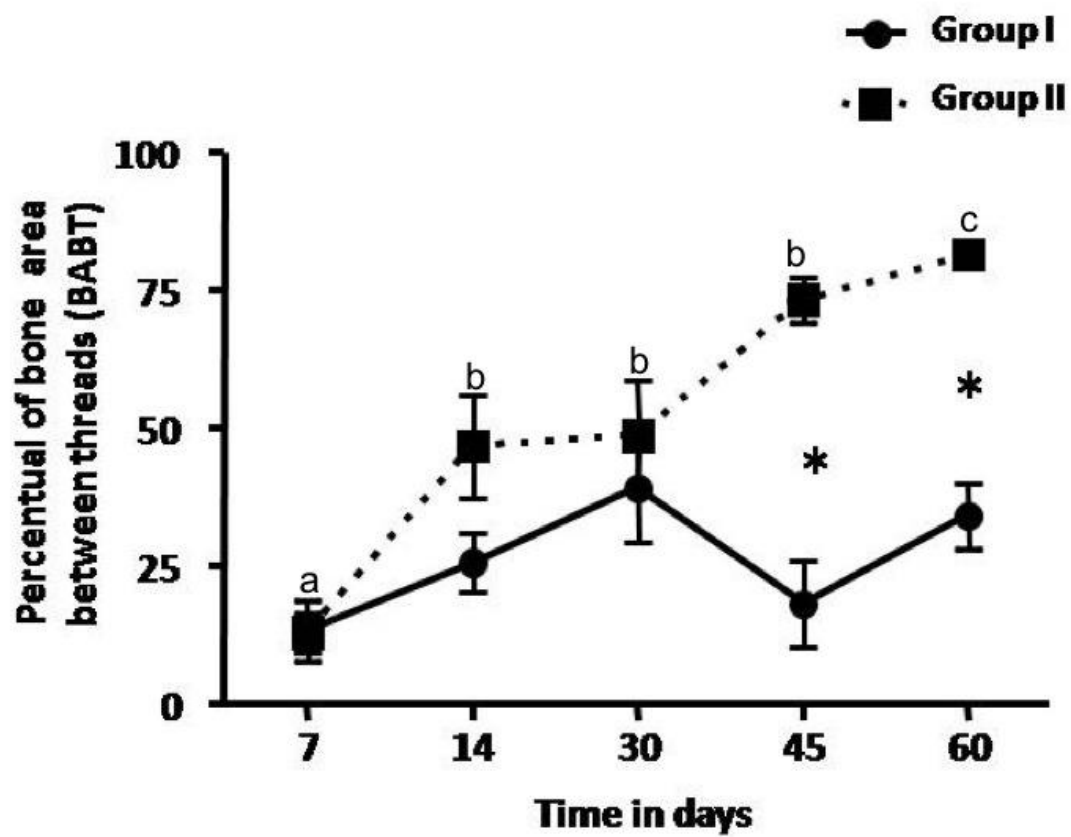
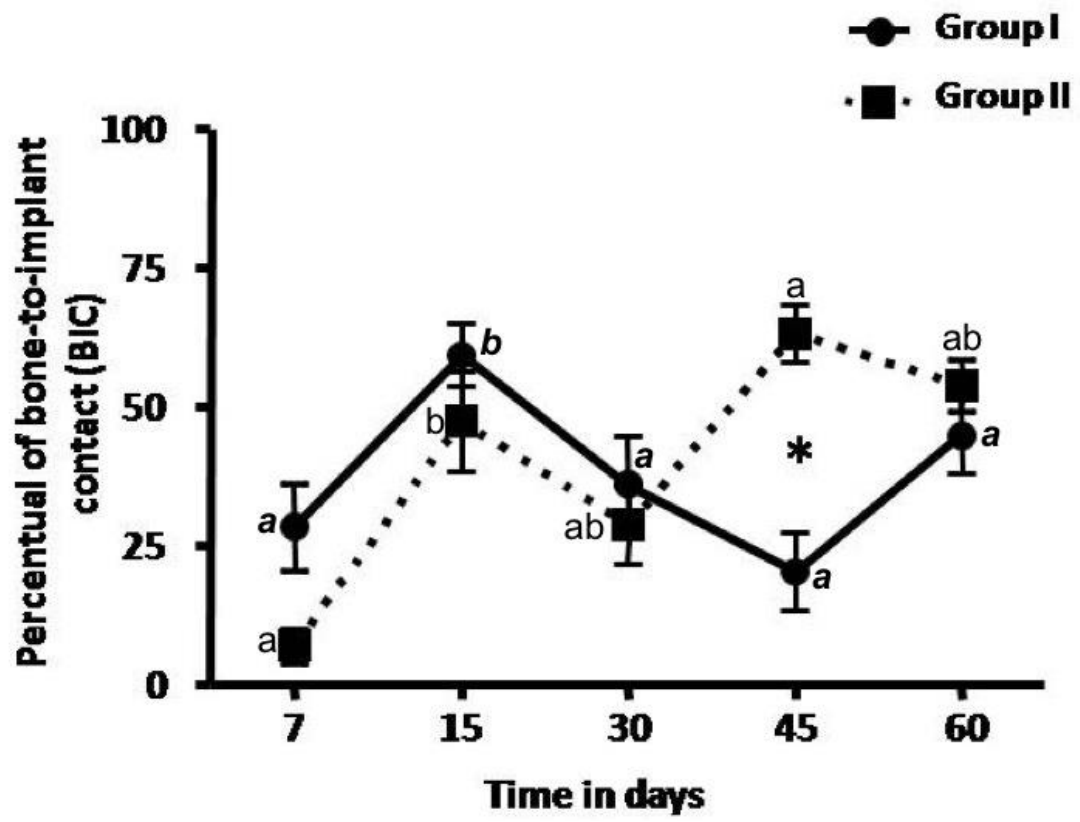


Figure 4.



## 6 – Referências

1. Adell R, Leholm U, Rockler B et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
2. Albrektsson T, Berglundh T, Lindhe J. Osseointegração: Antecedentes históricos e conceitos atuais. In: Lindhe J. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. Cap. 33.
3. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
5. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 1983;50:255-261.
6. Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz A, Dushnner H, Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Impl Res* 2007;19:1-8.
7. Baier RE, Meyer AE. Implant surface preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:9-20.
8. Barone A, Covani U, Cornelini R, Gherlone E. Radiographic bone density around immediately loaded oral implants. A case series. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:610-615.
9. Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W, et al. One-step surgical placement of Brånemark Implants: A prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1997;12(4):454-462.

10. Brånemark P.-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses. In: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc. 1985
11. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:231-246.
12. Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83(7):529-533.
13. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67:932-949.
14. Diniz MG, Pinheiro MA, Andrade Júnior AC, Fischer RG. Characterization of titanium surfaces for dental implants with inorganic contaminants. *Braz Oral Res* 2005;9(2):106-111.
15. Donath K, Breuner GA. A method for the study of undercalcified bones and teeth with attached soft tissue. *J Oral Pathol* 1982;11:318-325.
16. Ekfeldt A, Johansson LA, Isaksson S. Implant-supported overdenture therapy: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 1997;10(4):366-374.
17. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, von Rechenberg B, Scharnweber D, Bierbaum S et al. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1037-1046.
18. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 2004;74:3-15.
19. Hansson H-A, Albrekt T, Brånemark P.-I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* 1983;50:108-113.
20. Jaffin RA, Bermann CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
21. Joos U, Büchter A, Wiesmann H-P, Meyer U. Strain driven fast osseointegration of implants. *Head Face Med* 2005;1:6.

22. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:247-259.
23. Kessler-Liechti G, Zix J, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:353-358.
24. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-645.
25. Mangano C, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Mangano F, Piattelli A. Bone response to new modified titanium surface implants in nonhumans primates (*Papio Ursinus*) and humans: Histologic evaluation. *J Oral Rehabil* 2008;34:17-24.
26. Martines RT, Sendyk WR, Gromatzky A, Cury PR. Sandblasted/acid-etched vs smooth-surface implants: Implant mobility and clinical reaction to experimentally induced peri-implantitis in Beagle dogs. *J Oral Implantol* 2008;34:185-189.
27. Masuda T, Yliheikkilä PK, Felton DA, Cooper LF. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:17-29.
28. Meyer U, Wiesmann H-P, Fillies T, Joos U. Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:489-499.
29. Morra M, Cassinelli C, Bruzzone G, Carpi A, Di Santi G, Giardino R, Fini M. Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces: 1. Surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2003;18(1):40-45.
30. Nishimoto SK, Nishimoto M, Park S-W, Lee K-M, Kim H-S, Koh J-T et al. The effect of titanium surface roughening on protein absorption, cell attachment, and cell spreading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:675-680.

31. Novaes Jr AB, Souza SLS, Oliveira PT, Souza AMMS. Contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:377-383.
32. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2005;20(3):425-432.
33. Rocuzzo M, Wilson Jr TG. A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:65-72.
34. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig G-H. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: A histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol* 2003;74:1483-1490.
35. Sommerfeldt DW, Rubin CT. Biology of bone and how it orchestrates the form and function of the skeleton. *Eur Spine J* 2001;10:S86-S95.
36. Strnad J, Urban K, Povysil C, Strnad Z. Secondary stability assessment of titanium implants with an alkali-etched surface: A resonance frequency analysis study in Beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:502-512.
37. Wagenberg B, Froum SJ. A retrospective study of 1925 consecutively placed immediate implants from 1988 to 2004. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2006;21(1):71-80.
38. Wennerberg A, Albrektsson T, Anderson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:38-45.
39. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implant Res* 1998;9(1):11-19.

40. Wilke HJ, Claes L, Steinemann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. In: Heimke G.
41. Wong M, Eulenberger J, Schenk J, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995;12:1567-1575.
42. Xavier SP, Carvalho PSP, Beloti MM, Rosa AL. Response of rat bone marrow cells to commercially pure titanium submitted to different surface treatments. *J Dent* 2003; 31(3):173-180.
43. Yamaguchi M, Xu H, Shimizu Y, Hatano N, Ooya K. Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible. *Quintessence Int* 2008; 39: 121-125.
44. Zöllner A, Ganeles J, Korostoff J, Guerra F, Kraft T, Brägger U. Immediate and early non-occlusal loading of Straumann implants with chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: interim results from a prospective multicenter randomized-controlled study. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 442-450.

## 7 - APENDICE

### Artigo Científico 2

#### **Instalação de implante em alvéolo fresco com temporização: Relato de caso clínico com sucesso na técnica e manutenção dos futuros tecidos periimplantares.**

Autor: Marcos Nunes Lourenço  
Mestrando em Implantodontia pelo ILAPEO  
Especialista em Implantodontia pela PUC – Campinas  
Especialista em Protese Odontológica pelo IPESEMG

Resumo: A implantação imediata em alvéolos frescos pós extração é uma realidade para implantes unitários e tem como objetivo principal um número reduzido de procedimentos cirúrgicos e a manutenção da arquitetura dos futuros tecidos perimplantares.

Abstract: Immediate loading dental implants on fresh alveolus is real for units implant. The objective is reduce cirurgical procedures and maintenance around peri-implant tissue.

#### Introdução

A implantação com carga imediata é uma possibilidade real na clínica odontológica. A necessidade de reposição do elemento ausente sempre foi uma solicitação do paciente, seja por próteses removíveis ou fixas. Para manter a estética da prótese, possuímos uma grande variedade de materiais com resultados extremamente satisfatórios.

A estética gengival necessita de cuidados maiores, pois é uma área de delicada construção. É ideal que mantenha a área preservada ao máximo pós exodontia e implantação. Para isso é requisito manter sua irrigação e estruturas.



O presente artigo mostra o sucesso de um caso clínico tratado por meio da técnica de implante imediato com temporização imediata em alvéolo fresco.

#### Relato de Caso

Um paciente do sexo masculino, 40 anos, sem alterações sistêmicas relevantes, apresentou ao exame clínico dor e mobilidade do elemento 24. Uma fratura radicular longitudinal foi detectada e a exodontia com instalação imediata de um implante osseointegrado foi indicada (Figuras 1 e 2).



Figura 1-Aspecto inicial do caso. Elemento 24 com linha de fratura longitudinal



Figura 2 – Vista oclusal da linha de fratura do elemento 24

Em análise radiográfica, não há contra indicações do para a instalação do implante(figura3).

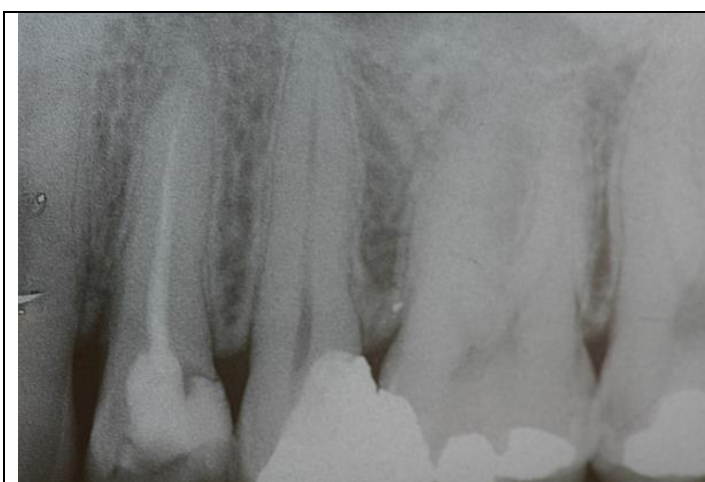







Figura 3 - O aspecto radiográfico mostra a ausência de defeitos ósseos significativos.

Uma moldagem foi realizada e no modelo foi removido o elemento 24 e criado um alvéolo para posicionamento do análogo e confecção da coroa (figuras 4 e 5).

	<p>Figura 4 – Modelo de gesso pré-confeccionado, vista vestibular</p>
	<p>Figura 5 – Modelo de gesso com remoção do elemento 24 e confecção alvéolo, vista vestibular</p>

A exodontia foi realizada sob anestesia local e com auxílio de um periótomo e sem nenhum deslocamento dos tecidos moles, preservando assim o suporte sanguíneo da tábua óssea vestibular. Imediatamente após, procedeu-se a instalação de um implante Neodent (Alvim TI 4.3 x 16 mm ) com estabilidade inicial superior a 45 N/cm (figuras 6, 7 e 8)

	<p>Figura 6 – exodontia do elemento 24 com periotomo</p>
	<p>Figura 7 – Alvéolo fresco pós extração</p>
	<p>Figura 8 – Implante em posição com estabilidade superior a 45N/cm</p>

Após a instalação do implante foi usado um transferente de moldagem e com resina GC (Paternum) foi realizado um índice para registrar sua posição. No transferente de

moldagem foi fixado o análogo e este levado até o modelo pré-confeccionado para assim criar um modelo de trabalho (figuras 9, 10 e 11).



Figura 9 – Transferente de moldagem com registro de posição confeccionado em resina - vista vestibular



Figura 10 – Transferente em posição nos modelos pré-confeccionados, vista vestibular

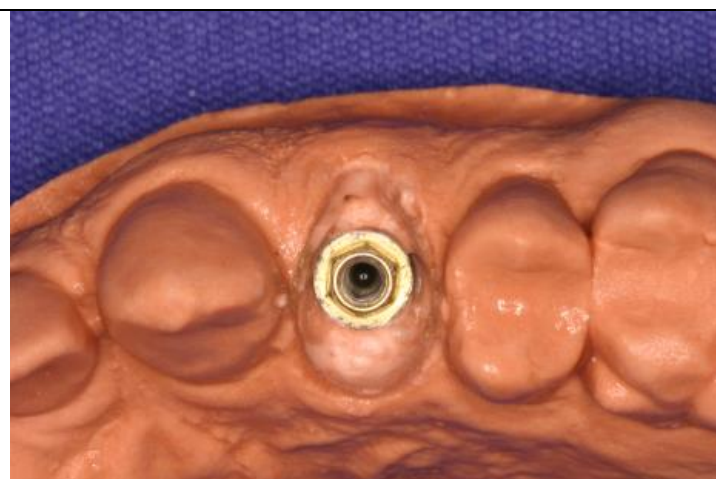
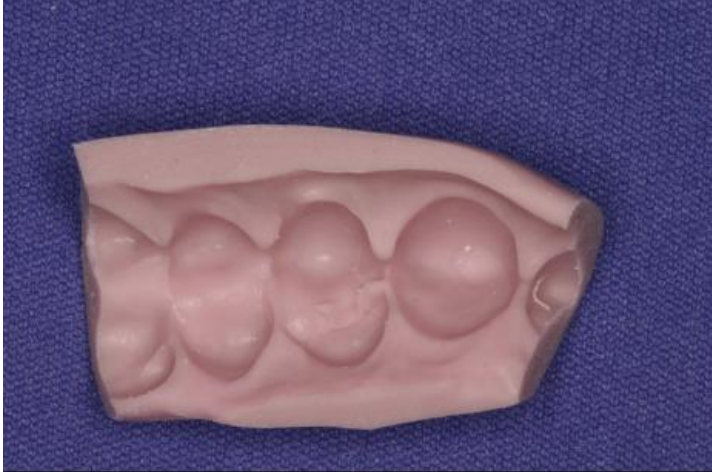
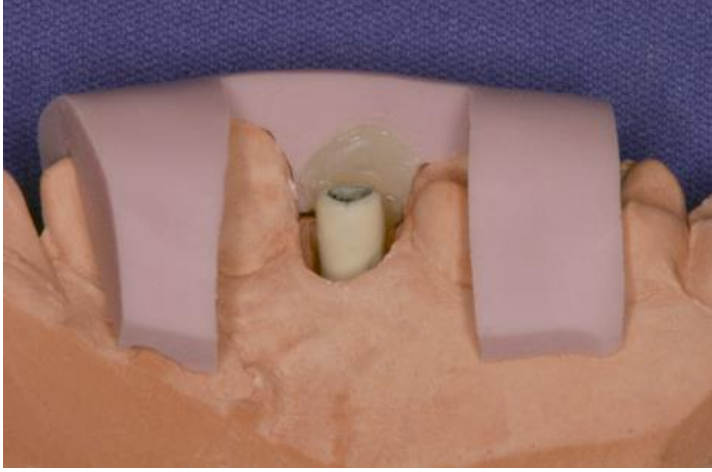





Figura 11 – Análogo posicionado dentro do modelo.

Neste modelo foi confeccionado o provisório usando uma moldagem prévia de silicone. A restauração provisória foi removida do modelo e seu contorno cervical concluído (figura 12, 13, 14, 15 e 16).

 A photograph showing a pink, semi-cylindrical dental index (wax block) with a series of rounded, tooth-like shapes along its length, resting on a blue textured surface.	<p>Figura 12 – Índice feito a partir do modelo pré confeccionado</p>
 A photograph showing a dental model with a pink wax index. A white cylindrical titanium post is positioned in the center of the index, surrounded by a translucent composite resin core.	<p>Figura 13 – Cilindro de titânio com opaco posicionado no modelo</p>
 A photograph showing a dental model with a pink wax index. A translucent composite resin core is visible on the vestibular (inner) side of the index, positioned over the central tooth area.	<p>Figura 14 – Resina composta na face vestibular do índice de silicone</p>

	Figura 15 – Restauração provisória sem contorno cervical
	Figura 16 – Restauração provisória com o contorno cervical concluído

Em seguida a restauração provisória foi instalada sem contatos oclusais diretos. Podemos observar na radiografia, o aspecto do implante e coroa instalados. Para cicatrização, o aspecto do tecido mole é favorável (figuras 17, 18 e 19)


	Figura 17 – Restauração provisória imediata sem contatos oclusais diretos, vista vestibular
---	---



Figura 18 – Aspecto radiográfico do implante e da restauração provisória



Figura 19 – Aspecto da gengiva pós instalação da coroa.

Após o período de ósseointegração, podemos observar a restauração provisória e o ótimo perfil da gengiva (figura 20).



Figura 20 – Restauração provisória após período de osseointegração.



## Discussão

A fixação de implante com estabilidade primária superior a 45 N, permite a indicação da carga imediata. Porém, uma manutenção correta é necessária para o favorecimento do futuro tecido perimplantar.

A técnica apresentada não exige o uso de materiais incomuns no dia a dia de um consultório especializado em prótese e implante.

## Conclusão

A técnica de implantação imediata com temporização em alvéolo fresco, demonstrou ser promissora. A manutenção da arquitetura dos futuros tecidos periimplantares favorece a previsibilidade do sucesso estético a longo prazo.

## Referencias bibliográficas

1. Liddel G, Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study: a 5-year follow-up of 550 dental implants. *Int J Prosthodont*; 2010 Jan – Feb; 23(1): 13-21.
2. Arango B., Paola Andrea; Porras, Andrés Felipe; Arismendi E., Jorge Alberto. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioquia*; Dic. 2009, 21(1): 6-15.
3. Degidi M; Iezzi G; Perrotti V; Piattelli A. Comparative analysis of immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods. *Clin Implant Dent Relat Res*; 2009 Dec, 11(4): 257-66.
4. Taschieri S; Laster Z; Rosano G; Weinstein T; Del Fabbro M. Surgical decision making in coronally located vertical root fracture. *Minerva Stomatol*; 2009 Sep, 58(9): 399-413.

5. Alfadda SA; Attard NJ; David LA. Five-year clinical results of immediately loaded dental implants using mandibular overdentures. *Int J Prosthodont*; 2009 Jul-Aug; 22(4): 368-73.
6. Atieh MA; Atieh AH; Payne AG; Duncan WJ. Immediate loading with single implant crowns: a systematic review and meta-analysis. *Int J Prosthodont*; 2009 Jul-Aug; 22(4): 378-87.
7. Valladão J, Carlos AA; Fedeli JA; Belas A; Cardoso JÁ. Carga imediata em implantes unitários/ Immediate loading of single-tooth implants. 2009 mar.-abr; 6(2): 151-157.
8. Traini T; Neugebauer J; Thams U; Zoller JE; Caputi S; Piattelli A. Peri-implant bone organization under immediate loading conditions: collagen fiber orientation and mineral density analyses in the minipig model. *Clin Implant Dent Relat Res*; 2009 Mar, 11(1): 41-51.
9. Eliyas S; Al-Khayatt AS. No difference between failure rates of early and conventionally loaded implants. *Evid Based Dent*, 2008; 9(2): 50.
10. Pontes AE; Ribeiro FS; Iezzi G; Piattelli A; Cirelli JA; Marcantonio E. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2008 May; *Clin Oral Implants Res*; 19(5): 483-90.