

Júlio Bisinotto Gomes

**Avaliação da estabilidade de implantes dentários em  
intervalos precoces após a implantação in vivo:  
Estudo experimental em cães**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia da Universidade Federal de  
Uberlândia, para obtenção do Título de  
Mestre em Odontologia na Área de  
Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2011

Júlio Bisinotto Gomes

**Avaliação da estabilidade de implantes dentários em  
intervalos precoces após a implantação in vivo:  
*Estudo experimental em cães***

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia da Universidade Federal de  
Uberlândia, para obtenção do Título de  
Mestre em Odontologia na Área de  
Clínica Odontológica Integrada.

**Orientador:**

Prof. Dr. Darcey Zanetta Barbosa

**Co-orientador:**

Prof. Dr. Paulo Guilherme Coelho

**Banca Examinadora:**

Prof. Dr. Darcey Zanetta Barbosa

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. Wagner Henriques de Castro

Uberlândia 2011




SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ODONTOLOGIA




**ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA 207ª DEFESA DE MESTRADO DA  
CD JÚLIO BISINOTTO GOMES DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

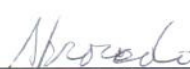
Às nove horas do dia doze de dezembro do ano de **dois mil e onze**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo candidato JÚLIO BISINOTTO GOMES com o **título: "Avaliação da estabilidade de implantes dentais em intervalos precoces de implantação in vivo: Estudo experimental em cães."** O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

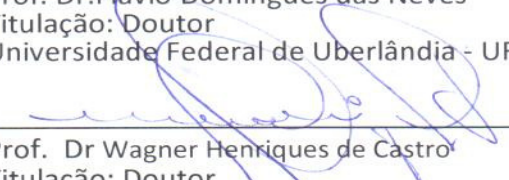
Uberlândia, 12 de dezembro 2011.


  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Wagner Henriques de Castro  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Minas Gerais-UFMG

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

## DEDICATÓRIA

A Deus,  
Aos meus pais Vanderlei e Marlene que nunca mediram esforços para  
transmitir aos seus filhos educação,  
Aos meus irmãos e cunhados... Por compreenderem e respeitarem a ausência  
durante este período,  
Em especial a minha esposa, Joyce, uma incentivadora nata dos meus sonhos,  
uma companheira para todos os momentos. Serei eternamente grato por tudo  
que tem feito comigo. Essa vitória é nossa. Te amo....

## **AGRADECIMENTOS**

À todos os meus familiares pelo apoio incondicional.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, base da minha formação em Odontologia.

Ao Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa por abrir as portas no campo das pesquisas em Implantodontia.

Ao Prof. Dr. Paulo Guilherme Coelho, pelo incentivo e pelas oportunidades oferecidas.

Ao Dr. Marcelo Suzuki, pelos ensinamentos no preparo das lâminas e a confiança em nós depositada.

Ao Dr. Vincent Morgan, um grande apoiador e entusiasta da Implantodontia.

Ao Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes, muito mais que um exemplo a ser seguido na profissão, um exemplo de pai.

Aos colegas Dr. Charles Marin, Dr. Rodrigo Granato, Dr. Felipe Baires e Dra. Gabriela Giro, pela companhia e incentivo na elaboração dos trabalhos.

Ao Prof. Dr. Ronaldo Rodrigues de Freitas, um grande cirurgião Buco-Maxilo-Facial, por abrir as porta e pelos ensinamentos na Cirurgia.

Ao amigo Dr. George Soares sempre presente e grande parceiro na Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Aos funcionários da Universidade Federal de Uberlândia, em especial a Sra. Graça.

À Universidade Federal de Santa Catarina, em especial a Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial coordenada pela Prof. José Nazareno Gil.

À todos os alunos do curso de Pós-Graduação da Universidade Federal de Uberlândia, turma de 2010.

Agradeço também a Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de Minas Gerais pelo financiamento desta pesquisa (FAPEMIG, EDITAL UNIVERSAL, APQ - 02702-10).

# SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	1
RESUMO .....	2
ABSTRACT .....	3
1. INTRODUÇÃO.....	4
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	6
2.1. OSSEOINTEGRAÇÃO – CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS.....	6
2.2. INFLUÊNCIA DAS ALTERAÇÕES MACROSCÓPICAS, MICROSCÓPICAS E NANOMÉTRICAS.....	11
2.3. ESTABILIDADE INICIAL E A REPARAÇÃO ÓSSEA .....	16
3. PROPOSIÇÃO.....	19
4. MATERIAL E MÉTODO.....	20
5. RESULTADO .....	24
6. DISCUSSÃO.....	28
7. CONCLUSÃO .....	32
REFERÊNCIAS.....	33
ANEXOS .....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\mu\text{m}$ : Micrômetro

Co-Cr-Mo: Liga metálica de Cobalto-Cromo-Molibidênio

Ti-6Al-4V: Liga de Titânio-Alumínio-Vanádio

MET: Microscopia Eletrônica de Transmissão

Ncm: Newton-centímetro (unidade de medida de torque)

SLA surface: Superfície Sandblasted / Large-Grit / Acid-Etched

HCl: Ácido clorídrico

H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>: Ácido sulfúrico

N<sub>2</sub>: Gás nitrogênio

NaCl: Cloreto de sódio

## RESUMO

É aceito que os implantes dentários são mecanicamente estáveis durante e imediatamente após a instalação, porém a remodelação existente entre a superfície o osso e o implante pode diminuir sua estabilidade, que será reestabelecida através da osseointegração. Este estudo teve como objetivo avaliar o grau da estabilidade de implantes dentários e suas alterações em intervalos precoces a sua implantação, utilizando como modelo cães da raça Beagle. O primeiro molar e os quatro pré-molares inferiores de oito cães Beagle foram extraídos e, após um período de oito semanas para a cicatrização do rebordo alveolar, trinta e dois implantes foram instalados bilateralmente ( $n = 16$  para cada grupo) permanecendo por 1 e 3 semanas *in vivo*. Implantes, com dimensões comparáveis, foram separados nos seguintes grupos: Grupo 1 - Straumann Bone Level com superfície SLActive (Straumann, Suíça), Grupo 2 - Nobel Speedy Replace RP com superfície TiUnite (Nobel Biocare, Suécia). Durante a inserção dos implantes e posteriormente na eutanásia, o torque dos implantes foi aferido para determinar as possíveis alterações na interface osso/implante. Cortes histológicos foram preparados para microscopia óptica para avaliação qualitativa. Análise estatística foi realizada utilizando o teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 95% e o teste post-hoc de Dunn. Os valores de torque de inserção observados foram altos, com uma diminuição significativa em 1 semana *in vivo* ( $p = 0,003$ ). Na terceira semana, os níveis de fixação biomecânica aumentaram, e foram comparáveis aos valores do torque obtidos na inserção. Na análise histológica foram observadas remodelação e neoformação em torno da interface dos dois grupos de implantes estudados, com 1 e 3 semanas. Sendo assim, concluiu-se que, após a implantação, a estabilidade biomecânica dos implantes dentários inicialmente diminuiu, e posteriormente aumentou.



## ABSTRACT

### **Determination of the Implant Stability Gap at Early Implantation Times *In Vivo*: An Experimental Study in Dogs.**

It is generally accepted that even though dental implants may be mechanically stable during and immediately after placement, interfacial remodeling will decrease its stability before it is reestablished through osseointegration. This study aimed to demonstrate the degree of dental implants' stability decrease and subsequent increase at early implantation times in a beagle model. The lower premolars and first molar of 8 beagle dogs were extracted and the ridges allowed healing for 8 weeks. Thirty-two (n=16 each group) implants were bilaterally placed, remaining for 1 and 3 weeks in vivo. The implants with comparable dimensions groups were as follows: Group 1- Straumann Bone Level with SLActive surface (Straumann, Switzerland); Group 2- Nobel Speedy Replace RP with TiUnite surface (Nobel Biocare, Sweden). During insertion and following euthanasia, the implants were torqued to determine insertion and interface failure values. Histologic sections were prepared for microscopy. Statistical analysis was performed Kruskal-Wallis at 95% level of significance and Dunn's post hoc test for multiple comparisons. High insertion torque values were observed along with a significant decrease at 1 week in vivo ( $p=0.003$ ). At 3 weeks the biomechanical fixation levels increased and were comparable to the insertion torque value. Histology showed that interfacial bone remodeling and initial woven bone formation was observed around both implant groups at 1 and 3 weeks. In conclusion, as time elapsed early after implantation, the biomechanical stability of dental implants initially decreased and subsequently increased.

## 1. INTRODUÇÃO

Osseointegração é um fenômeno no qual ocorre íntimo contato entre o osso e o implante, melhor observado na microscopia óptica, e que permite a estes implantes substituir órgãos dentários, suportar cargas e restaurar forma e/ou função intra-oral (Albrektsson *et al.*, 1981). Especificamente para implantodontia, as taxas de sucesso da terapia com implantes dentários frequentemente excede 90% (Chuang *et al.*, 2001; Chuang *et al.*, 2002). No entanto, apesar das altas taxas de sucesso relatadas, cientistas e clínicos têm tentado diminuir os prazos de tratamento, reduzindo o período de cicatrização para o estabelecimento de osseointegração (Lemons, 2004).

É consenso que a estabilidade do implante imediatamente e logo após a colocação é desejável, haja visto que pequena movimentação entre o implante e o osso pode ocasionar falha na osseointegração (Lemons, 2004; Brånemark *et al.*, 1977). Estudos com animais *in vivo* foram capazes de demonstrar que movimentação em torno de 28µm em implantes de liga leve de Co-Cr-Mo (Vitallium®) no osso resultaria em fixação óssea, enquanto movimentação de 150µm ou mais resultaria na formação de tecido fibroso na interface osso/implante (Pilliar *et al.*, 1986).

Posteriormente, estudos *in vivo* utilizando titânio em implantes dentários têm sugerido que micromovimentos na interface osso-implante entre 50-150 µm poderiam influenciar negativamente a osseointegração e a remodelação óssea na interface (Szmukler-Moncler *et al.*, 1998; Szmukler-Moncler *et al.*, 2000). Portanto, do ponto de vista teórico, o elevado grau de estabilidade mecânica durante as fases iniciais da osseointegração melhoraria a formação óssea em condição de carga imediata e/ou precoce (Abuhussein *et al.*, 2010).

No entanto, a condição ideal para estabilidade inicial do implante e o período precoce de cicatrização têm sido questionados, assim como vários estudos biomecânicos e histológicos têm demonstrado que, mesmo se a estabilidade primária é adequada durante a inserção, é provável que uma diminuição na estabilidade do implante seja observada devido à remodelação óssea inicial, antes que a subsequente aposição de osso na superfície do implante garanta ao sistema estabilidade secundária (Abrahamsson *et al.*, 2004; Coelho *et al.*, 2009). Tal raciocínio levou à presunção de que a atividade

osteoclástica diminui a estabilidade primária, antes que uma nova formação óssea impeça micromovimentos do implante. Desta maneira, uma diminuição da estabilidade acontecerá precocemente após a implantação (Raghavendra *et al.*, 2005).

Enquanto um estudo experimental biomecânico demonstrou as variações dos níveis de fixação biomecânica em três sistemas de implantes diferentes em intervalos precoces de implantação, a não mensuração do torque inicial impediu a avaliação da perda de estabilidade e o consequente ganho com o passar do tempo (Coelho *et al.*, 2010).

Assim, o presente estudo teve como objetivo avaliar o grau de estabilidade inicial dos implantes dentários e seu comportamento em intervalos precoces de implantação, usando como modelo cães da raça Beagle.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1. Osseointegração – Considerações Clínicas**

Na prática odontológica acredita-se que a osseointegração é dependente do entendimento da capacidade de reparação dos tecidos duros e moles. Esta resposta necessita ser altamente diferenciada e organizada para suportar cargas funcionais. Em 1952, Brånemark e seus colaboradores iniciaram diversos estudos buscando desenvolver um conceito de prótese que fosse integrada aos tecidos. Com este objetivo, desenvolveram implantes de titânio puro em formato de parafusos, com a intenção de substituir as raízes dentárias. Sendo assim, estes implantes teriam a função de estabilizar uma prótese. Em 1965, um paciente desdentado total foi o primeiro paciente reabilitado utilizando esta modalidade de tratamento (Brånemark *et al.*, 1977).

Após a análise de 2.895 implantes de titânio cilíndricos inseridos na mandíbula ou na maxila, e de 124 implantes similares instalados na tíbia, ossos temporais ou crista ilíaca de humanos, para diversos procedimentos de reconstrução óssea, Albrektsson *et al.*, 1981, observaram que o padrão de ancoragem das fibras de colágeno ao titânio pareceram ser semelhantes ao das fibras de Sharpey no osso. Os tecidos moles também aderiram intimamente à superfície do metal, formando um selamento biológico e impedindo a infiltração de microorganismos ao longo do implante. Os implantes que transfixavam a gengiva ou a pele não apresentaram efeitos adversos. A interface osso/implante foi analisada por MET, revelando contato direto entre o osso e o metal, sugerindo assim a possibilidade de uma ligação química entre o osso e o titânio. Conclui-se que a osseointegração é um tipo de ancoragem óssea confiável, livre de cimento e que pode ser utilizada como substituta de tecidos em próteses definitivas. Para atingir e manter um contato direto entre osso vivo e implante, os parafusos de titânio puro apresentavam geometria padronizada, e foram inseridos com técnica cirúrgica atraumática, permanecendo sem carregamento mecânico por um período de pelo menos 3 a 4 meses.

O sucesso dos trabalhos de Brånemark e de sua equipe, assim

como a utilização de implantes dentários na prática odontológica, foram apresentados na Conferência de Osseointegração na Clínica Odontológica de Toronto (Canadá), e na Academia de Prótese Dentária em San Diego (Estados Unidos da América) no ano de 1982. (Brånemark, 1983).

Sennerby *et al.*, 1992, avaliaram após 6 semanas, 3 meses e 6 meses, o torque de remoção e a resposta dos tecidos aos implantes rosqueáveis de titânio puro, que foram inseridos em tíbia de coelho (osso cortical) e na parte femoral da articulação do joelho (osso medular). Verificaram que nos implantes instalados no osso medular, o osso que os circundava era predominantemente esponjoso. Em contrapartida, observaram que no outro sítio houve predomínio de osso cortical. O torque necessário para remover os implantes instalados no joelho aumentou com o tempo, o que não foi observado nos implantes instalados na tíbia. No entanto, os implantes instalados no sítio de osso cortical apresentaram maior resistência ao torque de remoção em todos os períodos avaliados, indicando que a resistência ao contra-torque é influenciada pela quantidade de osso compacto em torno do implante.

Com o objetivo de comparar quantitativamente os implantes com formato de parafuso, Johansson *et al.*, 1998, utilizaram implantes de titânio comercialmente puro (grau 1), e implantes fabricados com uma liga de titânio-alumínio-vanádio (grau 5). Os implantes foram instalados em tíbias de coelho, e avaliados pelo torque de remoção (Ncm) após um período de cicatrização de 1, 6 e 12 meses. No período de um mês não foram observadas diferenças significativas entre os dois materiais testados. No entanto, após 6 e 12 meses, os implantes de titânio comercialmente puro foram significativamente mais estáveis no leito ósseo quando comparados às amostras fabricadas com a liga. A resposta do tecido ósseo aos materiais não apresentou diferença significativa, no entanto o titânio comercialmente puro mostrou tendência a ter maior porcentagem de osso em contato com o implante.

Davies, 2003, dividiu a cicatrização do osso ao redor dos implantes em três fases distintas. A primeira fase, e mais importante, seria a osteocondução, na qual se observa uma intensa migração de células osteogênicas para a superfície do implante, guiadas através de mediadores químicos originados da cascata de coagulação. Na segunda fase de

cicatrização, tem-se a formação do novo osso. Essas duas primeiras fases, osteocondução e neoformação óssea, resultam em osteogênese por contato com a ligação do osso à superfície do implante. A terceira fase da cicatrização, chamada remodelação, fundamenta-se em processos mais lentos de reabsorção e aposição óssea.

Buscando compreender as fase iniciais da osseointegração, Berglundh *et al.*, 2003, descreveram as etapas envolvidas neste fenômeno utilizando como modelo experimental cães da raça Labrador e implantes de superfície tratada (jateamento com sílica e ataque ácido – superfície SLA). Observaram inicialmente câmaras vazias, que foram preenchidas por coágulo, e posteriormente substituídas por uma matriz provisória de tecido de granulação. O processo de neoformação óssea começou durante a primeira semana com trabéculas de osso esponjoso, que foram substituídas por osso lamelar na quarta semana. Entre 1 e 2 semanas, o tecido ósseo que estava em íntimo contato com a ponta da espira, e responsável pela estabilidade mecânica principal do implante, foi reabsorvido e substituído por osso neoformado viável. Apesar da perda temporária de contato com o tecido ósseo, os implantes permaneceram clinicamente estáveis em todas as fases estudadas.

Em 2004, Abrahamsson *et al.* validaram a metodologia aplicada por Berglundh *et al.*, 2003, e concluíram que a osseointegração é um processo dinâmico tanto no seu estabelecimento, como na fase de manutenção. No mesmo estudo compararam a cicatrização óssea em dois diferentes tipos de superfícies de implantes rosqueáveis (superfície usinada x superfície tratada com jateamento de sílica e ataque ácido – superfície SLA), e relataram que a taxa e o grau de osseointegração foram superiores nos implantes com superfície tratada.

No início do segundo milênio, com a evolução dos materiais empregados na implantodontia (formato e tratamento de superfície dos implantes), os conhecimentos científicos adquiridos sobre osseointegração, e também por exigência do mercado consumidor, as fases estabelecidas por Albrektsson *et al.*, 1981, para reabilitação oral com implantes começaram a ser questionadas. Crescia na implantodontia uma vertente favorável ao carregamento imediato, ou seja, instalação dos dispositivos protéticos imediatamente após a instalação dos implantes. Neste momento, Lemons,

2004, ressaltou que a literatura clínica já suportava oportunidades para o carregamento imediato, no entanto mais pesquisas deveriam ser realizadas buscando investigar a cicatrização do osso nessa modalidade de tratamento, visto que as micromovimentações, a qualidade do osso, o formato dos implantes e o tratamento da superfície do metal poderiam influenciar na osseointegração.

Os efeitos do carregamento imediato na osseointegração foram estudados por Ghanavati *et al.*, 2006, utilizando cães como modelo. Os animais foram divididos em três grupos, sendo que 48 horas ou uma semana após a instalação, os implantes foram carregados com coroas metálicas ou coroas de resina acrílica pré-fabricadas. Um dos grupos de implantes não foi carregado até o momento da eutanazia. Três meses após a inserção do implante, os animais foram sacrificados e as amostras foram analisadas para definir a quantidade de contato osso-implante, a porcentagem de tecido ósseo cortical e a inflamação próxima ao local do osso neoformado. Não houve diferença significativa entre os três grupos, porém o grupo que permaneceu sem carga apresentou a melhor porcentagem de contato osso-implante, e o grupo carregado após 48 horas da cirurgia apresentou a menor porcentagem de contato osso-implante. A porcentagem de osso cortical e de tecido ósseo neoformado também não diferiu significativamente nos três grupos avaliados. Com estes resultados, concluiu-se que o tempo de carregamento não parece afetar consideravelmente a osseointegração, o contato osso-implante e a composição do novo osso formado ao redor de implantes dentários.

Em 2008, Albrektsson *et al.*, relataram que o termo osseointegração é sinônimo de sucesso clínico. Para eles, este é um equívoco lamentável, já que novos formatos de implantes e novas superfícies estão sendo desenvolvidas e comercializadas sem que haja tempo hábil para avaliação do comportamento biológico. O que antes era um protocolo dominado pela ciência e registros clínicos vem sendo substituído por atitudes mercantilistas, omitindo-se falhas tardias, o que tem sido comum com alguns projetos que desafiam os limites da biologia.

## **2. Influência das Alterações Macroscópicas, Microscópicas e Nanométricas**

Utilizando implantes com diferentes formatos de roscas, Steigenga *et al.*, 2004, avaliaram a estabilidade dos implantes dentários e o percentual de osseointegração. Para isto, instalaram 72 implantes em forma de parafusos, fabricados com titânio comercialmente puro em tíbia de coelhos. Cada tíbia recebeu três implantes com diferentes formas de roscas: formato em “V”, formato de rosca reversa e formato quadrado. Os coelhos foram sacrificados após um período de cicatrização de 12 semanas. Os implantes instalados na tíbia direita foram submetidos à avaliação histomorfométrica de contato osso-implante, enquanto os implantes da tíbia esquerda foram utilizados para teste de torque de remoção. Os dados mostraram que os implantes com formato quadrado apresentaram maior contato osso-implante, e melhor desempenho mecânico ao torque de remoção. Estes resultados indicaram que o desenho de rosca quadrada parece ser mais eficaz para uso em sistemas de implantes dentários.

Com o objetivo de examinar as propriedades topográficas, químicas e físicas *in vivo* das diferentes superfícies de implantes, Albrektsson & Wennerberg, 2004a, avaliaram: mecanismos de fixação, tais como adesão biomecânica e bioquímica; capacidade de osteoatração e superfícies tratadas com fatores de crescimento ósseo. Superfícies moderadamente ásperas ( $S_a$  entre 1,0 e 2,0  $\mu m$ ) mostraram melhor resposta do que superfícies mais lisas ou mais ásperas, mas a diferença foi pequena e muitas vezes estatisticamente não significativa. Visto que a maioria dos implantes comercializados atualmente é moderadamente áspera, permite bom desempenho biomecânico, enquanto a ligação bioquímica parece ser possível apenas em algumas superfícies. Já as superfícies tratadas com agentes bioquímicos, tais como fatores de crescimento ósseo, têm sido desenvolvidas e prometem ser eficientes para áreas com deficiência óssea.

As superfícies mais comumente usadas na prática clínica, e comercializadas pelas cinco maiores empresas de implantes dentários, foram identificadas por Albrektsson & Wennerberg, 2004b. Seguindo um protocolo rígido de seleção, experimentos retrospectivos, prospectivos e estudos clínicos



comparativos foram avaliados. Os resultados mostraram que a superfície tratada por anodização – TiUnite, apresentou estudos bem documentados com acompanhamento clínico de 1 e 2 anos, e 3% de falha. A superfície tratada com jateamento de sílica e ataque ácido – SLA, apresentou bons resultados clínicos em acompanhamento de 3 anos. A superfície tratada com duplo ataque ácido – Osseotite, apresentou estudos clínicos com bons resultados por até 5 anos. Uma outra superfície com jateamento de sílica seguido de ataque ácido – Frialit-2, foi documentada de forma positiva em um único estudo de 3 anos. A superfície Tioblast – plasma *spray* de óxido de titânio, é a única com documentação mostrando mais de 10 anos de acompanhamento clínico. Concluiu-se, então, que os implantes dentários são introduzidos na clínica sem documentação adequada, e que as empresas iniciam esses estudos apenas após o lançamento dos produtos.

Buser *et al.*, 2004, avaliaram a aposição óssea de uma superfície de titânio puro tratada com jateamento de sílica, ataque ácido com HCl/ H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, lavada com N<sub>2</sub> e armazenada em uma solução isotônica de NaCl (superfície SLA modificada), e comparada a uma superfície de titânio puro, tratada com jateamento de sílica e ataque ácido com HCl/ H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> (superfície SLA padrão), durante os estágios iniciais de regeneração óssea. Os implantes experimentais foram instalados em mini-porcos, criando dois defeitos ósseos circulares. Os implantes teste e controle apresentaram a mesma topografia, mas diferiram em relação à análise química da superfície. A superfície modificada mostrou porcentagem significativamente maior de contato osso-implante, em comparação à superfície padrão, em 2 e 4 semanas. Em 8 semanas, os resultados observados foram semelhantes.

Em 2005, Yang *et al.*, acreditando que os revestimentos de hidroxiapatita poderiam, mesmo depois dos fracassos relatados na literatura, ser utilizados no tratamento das superfícies de implantes médicos, realizaram extensa revisão de literatura sobre os processos disponíveis para depositar os cristais de cálcio e fósforo no titânio, concentrando principalmente a atenção nos estudos que relatavam o uso da anodização. Após este estudo, mostraram uma metodologia para a caracterização de superfícies com resultados promissores, capaz de melhorar a resistência óssea e acelerar o processo de osseointegração.

Como permanecia obscuro o mecanismo pelo qual a rugosidade da superfície dos implantes dentários influenciaria a aposição óssea, Butz *et al.*, 2006, formularam a hipótese de que a rugosidade da superfície do implante alteraria as propriedades biomecânicas intrínsecas do osso ligado ao titânio. Após a análise dos dados obtidos em experimento *in vivo*, sugeriram que a rugosidade da superfície do implante afetaria a qualidade biomecânica do osso osseointegrado, e que o osso integrado à superfície condicionada por ácido seria mais duro que o osso integrado na superfície usinada.

Mendes *et al.*, 2007, avaliaram o comportamento de implantes fabricados com titânio comercialmente, e implantes fabricados com liga de titânio (Ti-6Al-4V), ambos tratados com duplo ataque ácido. Após este procedimento, realizou-se deposição discreta de nanocristais de fosfato de cálcio nos dois diferentes tipos de implantes, que foram então instalados no fêmur de ratos Wistar. Os resultados mostraram que os implantes tratados com deposição discreta de nanocristais de fosfato de cálcio apresentaram médias superiores aos implantes não tratados por este método.

Marin *et al.*, 2008, incorporaram as biocerâmicas em escala nanométrica, através do jateamento de partículas biocerâmicas absorvíveis e ataque ácido modificado. Os estudos preliminares em animais mostraram boa biocompatibilidade e alto índice de fixação biomecânica em curto período após a inserção dos implantes.

Ao avaliar o processo de osseointegração em fases precoces de implantação utilizando implantes recobertos com espessura nanométrica (20 a 50 µm) de biocerâmica em cães, Coelho *et al.*, 2009a, não encontraram alterações biomecânicas nem aumento da porcentagem de contato osso-implante.

Entre as alterações de formatos de implantes dentários, as modificações de superfície têm sido, de longe, o tópico mais investigado. Coelho *et al.*, 2009b, relataram que a falta de abordagens padronizadas *in vitro*, *in vivo*, ensaios clínicos e avaliações *ex vivo*, impedem os pesquisadores de informar as características das superfícies estudadas. Com este objetivo, os autores criaram um guia para a elaboração de testes *in vitro*, *in vivo* laboratoriais, clínicos e metodologias para *ex vivo*, para permitir aos profissionais da Odontologia melhor avaliar o passado, o presente e o futuro da

pesquisa de superfície de implante dentário.

Em 2009, Leonard *et al.*, compararam o período de cicatrização óssea nos implantes tipo platô e nos implantes roqueáveis, e observaram que nos implantes tipo platô a cicatrização ocorre por processo de ossificação do tipo intramembranosa. Já nos implantes roqueáveis, observa-se um intenso processo de remodelação e neoformação óssea, com áreas de reabsorção intensa na primeira fase do processo.

Ao comparar o processo de cicatrização óssea em três diferentes formatos de implantes dentários (forma de parafuso com espaçamento pequeno entre as espiras; forma de parafuso com espaçamento grande entre as espiras; e implantes não roqueáveis – com platô), Coelho *et al.*, 2010, verificaram existir diferença naquele processo. Enquanto os implantes que apresentavam espaçamento pequeno entre as espiras mostraram, em 2 semanas, uma zona de cicatrização óssea desorganizada, os implantes com maior espaçamento entre as espiras e os implantes do tipo platô mostraram no mesmo período uma quantidade substancial de tecido ósseo.

Abuhussein *et al.*, 2010, mostraram através de revisão da literatura, como os diferentes desenhos de espiras interferem no processo de osseointegração. Avaliação da literatura consultada permitiu concluir que a associação de diferentes características das espiras pode comprometer o sucesso da implantodontia.

Freitas Jr. *et al.*, 2011, avaliaram o efeito do formato do implante no torque inicial e nas micromovimentações imediatas. Utilizaram implantes com o mesmo formato de espiras, mas com alteração na forma dos sulcos, e observaram que o torque de inserção foi menor nos implantes que tiveram a incorporação de sulcos cortantes nos macrodeseños, com conseqüente diminuição da micromovimentação. No entanto, torque de inserção e micromovimentação não foram relacionados com o desenho dos implantes, particularmente nos desenhos que mostraram torque mínimo de inserção.

### 2.3. Estabilidade Inicial e a Reparação Óssea

É sabidamente conhecida a importância da estabilidade de um implante no momento de sua instalação para o sucesso clínico. Essa estabilidade primária do implante é dependente da qualidade e quantidade de osso local, da geometria do implante (comprimento, diâmetro e tipo) e da técnica cirúrgica utilizada (o tamanho da broca em relação ao tamanho do implante). Se um implante não é suficientemente estável no momento da instalação, micromovimentos podem ocorrer, com interrupção do processo de cicatrização e formação de tecido fibroso ao redor dele, diminuindo sua mobilidade e culminando com insucesso clínico. Dois fatores principais influenciam a estabilidade primária do implante no momento da instalação. O primeiro é a quantidade de contato osso-implante. O segundo, e bem menos estudado, é o papel das tensões de compressão na interface implante-osso, por exemplo, quando se utiliza uma broca de menor diâmetro que o implante, com acentuada compressão no procedimento. Esta sobrecarga pode ser benéfica para a melhoria da estabilidade primária do implante, no entanto, pode atingir um nível alto, resultando em necrose óssea (Meredith, 1998).

Em 1997, Jasty *et al.*, instalaram implantes de titânio puro, cilíndricos, revestidos com liga de titânio (Ti-6Al-4V) na metáfise femoral distal de vinte cães. Os parafusos foram submetidos a micromovimentações oscilatórias, com o uso de aparelho desenvolvido para esta finalidade, de 0, 20, 40, e 150µm durante oito horas por dia, por um período de seis semanas. As respostas *in vivo* foram avaliadas através da análise histológica, e mostraram neoformação óssea para todos os implantes, incluindo aqueles que tinham sido submetidos a 150µm de movimentação. No entanto, o osso estava em íntimo contato com o metal apenas nos grupos de implantes sem movimentação e nos submetidos a 20µm de movimento. Em contrapartida, os implantes que sofreram 40µm de movimentação foram cercados em parte por osso trabecular, mas também em parte por fibrocartilagem e tecido fibroso, e aqueles que tinham sido submetidas a 150 micrômetros de movimento foram cercados por tecido fibroso denso.

Após criticar Brånemark e colaboradores por defenderem a idéia de carregamento tardio no implantes intraósseos, Szmukler-Moncler, *et al.*, 2000,

questionaram a necessidade deste período em condições excelentes de trabalho, ou seja, em pacientes com boa qualidade e quantidade óssea, e utilizando protocolos cirúrgicos consagrados. Embora o carregamento precoce tenha sido interpretado como indutor de tecido fibroso, a carga imediata, por si só, não é responsável por este encapsulamento fibroso. É o excesso de micromovimentos durante a fase de cicatrização que interfere na reparação óssea. No entanto, sabe-se que um limiar de micromovimentação existe, e está entre 50µm e 150µm.

Ao comparar a estabilidade inicial de 5 implantes fabricados com titânio comercialmente puro, com mesmo desenho de rosca, porém diferentes formatos de corpo (1- implante cilíndrico padrão Brånemark; 2 – implante cilíndrico sem tratamento de superfície; 3 – implante cônico; 4 – implante cilíndrico com tratamento de superfície Osseotite; 5 – implante cilíndrico com tratamento de superfície Tioblast), O'Sullivan *et al.*, 2000, observaram que os implantes cônicos apresentaram bom desempenho mesmo em tecido ósseo tipo IV.

Para Raghavendra *et al.*, 2005, as informações conhecidas e relacionadas ao início de cicatrização das feridas em torno dos implantes dentários mudaram e expandiram rapidamente. Após a revisão da literatura de artigos relacionados à cicatrização precoce e interação entre a superfície óssea e o implante, os autores propuseram um gráfico que representaria o comportamento da interface osso-implante nos períodos precoces de cicatrização, demonstrando a queda da estabilidade primária nos primeiros dias após a implantação, provavelmente causada pela atividade osteoclástica, e o reestabelecimento da estabilidade, provavelmente pela deposição de osso neoformado.

No estudo de Trisi *et al.*, 2009, o torque máximo de inserção dos implantes foi aferido em diferentes densidades ósseas, com o objetivo de determinar se os micromovimentos na interface osso-implante estariam relacionados à estabilidade primária obtida através de um torque de inserção cada vez maior. Os resultados mostraram que o aumento do torque de inserção reduziu o nível de micromovimentos do implante. Além disso, os níveis de micromovimentação em osso de baixa densidade foram significativamente mais elevados, o que poderia levar ao fracasso da

osseointegração. Assim, a carga imediata de implantes em osso de baixa densidade deveria ser considerada com cautela.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Avaliar o grau da estabilidade inicial dos implantes dentários e seu comportamento em intervalos precoces de implantação.

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo utilizou 32 implantes intraósseos com duas configurações de geometria do corpo e tratamento de superfície, de dois fabricantes diferentes (16 de cada tipo). Os grupos foram os seguintes: Grupo 1 - Straumann Bone Level com superfície SLActive (Straumann, Suíça), Grupo 2 - Nobel Speedy Replace RP com a superfície TiUnite (Nobel Biocare, Suécia). Ambos os implantes apresentavam dimensões físicas comparáveis em relação ao diâmetro (4 mm e 4,1 mm para os grupos 1 e 2, respectivamente) e comprimento (10 mm).

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Animais da Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil, oito cães da raça Beagle (entre 18 e 24 meses de idade) em boa saúde participaram do estudo. Aguardou-se um período de duas semanas para adaptação ao novo ambiente antes da cirurgia. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob anestesia geral. Na pré-anestesia foi administrado sulfato de atropina (0.044 mg/Kg)<sup>1</sup> e cloridrato de xilasina (8 mg/kg)<sup>2</sup> por via intramuscular, seguida da anestesia geral, obtida com injeção intramuscular de cloridrato de ketamina (15mg/kg)<sup>3</sup>.

Foram extraídos os quatro pré-molares (P1, P2, P3, P4 e) e um molar (M1) bilateralmente. O procedimento envolveu um retalho muco-periosteal, com odontosseção no sentido vestibulo-lingual individualizando as raízes, permitindo a extração com os elevadores e fórceps<sup>4</sup>, sem danificar as paredes do alvéolo dental (figura 1 - a e b). O tecido mole foi suturado com fio absorvível<sup>5</sup>.

Após um período de cicatrização de 8 semanas, um implante de cada grupo foi colocado por um experiente cirurgião buco-maxilo-facial em cada um dos oito animais, de um lado da mandíbula, intercalando a posição dos implantes na distal e proximal. Para a instalação dos implantes, um retalho muco-periosteal foi utilizado para expor o osso alveolar. O primeiro implante foi colocado a 0,5 cm do primeiro molar, e o segundo implante foi colocado

---

<sup>1</sup> Faramagráfica S.A., São Paulo, SP

<sup>2</sup> Virbac do Brasil Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP

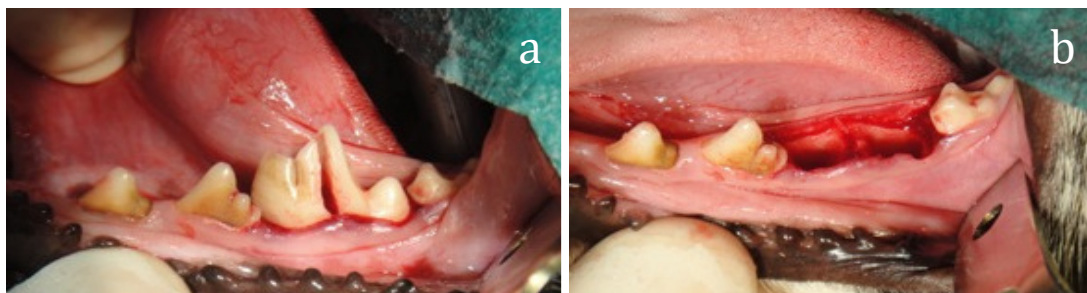
<sup>3</sup> Faramagráfica S.A., São Paulo, SP

<sup>4</sup> Duflex S.A., Rio de Janeiro, RJ

<sup>5</sup> Vicryl 3-0, Ethicon, Langhorne, Pensilvânia, EUA.



seqüencialmente a 1,5 cm do primeiro. O torque máximo de inserção foi gravado com um torquímetro digital portátil<sup>6</sup> com uma célula de carga 200 N.cm para cada implante colocado. Todos eles foram instalados seguindo o protocolo cirúrgico do fabricante, e o tecido mole foi suturado com fio absorvível<sup>7</sup>. Duas semanas depois, um implante de cada grupo foi instalado no outro hemi-arco seguindo a mesma distribuição. Os animais foram sacrificados três semanas após a primeira cirurgia de instalação dos implantes, e cada cão permaneceu com implantes entre 1 e 3 semanas *in vivo*. Esta distribuição experimental permitiu a comparação do mesmo número de implantes por grupo, por região mandibular e pelo tempo *in vivo*.



**Figura 1. a** – Odontossecção realizada no sentido vestibulo-lingual do primeiro molar inferior esquerdo. **b** – Alvéolo do primeiro molar inferior esquerdo imediatamente após a exodontia.

Os medicamentos pós-cirúrgicos incluíram antibióticos<sup>8</sup> e analgésicos<sup>9</sup> por um período de 48 horas. A eutanásia foi realizada com sobredosagem do agente anestésico.

Para o teste biomecânico, os blocos ósseos com implantes foram adaptados a uma máquina de torque eletrônico<sup>10</sup> equipada com célula de carga 200 N.cm de torque. Ferramentas usinadas foram adaptadas às conexões internas dos implantes, e blocos ósseos foram cuidadosamente posicionados para minimizar a angulação durante o teste. Os implantes foram submetidos a um torque de fratura interfacial com velocidade de  $\sim 0,19618$  radianos/seg. A máquina de torque foi programada para cessar automaticamente quando uma queda de torque de 25% fosse detectada. A justificativa para este procedimento seria minimizar os danos na interface, permitindo avaliação

<sup>6</sup> Tohnichi, Tóquio, Japão

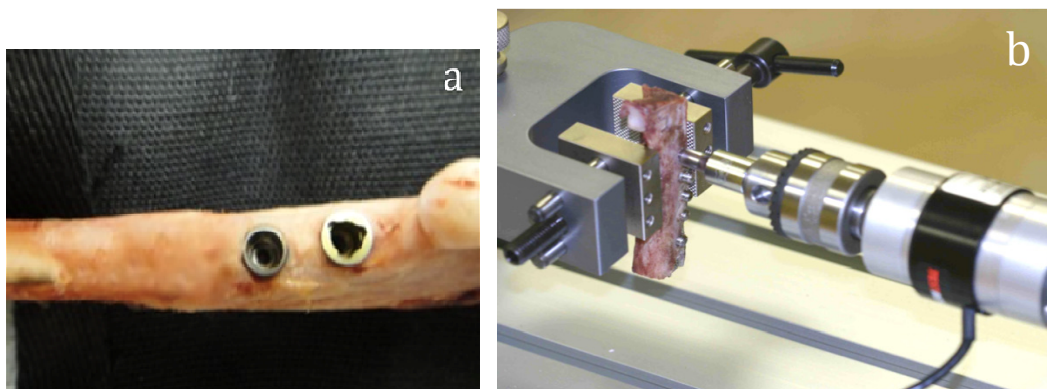
<sup>7</sup> Vicryl 3-0, Ethicon, Langhorne, Pensilvânia, EUA

<sup>8</sup> Pentabiótico Veterinário® 1.200.000 UI. Fort Dodge Saúde Animal Ltda. Campinas - SP

<sup>9</sup> Ketoprofeno 1% - Laboratórios Vencofarma do Brasil Ltda. Londrina - PR

<sup>10</sup> Test Research, Minneapolis, EUA

histomorfológica. O valor de torque máximo foi registrado para cada espécime. (figura 2 – a e b) (Granato *et al.*, 2009; Coelho *et al.*, 2009b).



**Figura 2.** a – Vista superior da mandíbula, mostrando o posicionamento dos implantes. b - Máquina de torque eletrônico posicionada para a realização do teste.

Depois dos testes biomecânicos, os blocos ósseos foram mantidos em formalina 10% por 24 horas, lavados em água corrente por 24 horas, e gradualmente desidratados em uma série de solução de etanol 70-100%. Após a desidratação, as amostras foram embutidas em resina de metilmetacrilato<sup>11</sup>, seguindo instruções do fabricante. Os blocos foram cortados em fatias ao longo do eixo do implante com serra de precisão diamantada<sup>12</sup>, colados em placa de acrílico com cola a base de cianoacrilato, e submetidos a um tempo de polimerização de 24 horas antes do corte e polimento. Os cortes foram então reduzidos a espessura final de aproximadamente 30 µm por meio de lixas abrasivas de carbureto de sílica<sup>13</sup> (400, 600, 800, 1200 e 2400) em uma máquina de lixamento/polimento<sup>14</sup>, com irrigação de água (Donath *et al.*, 1982). As lâminas foram coradas com azul de toluidina e avaliadas em microscopia óptica. As características histológicas foram avaliadas qualitativamente em microscópio óptico<sup>15</sup> com ampliações de 50X-200X.

<sup>11</sup> Technovit 9100, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Alemanha

<sup>12</sup> Isomet 2000, Buehler Ltd., Lake Bluff, EUA

<sup>13</sup> Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA

<sup>14</sup> Metaserv 3000, Buehler Ltd., Lake Bluff, EUA

<sup>15</sup> Leica DM2500M, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha

Avaliação estatística do torque foi realizada pelo teste de Kruskal-Wallis estabelecendo-se Intervalo de Confiança [IC] de 95%, e o teste *post-hoc* de Dunn utilizando o software de estatística SPSS<sup>16</sup>.

---

<sup>16</sup> Statistical Package for the Social Sciences, SPSS versão 17.0, IBM, Estados Unidos da América.

## 5. RESULTADOS

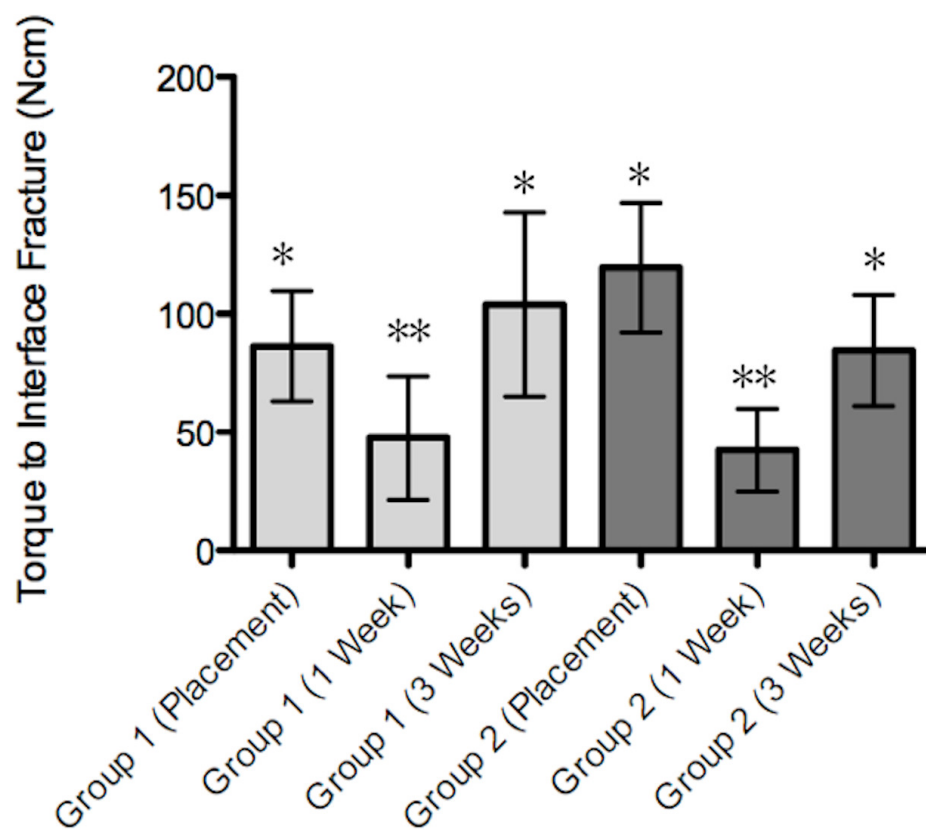
Os procedimentos cirúrgicos e o acompanhamento clínico não demonstraram complicações que comprometessem a pesquisa. Nenhuma complicação pós-operatória foi detectada e nenhum implante foi excluído do estudo devido à instabilidade clínica após eutanásia.

Os valores de torque por grupo e tempo de implantação *in vivo* (instalação, uma semana, e três semanas), são apresentados no gráfico 1. O teste Kruskal-Wallis e teste *post-hoc* de Dunn mostraram que os níveis de torque foram significativamente afetados pelo tempo *in vivo* ( $p = 0,003$ ). Enquanto que para ambos os grupos os valores de torque registrados durante a instalação foram elevados, uma diminuição no torque de  $\sim 38\%$  e  $\sim 65\%$  foi registrada para os grupos 1 e 2, respectivamente, após 1 semana. De 1 semana para 3 semanas, notou-se aumento de  $\sim 40\%$  e  $\sim 100\%$  para os grupos 1 e 2, respectivamente. Quando se comparou o nível de torque durante a instalação em relação ao torque de fratura da interface em três semanas, não foi observada diferença significativa, e níveis com ligeiro aumento e diminuição foram observados para os grupos 1 e 2, respectivamente.

A análise das amostras desidratadas após o teste de torque controlado mostrou que a falha ocorreu na interface osso-implante, e esta observação foi semelhante para ambos os grupos. A reconstrução completa do implante é apresentada na figura 3. Ampliando a região de interface osso/implante, observou-se que os cortes não descalcificados obtidos após testes biomecânicos apresentavam distorção morfológica mínima devido ao rompimento no teste mecânico e/ou processamento de lâminas finas. A íntima interação entre osso-implante foi observada para todos os grupos de implantes (figuras 4 a-d).

Em 1 semana formação inicial de tecido ósseo foi vista ao redor dos implantes em ambos os grupos. Todos eles apresentaram combinação de regiões com neoformação óssea intercaladas com osso primitivo, e características referentes aos estágios iniciais de deposição e remodelação óssea foram observadas na interface da superfície do implante (Figura 4a e 4b).

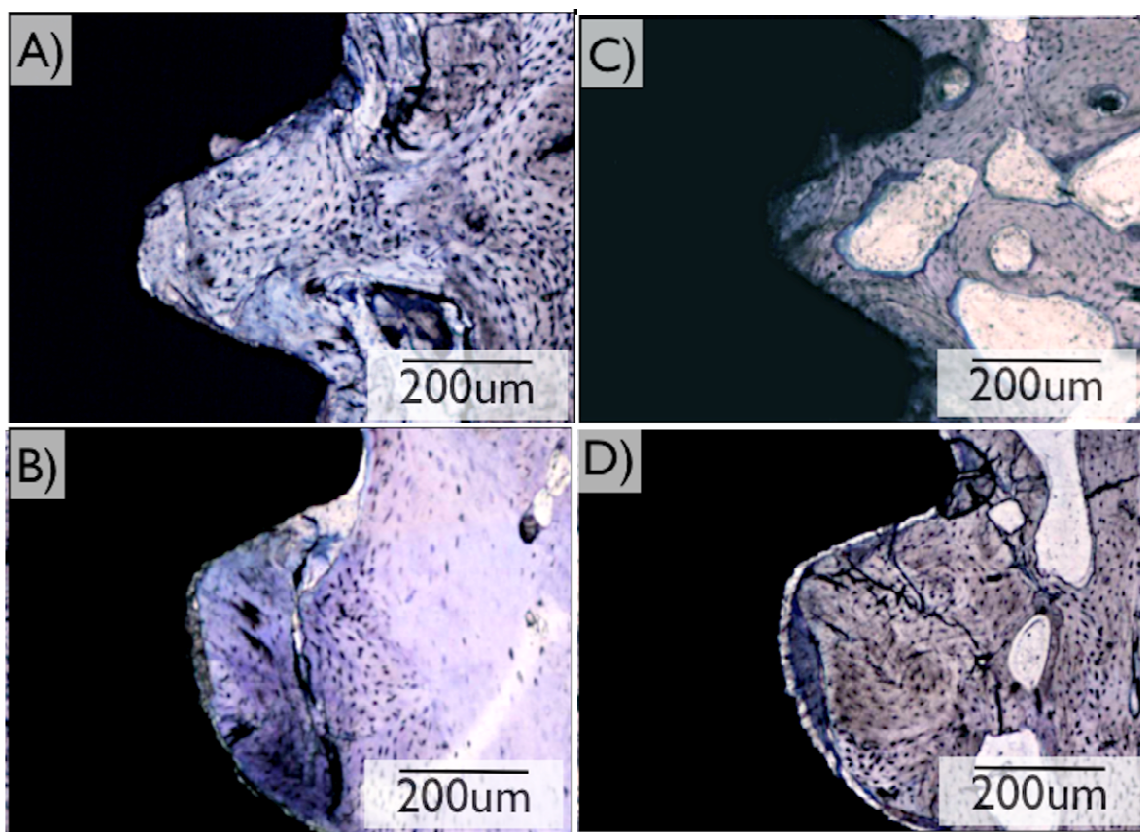
**Gráfico 1:** Valores de torque (média  $\pm$  DP) para ambos os grupos em diferentes tempos *in vivo* (instalação, 1 semana, and 3 semanas)





**Figura 3:** Fotografia representativa (montagem) para o grupo 1 em 3 semanas de amostra utilizada para avaliação histomorfológica.

Na terceira semana, independente do grupo experimental, tecido ósseo neoformado foi observado entre o osso primitivo e a superfície do implante, preenchendo a interface onde se observava região de modelagem/remodelação em 1 semana, resultando em estruturas contínuas na interface osso-implante (Figuras 4c e 4d). Rachaduras nas pontas das espiras foram observadas no segmento de osso em 1 semana, porém raramente vistas em 3 semanas, mostrando osso remodelado em íntimo contato com a ponta das espiras.



**Figura 4.** Fotomicrografia óptica de **(a)** grupo 1 e **(b)** grupo 2 mostrando a interface osso/implante com a formação de osso esponjoso próximo à superfície do implante em 1 semana. Em 3 semanas, ambos **(c)** grupo 1 e **(d)** grupo 2 apresentam pontes ósseas contínuas na interface osso-implante por neoformação de tecido ósseo.



## 6. DISCUSSÃO

Nos últimos 40 anos vários protocolos para tratamento com implantes dentários foram sugeridos (Brånemark, 1983), tentando eliminar a segunda fase cirúrgica, sob a justificativa de que modificações no formato do implante melhorariam a estabilidade, favorecendo os estágios iniciais da cicatrização, quando comparados ao implante padrão (Albrektsson & Wennerberg, 2004; Albrektsson & Wennerberg, 2004; Buser *et al.*, 2004; Butz *et al.*, 2006; Ghanavati *et al.*, 2006; Coelho *et al.*, 2009a).

Após uma revisão da literatura sobre estabilidade inicial dos implantes dentários, em que as variáveis clínicas, histológicas e biomecânicas foram consideradas, Raghavendra *et al.*, 2005, estabeleceram de forma empírica, e não experimental, um gráfico de estabilidade do implante. Este gráfico tem sido amplamente aceito, não só devido ao fato de que alto grau de estabilidade primária é freqüentemente atingido, mas também pelos numerosos estudos histológicos que forneceram dados sobre a potencial perda de estabilidade mecânica às custas de remodelação na interface osso/implante, seguida de aposição óssea, resultando em estabilidade secundária.

Enquanto uma quantidade substancial de pesquisas tem avaliado a resposta do hospedeiro ao implante, poucas informações sobre a estabilidade inicial do implante durante a instalação e de como essa estabilidade é afetada ao longo do tempo têm sido publicadas (Albrektsson & Wennerberg, 2004a; Albrektsson & Wennerberg, 2004b; Buser *et al.*, 2004; Butz *et al.*, 2006; Ghanavati *et al.*, 2006; Coelho *et al.*, 2009a). Coelho *et al.*, 2010 utilizaram o mesmo tempo (1 e 3 semanas) para avaliar a fixação biomecânica de três diferentes sistemas de implantes em fases precoces de osseointegração. Embora os resultados mostraram que o tempo *in vivo* e os sistemas de implantes desempenharam o seu papel no teste de torque de remoção, a estabilidade e o torque máximo do implante no momento da instalação dos implantes não foram mensurados. Portanto, enquanto informações úteis sobre as variações da estabilidade ao longo do tempo foram obtidas, o quanto essa estabilidade decresceu, bem como sua recuperação, em relação ao momento da instalação, não pôde ser determinada. Ao mensurar os valores de torque



máximo de inserção, o objetivo do presente estudo foi quantificar biomecanicamente a estabilidade do implante ao longo dos estágios iniciais de sua cicatrização, em relação à sua estabilidade primária em cães da raça Beagle.

Os sistemas de implantes utilizados neste estudo estão disponíveis comercialmente, e apresentam desenhos e tratamento de superfície distintos, assim como a instrumentação cirúrgica. Do ponto de vista geométrico, os implantes utilizados no presente estudo apresentaram formatos de espiras comumente empregadas, no entanto, o grupo 1 apresentava microrroscas na região cervical.

O grupo 1 apresentou uma superfície moderadamente áspera obtida através de jateamento de sílica e ataque ácido, seguido por um processo exclusivo de armazenamento em meio líquido, o que conferiu alta hidrofiliabilidade (Mendes et al., 2007), enquanto o grupo 2 apresentou uma superfície texturizada fabricada pelo método de anodização (Yang *et al.*, 2005).

Investigações prévias, utilizando o mesmo modelo animal descreveram os eventos iniciais da cicatrização óssea ao redor de implantes com diferentes formatos e superfícies (Berglundh *et al.*, 2003; Abrahamsson *et al.*, 2004; Berglundh *et al.*, 2007; Leonard *et al.*, 2009; Coelho *et al.*, 2010). Tem sido demonstrado que há formação de coágulo em estreita proximidade com a superfície do implante imediatamente após a colocação deste. Nas próximas horas e após vários dias, uma seqüência de eventos celulares e vasculares origina um tecido de granulação (Berglundh et al., 2003; Berglundh et al., 2007). A formação de osso esponjoso pode ser observada em 1 semana (Berglundh et al., 2003; Berglundh et al., 2007), e ao longo das próximas 3 e 4 semanas observa-se intensa remodelação na interface osso-implante, até ser evidenciado osso cortical em proximidade com a superfície do metal (Berglundh et al., 2003; Berglundh et al., 2007; Leonard et al., 2009). Assim, justifica-se a escolha dos tempos de 1 em 3 semanas *in vivo* para avaliar a interação dos diferentes grupos de implantes com o osso, permitindo avaliar o início da cicatrização com a deposição de osso esponjoso, e um período intermediário em que se observa remodelação na interface em mandíbulas de cães (Berglundh et al., 2003; Berglundh et al., 2007; Leonard et al., 2009).

Nossas observações histológicas estão de acordo com estudos

anteriores (Berglundh et al., 2003; Berglundh et al., 2007; Leonard et al., 2009) nos quais, independente do grupo experimental, notou-se início de deposição de tecido ósseo esponjoso juntamente com remodelação óssea na região interfacial em 1 semana, processo este que se estendeu à terceira semana. Os dois grupos avaliados apresentaram maior quantidade de tecido ósseo na região interfacial em 3 semanas, o que pode ser explicado pela alta taxa de reabsorção na primeira semana, seguida de um período de deposição do novo osso.

A observação de microfraturas próximas à ponta das espiras dos implantes em 1 semana para várias espécimes também foi citada por Meredith et al., 1998. A ausência dessas microfraturas em 3 semanas sugere intensa atividade osteogênica e osteoclástica (formação e remodelação) neste período. Esta observação reflete a natureza dinâmica da interface osso-implante nos estágios iniciais de cicatrização, independente da técnica de perfuração dos dois diferentes sistemas cirúrgicos, da geometria e da superfície. O contato íntimo entre o osso neoformado e as diferentes superfícies dos grupos sugere que todos eles são altamente biocompatíveis e osteocondutores. Essa observação está de acordo com estudos experimentais previamente publicados em animais (Berglundh et al., 2007; Mendes et al., 2007; Marin et al., 2008).

O resultados biomecânicos com 1 e 3 semanas para ambos os grupos ratificam os nossos achados histológicos, em que os dois sistemas avaliados apresentaram interação do implante com o osso *in vivo*. Para exemplificar, diminuição nos níveis de torque mecânico observada em 1 semana foi provavelmente devido à remodelação inicial na interface osso-implante, e limitada aposição óssea neste período, em ambos os grupos. O aumento da estabilidade biomecânica observado entre a primeira e a terceira semana *in vivo* está de acordo com a quantidade e a qualidade de novo osso formado entre o osso primitivo a a superfície do implante.

A diminuição e o aumento do percentual de torque foram avaliados em função do tempo, entretanto, deve-se notar que estes valores são significativamente influenciados pela textura da superfície e da geometria do implante (Butz et al., 2006). Ademais, quedas relativas e aumentos subsequentes são informativos para os diferentes sistemas de implantes, que foram instalados de acordo com as instruções do fabricante. Desta maneira,

devido à configuração geométrica dos diferentes sistemas, qualquer tentativa de comparação dos valores de torque obtidos no presente estudo com os valores de torque de inserção padrão comumente observados em seres humanos, ou a comparação dos valores de torque obtidos entre os grupos de implantes estudados, é de valor limitado.

Diretamente relacionado ao objetivo do presente estudo, os níveis de estabilidade dos implantes foram associados aos fenômenos que Raghavendra et al., 2005, propuseram serem razões possíveis para perda e subsequente ganho de estabilidade nas fases iniciais da implantação: reabsorção óssea e posteriormente deposição de novo osso, alcançando a estabilidade secundária. Uma vez que este estudo foi limitado a dois pontos de investigação *in vivo*, a avaliação da variação de estabilidade óssea entre os sistemas pode ter sido prejudicada. Assim, estudos experimentais com multivariáveis, abrangendo o formato dos implantes e em mais períodos da cicatrização óssea, são necessários.

## **7. CONCLUSÃO**

Os resultados biomecânicos e a análise histológica realizadas neste trabalho permitem concluir que a estabilidade inicial dos implantes dentários após a inserção no tecido ósseo de cães sofre diminuição abrupta durante a primeira fase da osseointegração, e é reestabelecida na segunda fase deste processo, com a deposição de novo osso na interface osso-implante.

## REFERÊNCIAS\*

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.** 1977; 16:1-132.

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop Scand.** 1981; 52:155.

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

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983 Sep; 50(3):399-410.

Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. **Clin Orthop Relat Res.** 1986 Jul; (208):108-13.

Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE: Titanium Implants Inserted in Rabbit Cortical and Cancellous Bone. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992; 7:62–71.

Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, Harris WH. *In vivo* skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. **J Bone Joint Surg Am.** 1997 May; 79(5):707-14.

Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1998 May-Jun; 13(3):315-21.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. **Int J Prosthodont.** 1998 Sep-Oct; 11(5):491-501.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. **J Biomed Mater Res.** 1998 Summer; 43(2):192-203.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2000; 2(2):85-92.

---

\* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.

Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubrulle JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clin Oral Implants Res.** 2000 Feb; 11(1):12-25.

Chuang SK, Tian L, Wei LJ, Dodson TB: Kaplan-Meier analysis of dental implant survival: a strategy for estimating survival with clustered observations. **J Dent Res.** 2001; 80:2016.

Chuang SK, Wei LJ, Douglass CW, Dodson TB: Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. **J Dent Res.** 2002; 81:572.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. **Clin Oral Implants Res.** 2003 Jun; 14(3):251-62.

Davies JE. Understanding Peri-Implant **Endosseous Healing.** J Dent Educ. 2003 Aug;67(8):932-49.

Lemons JE. Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. **J Oral Implantol.** 2004; 30(5):318.

Buser D, Broggini 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 Jul; 83(7):529-33.

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. **Clin Oral Implants Res.** 2004 Aug; 15(4):381-92.

Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. **J Periodontol.** 2004 Sep;75(9):1233-41.

Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. **Int J Prosthodont.** 2004a Sep-Oct; 17(5):536-43.

Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. **Int J Prosthodont.** 2004b Sep-Oct; 17(5):544-64.

Yang Y, Kim KH, Ong JL. A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process--an alternative to plasma spraying. **Biomaterials.** 2005 Jan; 26(3):327-37.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2005 May-Jun; 20(3):425-31.

Butz F, Aita H, Wang CJ, Ogawa T. Harder and stiffer bone osseointegrated to roughened titanium. **J Dent Res.** 2006 Jun; 85(6):560-5.

Ghanavati F, Shayegh SS, Rahimi H, Sharifi D, Ghanavati F, Khaledse N, Eslami B. The effects of loading time on osseointegration and new bone formation around dental implants: a histologic and histomorphometric study in dogs. **J Periodontol.** 2006 Oct; 77(10):1701-7.

Berglundh T, Abrahamsson I, Albohy JP, Lindhe J. Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs. **Clin Oral Implants Res.** 2007 Apr; 18(2):147-52.

Mendes VC, Moineddin R, Davies JE. The effect of discrete calcium phosphate nanocrystals on bone-bonding to titanium surfaces. **Biomaterials.** 2007 Nov; 28(32):4748-55.

Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. **Periodontol 2000.** 2008; 47:15-28.

Marin C, Granato R, Suzuki M, Gil JN, Piattelli A, Coelho PG. Removal Torque and Histomorphometric Evaluation of Bioceramic Grit-Blasted/Acid-Etched and Dual Acid-Etched Implant Surfaces: An Experimental Study in Dogs. **J Periodontol.** 2008 Oct; 79(10):1942-9.

Coelho PG, Cardaropoli G, Suzuki M, Lemons JE. Early healing of nanothickness bioceramic coatings on dental implants. An experimental study in dogs. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2009a Feb; 88(2):387-93.

Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, Thompson VP, Lemons JE. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2009b Feb; 88(2):579-96.

Leonard G, Coelho P, Polyzois I, Stassen L, Claffey N. A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. **Clin Oral Implants Res.** 2009 Mar; 20(3):232-9.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. **Clin Oral Implants Res.** 2009 May; 20(5):467-71.

Granato R, Marin C, Suzuki M, Gil JN, Janal MN, Coelho PG. Biomechanical and histomorphometric evaluation of a thin ion beam bioceramic deposition on plateau root form implants: an experimental study in dogs. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2009 Jul; 90(1):396-403.

Coelho PG, Lemons JE. Physico/chemical characterization and in vivo evaluation of nanothickness bioceramic depositions on alumina-blasted/acid-etched Ti-6Al-4V implant surfaces. **J Biomed Mater Res A.** 2009 Aug; 90(2):351-61.

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. **Clin Oral Implants Res.** 2010 Feb; 21(2):129-36.

Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, Miller RJ. Early Bone Healing around Different Implant Bulk Designs and Surgical Techniques: A Study in Dogs. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2010 Sep; 12(3):202-208.

Coelho PG, Granato R, Marin C, Bonfante EA, Freire JN, Janal MN, Gil JN, Suzuki M. Biomechanical evaluation of endosseous implants at early implantation times: a study in dogs. **J Oral Maxillofac Surg.** 2010 Jun; 68(7):1667-75.

Freitas Jr AC, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. **Clin Oral Implants Res.** 2011 Mar 23. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02142.x.



## ANEXO



Universidade Federal de Uberlândia  
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
Comissão de Ética na Utilização de Animais (CEUA)  
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica -  
Uberlândia-MG –  
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131; e-mail: ceua@propp.ufu.br;  
[www.comissoes.propp.ufu.br](http://www.comissoes.propp.ufu.br)

### ANÁLISE FINAL Nº 098/10 DO COMITÊ DE ÉTICA NA UTILIZAÇÃO DE ANIMAIS PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEUA/UFU 045/10

Projeto Pesquisa: "Avaliação histomorfométrica e biomecânica em implantes  
dentários de superfície tratada nanometricamente. Estudo experimental em  
cães".

Pesquisador Responsável: Darceny Zanetta-Barbosa

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com  
animais nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO DE PESQUISA APROVADO.

OBS: O CEUA/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO  
DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEUA PARA FINS DE  
ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

Uberlândia, 23 de junho de 2010

Prof. Dr. Evandro de Abreu Fernandes  
Presidente do CEUA/UFU