



**Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas**

**CÁSSIO TORRES DE TOLEDO**

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DE IMPLANTES DE  
SUPERFÍCIE TRATADA COM TRIPLO ATAQUE ÁCIDO EM RATOS**

**BARRETOS  
2012**



**Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas**

**CÁSSIO TORRES DE TOLEDO**

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DE IMPLANTES DE  
SUPERFÍCIE TRATADA COM TRIPLO ATAQUE ÁCIDO EM RATOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, para obtenção do título de Mestre em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Celso Eduardo Sakakura  
Coorientadora: Prof. Dra. Ana Emilia Farias Pontes

**BARRETOS  
2012**

TOLEDO, Cassio Torres de  
Avaliação do Torque de Remoção de Implantes de Superfície Tratada  
com Triplo Ataque Ácido em Ratos / Cassio Torres de Toledo –  
Barretos: [s.n.], 2012.

33 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Centro Universitário da Fundação  
Educativa de Barretos, Curso de Mestrado em Ciências  
Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Celso Eduardo Sakakura

1. Implante dentário 2. Tratamento da Superfície 3.  
Superfície de Implante 4. Osseointegração I. Avaliação do  
Torque de Remoção de Implantes de Superfície Tratada com  
Triplo Ataque Ácido em Ratos.

**CASSIO TORRES DE TOLEDO**

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DE IMPLANTES DE  
SUPERFÍCIE TRATADA COM TRIPLO ATAQUE ÁCIDO EM RATOS**

**COMISSÃO JULGADORA  
DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

1º examinador: Prof. Dr. Celdo Eduardo Sakakura

2º examinador: Prof. Dr. Hélio Massaiochi Tanimoto

3º examinador: Prof. Dr. Valdir Gouveia Garcia

Barretos, 11 de setembro de 2012.

## **DADOS CURRICULARES**

### **CASSIO TORRES DE TOLEDO**

Nascimento	25 de outubro de 1975 – Franca/SP
Filiação	Celso de Toledo Filho Cassiana das Graças Torres de Toledo
1998/2001	GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA PELA UNIVERSIDADE PAULISTA – RIBEIRÃO PRETO/SP.
2005/2006	CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM PERIODONTIA NO CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FUNDAÇÃO EDUCACIONAL DE BARRETOS.
2010/2012	CURSO DE MESTRADO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS DO CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FUNDAÇÃO EDUCACIONAL DE BARRETOS.
2010/2012	PROFESSOR DO CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA DA ASSOCIAÇÃO ODONTOLÓGICA DE LINS.
2012	PROFESSOR DO CURSO DE ATUALIZAÇÃO EM IMPLANTE DO CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FUNDAÇÃO EDUCACIONAL DE BARRETOS.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por me permitir não somente começar esta caminhada, mas percorrê-la e concretizá-la, sempre amparando-me nas dificuldades e orientando-me como faze-la segundo seus preceitos.

Agradeço, particularmente, a algumas pessoas pela contribuição direta na construção deste trabalho:

Professor Egbert, coordenador do curso de mestrado da Unifeb e ao professor e orientador Celso Sakakura por todo seu apoio e paciência no trajeto para a conclusão desta dissertação.

A professora e coorientadora Ana Emília, que me deu toda atenção no tratamento estatístico indicado para analisar os resultados deste trabalho, mesmo estando em férias, comprometendo seu momento de lazer, sem demonstrar qualquer insatisfação em auxiliar-me.

Ao amigo professor Fernando Salimon, pelas dicas, pela confiança e pelas oportunidades que me deste ao longo deste caminho.

Ao professor e amigo Mário Roberto Perussi, por incentivar-me a continuar na caminhada e me fornecer o material para a conclusão deste trabalho.

Ao professor Valdir Gouveia, pela preocupação com o biotério e com as dificuldades que eu enfrentaria para a realização deste. Amigo, jamais esquecerei seu desprendimento e prestatividade incrustados numa frase sua “vamos ajudar esse garoto realizar esse projeto”.

A querida amiga Sonia, por toda atenção, dedicação e principalmente paciência, não só comigo, mas com todos que a conhecem. Posso afirmar, pois a conheço desde minha especialização e desde então, é difícil apontar pessoa tão correta, capacitada, prestativa. Obrigado por tudo ”Sonics”.

Ao meu pai Celso e minha mãe Cassiana, por todo apoio, incentivo e credibilidade a mim dispensados não somente durante esse período, mas por toda a vida. Sempre me servindo como exemplo de amor, dedicação, honestidade. Meu muito obrigado, pois sem vocês minha caminhada nesse grande projeto, que ainda não concluí, chamado vida, não teria um norte verdadeiro. Amo muito vocês

dois.

Ao amigo Darci (*in memoriam*) por toda dedicação com o biotério e no trato correto e humanizado com os animais que ali eram criados e sacrificados pela ciência.

Aos amigos que estiveram presentes nesta fase da minha vida, auxiliando-me em todas as dificuldades e tornando o fardo mais leve e agradável, com os bons momentos que passamos juntos (Marcelo Brunozzi, Daniel Palhares, Roberto Caiado, Marcelo Messias, Gilberto, Carlo e Luciano).

Por fim, minha amada esposa Daniela, por ter sempre me apoiado pacientemente, entendendo todo minha chatice neste período. Compreendendo e suportando minha ausência, sem por um minuto se quer reclamar de ter que assumir toda nossa responsabilidade da casa e dos consultórios, na minha falta. Flor, você foi e sempre será o melhor presente que Deus podia ter me dado, te agradeço por todos os momentos que vivemos até hoje e por todos os que viveremos em nossa longa caminhada juntos. Desejo sempre estar ao seu lado para te apoiar e comemorar sempre. Te amo muito. Muito obrigado.

## SUMÁRIO

RESUMO .....	06
ABSTRACT .....	07
INTRODUÇÃO .....	08
1 REVISÃO DE LITERATURA .....	10
2 PROPOSIÇÃO .....	18
3 MATERIAIS E MÉTODOS .....	18
4 RESULTADOS .....	26
5 DISCUSSÃO .....	27
6 CONCLUSÃO .....	29
7 REFERÊNCIAS .....	29



## RESUMO

TOLEDO, C. T., AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DE IMPLANTES DE SUPERFÍCIE TRATADA COM TRIPLO ATAQUE ÁCIDO EM RATOS. [Dissertação de Mestrado]. Barretos: Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas da UNIFEB; 2012.

O presente estudo tem por finalidade avaliar a influência da superfície de implante tratada com triplo ataque ácido no torque de remoção de implantes instalados em ratos. Foram instalados 21 implantes especialmente produzidos para esse estudo, como medidas de 4mm de comprimento por 2mm de largura, com tratamento superficial de subtração ácida por triplo ataque. Os grupos de cobaias foram divididos em três, Grupo A, Grupo B e Grupo C, de sete elementos em cada. Cada animal teve o implante instalado em sua metáfise tibial e foram separados em seus respectivos grupos. O grupo A sofreu eutanásia após 14 dias, o grupo B após 28 dias e o grupo C após 63 dias. Assim que era feita a eutanásia, os implantes foram removidos manualmente com auxílio de chave digital acoplada a um torquímetro manual (TOHNICHI, mod. TG, Tokio, Japão) e os resultados foram resgistrados. Os valores obtidos depois dos períodos de osseointegração foram: Grupo A (14 dias)  $3,3 \pm 1,7$  Ncm; Grupo B (28 dias)  $2,2 \pm 1,3$  Ncm; e Grupo C (63 dias)  $6,7 \pm 1,4$  Ncm. De acordo com os resultados obtidos verificou-se uma diferença estatisticamente significativa no Grupo C em relação aos outros períodos para a situação neste estudo reproduzido.

**Palavras-chave:** Implante dentário, Tratamento da Superfície, Superfície de Implante, Osseointegração.

## ABSTRACT

TOLEDO C. T., EVALUATION OF TORQUE OF REMOVAL OF IMPLANT SURFACE TREATED WITH TRIPLE ACID ATTACK IN RATS. [Master's Dissertation]. Barretos: Master's Degree in Dental Science at UNIFEB; 2012.

The present study aims to evaluate the influence of implant surface treated with Triple acid attack in the removal torque of implants placed in rats. Twenty one have been installed implants specially produced for this study as measures 4mm long by 2 mm wide, with surfasse treatment by subtracting triple acid attack. Groups of guinea pigs were divided into three, Group A, Group B and Group C, seven elements in each. Each animal had the implant installed in his tibial metaphysis and were separated into their respective groups. The group was euthanized after 14 days, group B after 28 days and the group C after 63 days. So what was done euthanasia, the implants were removed hand using a digital key coupled with a manual torque wrench (TOHNICHI, mod. TG, Tokyo, Japan) and the results were resgistrados. The values obtained after osseointegration periods were: Group A (14days)  $3.3 \pm 1.7$  Ncm, Group B (28 days)  $2.2 \pm 1.3$  Ncm and Group C (63 days)  $6.7 \pm 1.4$  Ncm. According to the results there was a statistically significant difference in Group C compared to other periods for situation in this study reproduced.

**Keywords:** Dental Implant, Surface Treatment, Surface Implant, Osseointegration.

## INTRODUÇÃO

Ao longo dos seus 40 anos de existência, a técnica de reabilitação oral com implantes vem se consagrando, baseada em sua história de bons resultados alcançados clinicamente. Na busca por uma melhor e mais rápida osseointegração, muitos estudos foram e estão sendo feitos, visando uma superfície ideal para o implante, tanto na sua forma como no seu tipo (Abrahamsson I, et al.,2004; Adell R, et al.,1981; Anselme K, et al.,2000; Brunski JB,1992; Johansson CB, Albrektsson T.,1991; Matsuzaka K, Walboomers XF, Yoshinari M, Inoue T, Jansen JA,2001; Misch CE,1993; Pittenger M, et al.,1999; Ratner BD, 2001; Rohner D, et al. 2003; Schenk RK, Buser D,1998; Silva Júnior AN, 2003)

Estudos de Elias CN e Lima JHC (2007), Cho SA e Jung SK (2003), Giavaresi G, et al. (2003), Keller J, et al. (2003), Cochran DL (2002); Cordioli G, et al. (2000); Kasemo B e Gold J. (1999), demonstraram que uma topografia rugosa pode aumentar a osseointegração, se comparada a uma superfície lisa. Existem diversas técnicas de modificação superficial desenvolvidas e aplicadas que visam tornar a osseointegração mais rápida e mais previsível ao longo dos anos, tais como, Jateamento de Partículas, Adição de Biomateriais, Subtração Ácida e Modificação por Laser.

Quanto à maneira de obtenção delas, os processos são usinadas ou lisas, conseguidas através do próprio processo de confecção do implante, o que é o resultado do corte da ferramenta sobre barra de titânio e rugosas, obtidas por adição ou subtração de partículas superficiais.

Todos os tipos de condicionamentos pesquisados e desenvolvidos tem como objetivo principal aumentar a superfície de contato osso-implante, uma vez que as dimensões do implante não podem ser aumentadas procuram-se alternativas para torná-las mais eficientes.

Dentro das inúmeras alternativas de condicionamento superficial, a subtração ácida aparece como uma opção de tratamento. Grande parte das indústrias usa esse processo como acabamento final de seus implantes, visto que

com esse método pode-se eliminar as ranhuras da usinagem (Elias et al. 2005), homogenizar sua topografia (diferença entre picos e vales da rugosidade), remover partículas incrustadas superficialmente, e microtexturizar um tratamento superficial prévio.

Considerando a gama de tratamentos de superfície lançados no mercado nacional, o intuito deste trabalho é avaliar a resistência ao torque de remoção após a osseointegração do implante da marca nacional DentFix®, com superfície tratada a triplo banho de ácidos, produzidos por ALLIED TITANIUM LTDA, o qual produz uma superfície com porosidade regular.

## **1 REVISÃO DE LITERATURA**

### **1.1 Tecido Ósseo**

O esqueleto humano é composto por um tecido vivo conhecido como osso, que tem como funções básicas a armazenagem e metabolismo de minerais e o suporte estrutural (Garcia VG, et al., 2001).

Uma característica importante do osso é sua engenharia, que lhe confere uma grande resistência em um reduzido tamanho. Sua capacidade de modelação e remodelação também são notáveis, apreciadas e desejáveis em diversas áreas no campo da biologia (Trisi P. e Rao W., 1999).

Por se tratar de um organismo vivo, diversos fatores podem influenciar nessa capacidade, alterando o comportamento celular, tais como, hábitos de vida, alterações bioquímicas e fatores genéticos (Flach et al.).

Há uma média diária de 0,7% de renovação celular do esqueleto que em aproximadamente 142 dias será totalmente renovado (Roberts WE. e Hartsfield Jr., 2004).

O tecido ósseo quando acometido por um trauma, seja ele qual for, fratura ou perfuração de leito para implantes, desencadeia uma resposta reparadora para a cicatrização. Essa resposta é uma sucessão de eventos sequenciais: formação de coágulo, ativação e liberação de mediadores inflamatórios oriundos do tecido lesionado, presença de células mesenquimais e inflamatórias, revascularização, formação de tecido de granulação, degradação tecidual por células gigantes e macrófagos, diferenciação dos osteoblastos, formação de osso primário e posteriormente sua remodelação originando um osso lamelar (Cowin SC., 2001; Gartner LP. e Hiant JL., 2002; Pretto JBL., 2004; Roberts WE., 2004).

Qualquer alteração na forma ou tamanho ósseo é denominada modelagem óssea, podendo essa ser por deposição óssea na superfície (Anabólica) ou por reabsorção óssea superficial (Catabólica), processo esse que sempre ocorre nas superfícies vascularizadas (Roberts WE. e Hartsfield Jr. JK, 2004).

A remodelagem está intimamente relacionada à manutenção do esqueleto, metabolismo mineral e maturação óssea (Flach DM., Marx RE. e Garg AK., 1998; Roberts WE. e Hartsfield Jr. JK, 2004; Roberts WE et al., 2004).

## **1.2 Osseointegração**

Inicialmente definido como “uma direta conexão estrutural entre um tecido ósseo vivo e organizado e um implante funcional ao microscópio óptico” (Branemark, 1985; Adell et al., 1985; Branemark et al., 1969).

Segundo Glantz (1998), o sucesso clínico dos implantes está diretamente associado ao fenômeno da osseointegração. Em 1985, Linder indicava que a interface Ti-osso era rica em glicosaminoglicanas. Mais recentemente, Ayukawa et al. (1998) e Nancy et al. (1998) com trabalhos de imunohistoquímica, demonstraram que essa região afibrilar é rica em proteínas não colagenosas e proteínas do sangue.

Em um estudo de Davies (1998) constatou-se que os mecanismos que levam a integração osso-implante são divididos em três diferentes fenômenos: a osteocondução, a neoformação e a remodelação óssea.

Na osteocondução, há uma migração de células osteogênicas provindas do osso circundante para o metal através da rede de fibrina formada pelo coágulo sanguíneo presente.

Assim se dá a colonização superficial do Ti, que precede a produção de matriz óssea. Tal matriz fornece sítios para a nucleação de cálcio e fosfato, seguindo pela formação dos cristais e posteriormente a origem do colágeno e sua mineralização.

Já a última fase, a remodelação óssea, é de suma importância a longo prazo, pois garante a estabilidade do implante.

Tendo em vista a importância da qualidade óssea, na implantodontia, diferentes autores, com suas classificações de ossos semelhantes, visam facilitar a programação pré-cirúrgica, aspirando assim, diminuir o insucesso. Uma vez que diversos estudos demonstraram que o sucesso na osseointegração tem relação direta com o tipo de osso que receberá a instalação de

implantes (Misch CE., 2000/2001; Misch CE., 2000; Misch CE. et al., 1998; Misch CE., 1993).

Os fracassos cirúrgicos ficam em torno de 3% nos ossos tipo I, II e III, subindo para 35% em implantes instalados em osso tipo IV. (Misch CE. et al. 1998; Torezan JFR., 1998; Trisi P. e Rao W., 1999; Misch CE., 2000; Morris HF., 2003).

Dentre as classificações mais conhecidas, podem ser citadas quatro, a proposta por Linkow (1970), a de Lekholm e Zarb (1985), a de Frost (in Roberts et al., 1987) e a mais recente proposta por Misch (1998).

Segundo Linkow (1970), as categorias de densidade óssea, são três: Classe I, osso com pouco espaço esponjoso (tipo de osso ideal); Classe II, maior espaço esponjoso e pouca uniformidade estrutural; Classe III, maior espaço medular presente entre as trabéculas ósseas.

Segundo Lekholm e Zarb (1985) a densidade óssea pode ser classificada em quatro tipos: Qualidade I, osso compacto homogêneo; Qualidade II, camada de osso compacto envolvendo o trabeculado também denso; Qualidade III, camada de cortical espessa que envolve o denso trabeculado; Qualidade IV, camada delgada de cortical que envolve o trabeculado disperso.

De acordo com Frost (1987), macroscopicamente existem quatro divisões ósseas, quanto à sua densidade: Compacto Denso; Compacto Poroso; Trabecular Grosso; Trabecular Fino.

Os ossos compactos densos e porosos são encontrados na camada externa e os trabeculares grossos e finos se encontram no interior, abaixo da camada externa.

A classificação da densidade óssea proposta por Misch (1998) para o planejamento da instalação de implantes:

- Osso tipo D1, osso denso ou cortical. Por ser um osso mais denso, segundo Misch, durante a perfuração, a sensação é de se furar a madeira Carvalho.
- Osso tipo D2, osso cortical grosso e trabeculado grosso no interior. Nesse tipo, a comparação é com a madeira Pinho.

- Osso tipo D3, osso de cortical fina e trabeculado fino. Nesse tipo, a madeira é a Balsa.
- Osso tipo D4, osso trabecular fino. Neste, o material de comparação é o Isopor.

Dois detalhes importantes para um planejamento cirúrgico bem sucedido que devem ser levados em conta são a qualidade óssea e o seu volume. São esses, os determinantes na escolha do tipo do implante a ser instalado, quanto a sua forma, rosca, comprimento, diâmetro, tipo de superfície e tempo de carregamento (Misch CE., 1993; Misch CE et al., 1998; Misch CE., 2000; Misch CE., 2000/2001).

Para um maior contato osso-implante, busca-se idealmente uma densidade óssea maior, que garante um melhor travamento inicial, garantindo assim uma estabilidade primária apropriada. Porém, para compensar as variações de densidade, pode-se contar com a engenharia dos implantes, que dispõe de uma diversidade de formas, roscas e superfícies modificadas, que tem por objetivo compensar um osso menos denso. Para um melhor prognóstico, em regiões posteriores da boca, onde a cortical óssea é menor, pode-se usar implantes mais largos e longos, quanto for possível, afim de compensar a diminuta densidade do osso (Meredith N., 1998; Cochran DL., 1999; Darvarpanah M. et al., 2003; Misch CE., 2000; Morris HF., 2003).

Na implantodontia, conta-se com a estabilidade primária, que parece ser de suma importância para o processo denominado osseointegração, e que as micromovimentações de um implante em sua fase de cicatrização inicial, causada pela instabilidade inicial, promove seu fracasso por gerar um encapsulamento fibroso, como descrevem Albrektsson et al. (1981) e Meredith N. (1998). Sugerido por Szmukler-Moncler et al. (2000), e Oliveira RR, et al. (2004), o limite crítico de micromovimentação do implante, em sua fase de cicatrização estaria entre 50µm e 150µm.

A osseointegração foi descrita inicialmente por Branemark et al. (1969) como “uma direta conexão estrutural entre um tecido ósseo vivo e



organizado e um implante funcional ao microscópio óptico”. Baseado em seus estudos, ele criou o protocolo cirúrgico de dois estágios, que preconiza o carregamento funcional dos implantes depois de determinado período, entre 3 e 6 meses. Tempo esse, que segundo Branemark, seria suficiente para ocorrer a neoformação óssea e a osseointegração do implante (Branemark et al., 1997).

Ao longo de sua história, a implantodontia vem se mostrando muito eficiente para casos de reabilitação oral parcial ou total (Balshi et al., 1999; Knab e Hoffmeister, 1998), apresentando-se como uma alternativa confortável e segura para solução de diferentes casos de edentulismo.

Durante o processo de evolução os implantes vem sendo estudados em diversos aspectos, principalmente, quanto à sua matéria prima, forma e o tipo de superfície.

Atualmente, devido às suas características biomecânicas, capacidade de receber tratamento e acabamento apropriado (Ravnholt, 1998) e físico-químicas, alta resistência à corrosão e ser 60% mais leve que o aço (Willians, 1961), o titânio comercialmente puro e suas ligas são os materiais de eleição da indústria de implantes.

Depois de anos de pesquisas, muitos materiais e ligas metálicas deixaram de ser usados na fabricação de implantes, frente às reações teciduais negativas causadas por eles (Sykaras et al., 2000).

Dentre os pontos estudados, para se chegar a um tempo de carga funcional mais precoce, há um enorme empenho voltado sobre a modificação superficial do titânio.

Neste aspecto, o tipo de tratamento de superfície tem se mostrado um fator determinante, melhorando a qualidade da interface osso-implante.

A rugosidade superficial aumenta sua área e melhora o embricamento mecânico do implante no osso (Klokkevold et al., 1997).

Estudos demonstram que implantes simplesmente usinados, sem mais nenhum tratamento, instalados, são perdidos nos períodos iniciais de cicatrização. As falhas ocorreram em 47% dos casos, antes da instalação das

próteses. E 70% das perdas aconteceram no primeiro ano após o carregamento funcional (Esposito M., Hirsch JM., Lekholm U., e Thomsen P., 1998).

Na literatura há relatos sobre a fundamental importância da topografia e da bioquímica superficial quanto ao sucesso ou fracasso de materiais inseridos em um ambiente biológico ativo (Kasemo B, 2000).

Elias CN. et al. (2000) sugere que existe uma rugosidade ideal que induz a uma maior osseointegração.

Davies (2003) demonstrou que o aumento da rugosidade da superfície do implante aumenta a área ativa para a osseointegração e promove maior estabilidade na ligação mecânica das fibras do coágulo sanguíneo com o titânio.

Elias et al. (2007) demonstraram maior torque de remoção dos implantes inseridos em tíbias de coelho com tratamento ácido por 12 semanas, quando comparou três tipos de tratamentos, atacadas por ácido (75,5 Ncm), jateada com óxido de titânio (72,1 Ncm) e usinada (57,0 Ncm).

Inúmeras técnicas vem sendo estudadas e desenvolvidas, visando adicionar superficialmente características mais biológicas, como rugosidade uniforme, entre 1 $\mu$ m e 2 $\mu$ m, biomateriais como Cálcio, Fósforo e Hidroxiapatita favorecendo a osseointegração (Wong M., Eulenberger J., Schenk R., e Hunziker E., 1995; Wennerberg A. e Albrektsson T., 2000; Wennerberg A., Albrektsson T., 2010).

Atualmente, diante do grande número de empresas que desenvolvem e produzem implantes, os tipos de tratamento de superfície, são muitos. Didaticamente podem ser classificadas em cinco grupos: Usinadas, Macrotextrizadas, Microtexturizadas, Nanotextrizadas e Biomiméticas.

*a) Superfície Usinada:* as ranhuras presentes são provenientes do processo de corte da peça de Ti. Em um nível microscópico ela não apresenta uma lisura total, tendo uma rugosidade superficial média (Ra) entre 0,53 $\mu$ m e 0,96 $\mu$ m. Essas são de suma importância no processo de adesão das células e para a produção de matriz proteica (Sykaras N., Iacopino AM., Marker VA., Triplett

RG., e Woody RD., 2000). Mesmo apresentando uma rugosidade, são conhecidas como superfícies lisas.

*b) Superfície Macrotextrizada:* neste processo, para agregar partículas à superfície as maneiras mais comuns são:

*b.1) Spray de Plasma de Titânio (STP):* um jato de partículas de Ti em alta temperatura acomete o implante, fundindo-as sobre a camada externa do metal. Conferindo-o uma camada rugosa com espessuras que variam de 10 $\mu$ m a 40 $\mu$ m (Jensen OT., Shulman LB., Block MS., e Iacono VJ., 1998; Carr AB., Gerard DA., e Larsen PE., 2000).

*b.2) Spray de Plasma de Hidroxiapatita (SPH):* neste método o bombardeamento é feito com partículas de Fosfato de Cálcio, que dão à superfície, seu aspecto rugoso e uma camada que oscila entre 50 $\mu$ m e 70 $\mu$ m (Buser D., Schenk RK., Steinemann S., Fiorellini JP., e Fox CH et al., 1991).

*b.3) Jateamento de Partículas:* nesse modo de macrotextrização, muito usado, partículas de materiais como silício, vidro, óxido de alumínio e óxido de titânio são lançadas de encontro ao implante, promovendo a abrasão superficial. Por esse motivo, este método também é conhecido por Texturização por Subtração. Este gera uma rugosidade média (Ra), em torno de 1,20 $\mu$ m a 2,20 $\mu$ m. Tal variação se dá por fatores como: forma e tamanho das partículas, pressão do jato, tempo e distância do jateamento (Gotfredsen K., Karlsson UA., 2001; Ivanoff CJ., Hallgren C., Widmark G., Sennerby L., e Wennerberg A., 2001).

*b.4) Sinterização:* o uso de alta temperatura, controle de atmosfera e regularidade no tamanho da granulação das esferas de Ti (44 $\mu$ m a 150 $\mu$ m) proporcionam uma distribuição uniforme de poros com profundidade de 300 $\mu$ m e arranjos tridimensionais

de 100 $\mu$ m de abertura. Todos intercomunicados, proporcionando um rápido crescimento ósseo em seu interior (Pilliar RM., 1998).

*c) Superfícies Microtexturizadas:* dentro deste critério a camada resultante provém de subtração, que pode ser originada somente por ataque ácido ou uma associação com jateamento prévio mais ácido. Esta pode ser feita após um jateamento de partículas (macrotexturização) que formam uma Ra de 250 $\mu$ m a 500 $\mu$ m e sucedida por banhos em ácidos, sulfúrico ou hidrocloreídrico, diminuindo mais a granulação da rugosidade.

Se a sequência de texturização for Jateamento de Partículas e Ataque Ácido, essa será conhecida como SLA – S=sandblasted (jateada); L=large grit (partículas grandes); A= acid etching (ataque ácido) –, (Gahlert M., Gudehus T., Eichhorn S., Steinhauser E., e Kniha H., et al., 2007).

*c.1) Superfície SSL (Sinterização Seletiva à Laser):* a partir de um modelo 3D, o laser é capaz de produzir do metal em pó, componentes tridimensionais metálicos, essa característica, auxilia muito no campo dos biomateriais, para sua incrustação superficial. Seu resultado é uma rugosidade uniforme e suficiente para uma boa osseointegração (Gaggl A., Schultes G., Müller WD., e Kärcher H., 2000).

Porém, essa superfície em primeira instância, pode não apresentar a rugosidade ideal esperada, podendo sofrer condicionamentos posteriores, tendo que ser passível a esta etapa (Traini T., Mangano C., Sammons RL., Mangano F., e Macchi A. et al., 2008).

*d) Superfícies Nanotexturizadas:* por ser obtida por um processo eletroquímico, é também chamada de Anodizada. Neste, a camada de óxido de titânio, é altamente controlada, corrigindo assim desde sua espessura, rugosidade, até sua textura. O diâmetro dos poros ficam entre 1 $\mu$ m e 2 $\mu$ m, e sua topografia

muito particular, sem muita discrepância entre picos e vales lhe conferem uma boa capacidade de absorção de líquidos e acomodar células ósseas. A forte adesão da camada oxidada minimiza os riscos de seu desprendimento durante a instalação do implante (Hall J., Lausmaa J., 2000; Al-Nawas B., Groetz KA., Goetz H., Duschner H., Wagner W., 2008).

e) *Superfícies Biomiméticas*: com a tecnologia atual, tornou-se possível incorporar ao implante camadas de fosfato de cálcio em condições fisiológicas de pH e temperatura. Esse processo é o Biomimético, que libera gradualmente as moléculas depositadas diante da degradação de suas camadas, desprendendo lentamente no sítio cirúrgico os agentes osteogênicos. Podendo, por esse processo, criar implantes carregados com BMP-233(fatores de crescimento) e Fosfato de Cálcio, que por sua vez serão superfícies osteoindutoras e osteocondutoras (Liu Y., Layrolle P., de Bruijn J., van Blitterswijk C., e de Groot K., 2001; Liu Y., Hunziker EB., de Groot K., Layrolle P., 2002; Yeo IS., Han JS., e Yang JH., 2000).

## **2 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo é verificar a influência da superfície tratada com triplo ataque ácido no torque de remoção de implantes instalados nas mátfises tibiais de ratos, em diferentes períodos de osseointegração.

## **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **3.1 Amostra**

Foram utilizados 21 ratos da espécie *Ratus Ratus*, com peso entre 350 a 450 gramas. Foram acondicionados em gaiolas e receberam ração e água *ad libitum*.

Os animais foram divididos igualmente e aleatoriamente em três grupos segundo o período experimental de 14 (Grupo A), 28 (Grupo B) e 63 (Grupo C) dias.

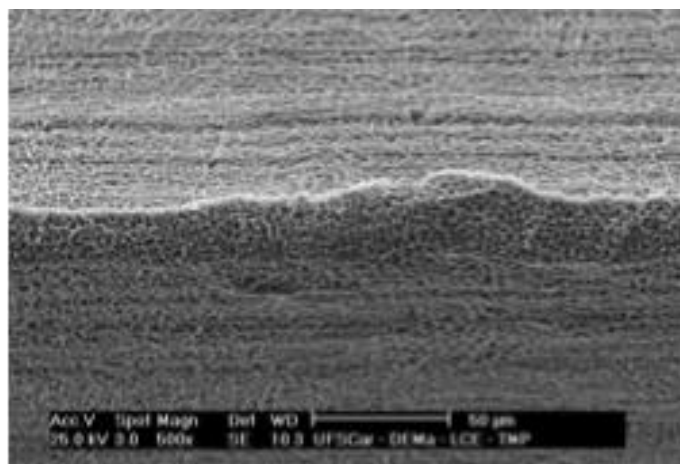
Vinte e um implantes de titânio comercialmente puro especialmente produzidos para este fim, com tamanho de 4mm de comprimento por 2mm de espessura, com superfície modificada (Figura 1) por triplo ataque ácido, produzidos por uma empresa nacional (DentFix® ,Cambuí, MG, Brasil).



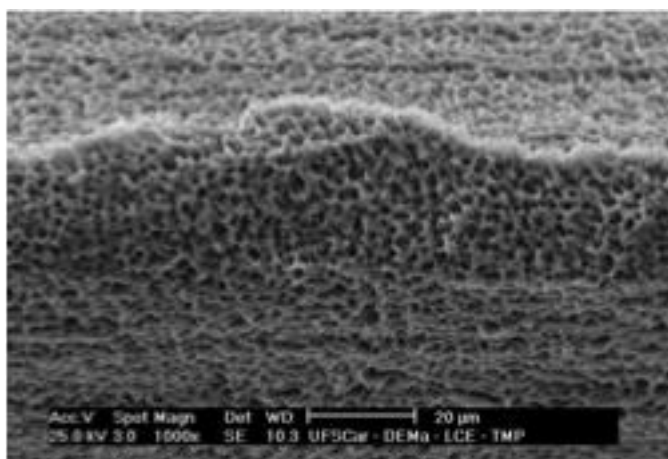
Figura 1. Mini implante.

### 3.2 Implantes

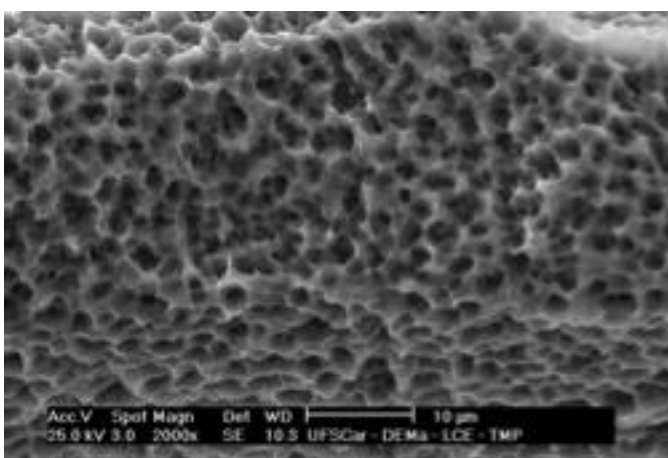
Pesquisas feitas pela empresa produtora de implantes DentFix® na busca por uma superfície eficiente, baseada em estudos que comprovam as vantagens do condicionamento superficial e a necessidade de uma rugosidade uniforme, sem a presença de partículas contaminantes ( Wong M., Eulenberger J., Schenk R., Hunziker E., 1995; Wennerberg A., Albrektsson T., 2000; Wennerberg A., Albrektsson T., 2010), obtiveram um resultado promissor. Ficou demonstrada em análise por microscopia eletrônica de varredura, uma rugosidade média de 2,02µm e bastante uniforme. Seguem abaixo as imagens microscópicas, figuras 1.a, 1.b, 1.c, 1.d e 1.e.



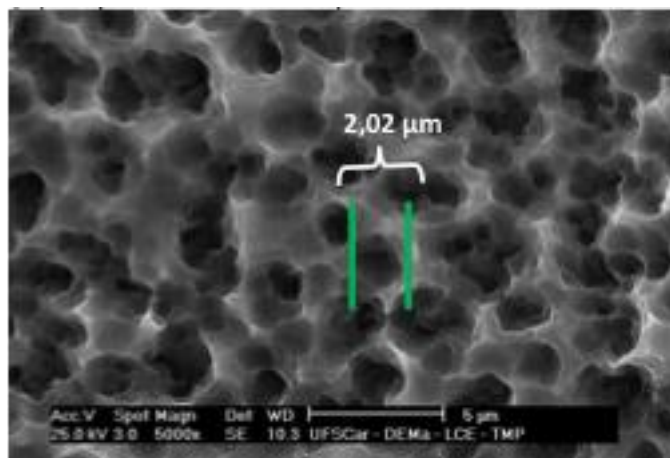
*I.a* Superfície com ataque “3” – 500x.



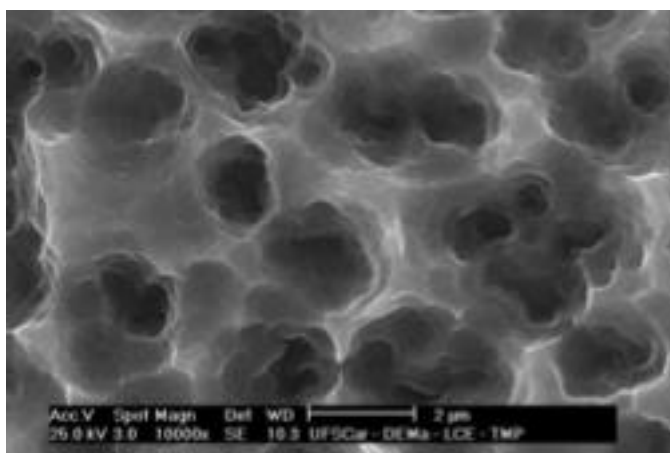
*I.b* Superfície com ataque “3” – 1000x.



*I.c* Superfície com ataque “3” – 2000x.



1.d Superfície com ataque “3” – 5000x.



1.e Superfície com ataque “3” – 10.000x.

### 3.3 Cirurgia de Instalação dos Implantes

Os animais permaneceram em quarentena para aclimação, em seguida foram anestesiados com uma combinação de quetamina (Quetamina Agener®; Agener União S.A. - 0,35mg/kg) e xilazina (Dopaser® Laboratórios Calier S.A., Barcelona, Espanha - 0.5mg/kg). Após a anestesia peritonial, os animais sofreram tricotomia local (Figura 2), e por meio de uma incisão de aproximadamente 3cm as metáfises tibiais foram expostas para a instalação dos implantes (Figuras 3 e 4).

O procedimento de instalação do implante obedeceu a uma seqüência progressiva de fresas sob irrigação com soro fisiológico (Figura 5), com



velocidade do motor reduzida a 1200 rpm, e instalação dos mini implantes com chave digital de 0,88mm (Figuras 6 e 7).

A sutura do tecido muscular foi feita com fio reabsorvível (Vicryl 5.0, Figura 8) e a da pele com fio de nylon (Mononylon 5-0, Figura 9).

Após a cirurgia os animais receberam uma dose única de antibiótico e de analgésico Tylenol® (15 mg/Kg).

### 3.4 Imagens Cirúrgicas



Figura 2. Tricotomia feita após a anestesia.



Figura 3. Incisão inicial de aproximadamente 3cm.



Figura 4. Exposição da metáfise tibial, região receptora dos implantes.



Figura 5. Perfuração óssea com fresa de 2mm, sob irrigação de soro fisiológico



Figura 6. Loja cirúrgica pronta com diâmetro de 2mm.



Figura 7. Instalação do implante com chave digital.



Figura 8. Sutura do tecido muscular com Vicryl 5.0.



Figura 9 – sutura do epitélio com mononylon 5.0

### 3.5 Ensaio Biomecânico

Os animais sofreram eutanásia e o local onde os implantes foram instalados foi acessado para realizar o teste biomecânico. Utilizou-se um torquímetro manual (TOHNICHI, mod. TG, Tóquio, Japão). Uma chave hexagonal 0.88mm utilizada para instalação dos implantes foi acoplada ao torquímetro e um movimento anti horário foi realizado onde o pico máximo de torque necessário para o rompimento da interface osso/implante foi registrado e anotado.



### 3.6 Análise Estatística

A análise estatística foi desenvolvida por meio de um programa específico (BioEstat 5.0, Sociedade Civil Mamirauá/MCT–CNPq, Belém, PA, Brasil), considerando a hipótese nula baseada na ausência de diferença entre os períodos de tratamento ( $\alpha = 5\%$ ).

A unidade de análise foi o animal.

Os dados experimentais foram submetidos a teste de normalidade (teste Shapiro-Wilk), e como apresentaram distribuição normal, foram analisados pelo teste ANOVA (seguido teste de comparação múltipla Bonferroni).

## 4 RESULTADO

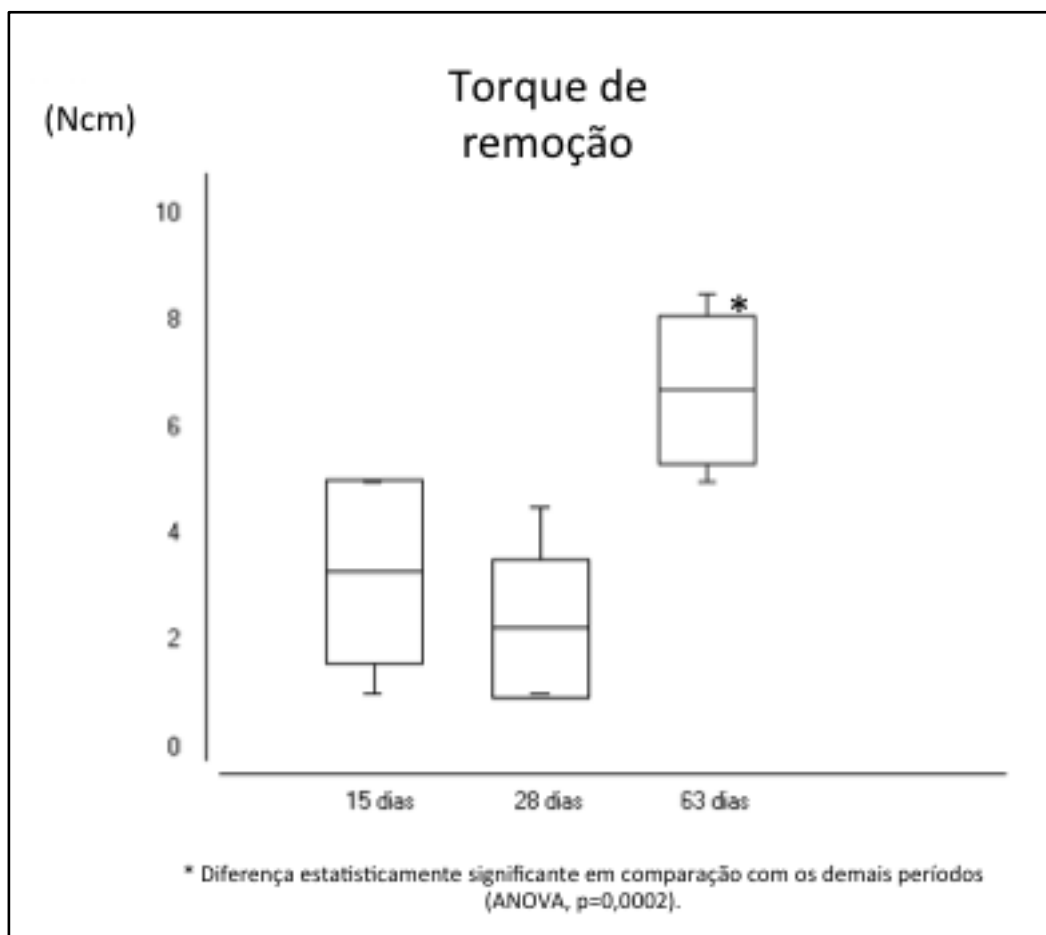
A média do torque médio no período de 14 dias foi de  $3,3 \pm 1,7$  Ncm, no período de 28 dias foi de  $2,2 \pm 1,3$  Ncm, e aos 63 dias foi  $6,7 \pm 1,4$  Ncm (Tabela 1 e Figura 1).

Na análise estatística, observou-se que o valor do torque no período final (63 dias) era significativamente maior que nos demais períodos, 15 e 28 dias (ANOVA,  $p = 0,0002$ ).

**Tabela 1.** Valores (Ncm) do torque de remoção dos implantes.

	14 dias (n = 7)	28 dias (n = 7)	63dias* (n = 7)
	1,0	1,0	5,0
	1,5	1,3	5,5
	2,5	1,5	6,0
	3,0	1,5	6,5
	5,0	3,0	7,0
	5,0	3,0	8,5
	5,0	4,5	8,5
Média $\pm$ desvio-padrão	$3,3 \pm 1,7$	$2,2 \pm 1,3$	$6,7 \pm 1,4^*$

Diferença estatisticamente significativa em comparação com os demais períodos (ANOVA,  $p = 0,000$ ).



## 5 DISCUSSÃO

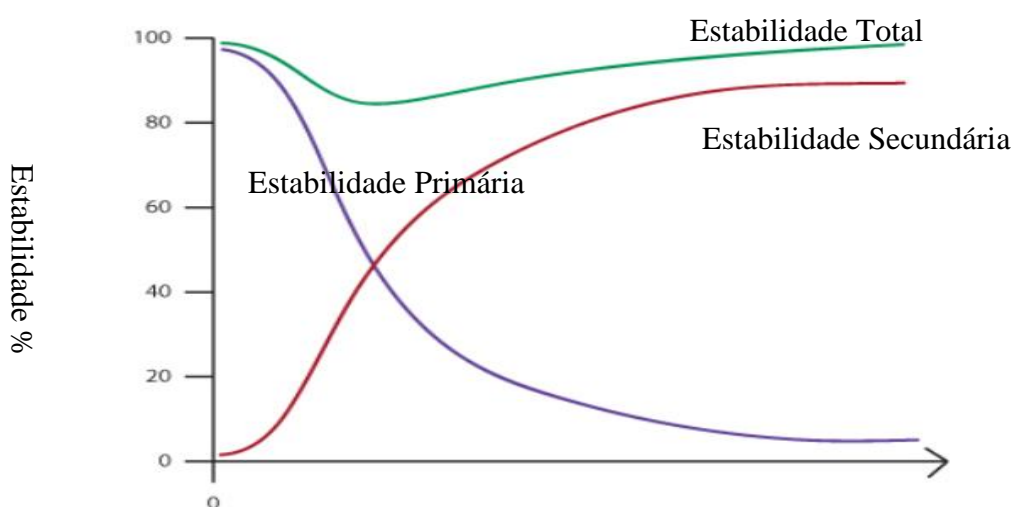
O presente estudo tem por finalidade avaliar o torque de remoção dos implantes tratados com triplo ataque ácido, instalados nas metáfises tibiais de ratos.

Os grupos sofreram eutanásia aos 15, 28 e 64 dias sucessivos a implantação.

A avaliação dos resultados seguiu dentro do esperado, havendo uma pequena queda no valor do contra torque nas amostras de 28 dias, que pode



ser explicado, segundo Rocha e Elias (2010), que descrevem uma remodelação óssea que se inicia após a implantação, que tende a diminuir a estabilidade primária no primeiro mês (fase crítica, segundo autor, responsável por grande taxa de insucesso clínico dos implantes), mas que no decorrer dos meses se consolida atingindo a conhecida estabilidade secundária, até a estabilidade total, como se pode observar no gráfico abaixo.



Baseado em Branemark et al. (1997), que descreveu estudos de torque reverso “*in vivo*” uma diminuição da fixação do implante durante as primeiras semanas de cicatrização pode justificar os resultado obtidos.

Segundo Hsu et al. (2007), a texturização por subtração ácida, diminui a concentração superficial de carbono, titânio e nitrogênio, aumentando a concentração de oxigênio, tornando-a mais oxidada que uma superfície usinada. Este tipo de condicionamento superficial apresentou resultado 4x maior em um exame de torque de remoção quando comparado a maquinada (Klokkevold et al., 1997).

Sammons et al. (2005) também descreveu uma força de remoção maior para superfícies atacadas por ácidos, quando comparou com outras três superfícies usinada, spray plasma de titânio e jateada.

Mesmo não havendo consenso entre os pesquisadores, quanto a melhor superfície, forma do implante, rugosidade ideal, para Elias et al. (2008) a osseointegração pode ser influenciada pela biocompatibilidade do material, superfície e forma do implante a quantidade e qualidade óssea, e até a técnica cirúrgica. Tanta quantidade de variáveis envolvidas no sucesso da osseointegração, que estudos mais direcionados e específicos se fazem necessários para que realmente se possa avaliar o papel e o peso de cada uma delas no sucesso do implante.

Este estudo inicial, revelou a tendência muito promissora da superfície tratada com triplo ataque ácido no processo de osseointegração. Mas, estudos mais profundos são de suma importância até que se possa realmente apresentar suas vantagens no nível celular, ou seja, se realmente ela se diferencia na interação celular. Portanto, esse estudo foi apenas o primeiro e instigante passo na busca de resultados mais concretos.

## **6 CONCLUSÃO**

Dentro dos limites desse estudo, concluímos que o torque de remoção apresenta um aumento significativo no período de 63 dias.

## **7 REFERÊNCIAS**

Abrahamsson I, et al. The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in dogs. *J. Clin Periodontol.* 2002 May ; 29(5):448-55.

Abrahamsson I, et al. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dogs. *Clin Oral Implants Res.*2004;15:381-92.



Adell R, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec; 10(6):387-416.

Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz H, Duschner H, Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jan;19:1-8.

Albrektsson T, et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52(2):p.155-70.

Anselme K, et al. The relative influence of the topography and chemistry of TiAl6V4 surfaces on osteoblastic cell behavior. *Biomaterials.* 2000 Aug; (21):1567-77.

Branemark PI, et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous Jaus. Experience from 10 years period. *Scan J Plast Reconstr Surg.* 1977; v.16, p.1-132.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992; 10:153-201.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Nov-Dec;15:785-91.

Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surface. *J Periodontol.* 1999 Dec.; 70(12):1523-39.

Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials.* 2003; 24(26):4859-63.

Cochran DL. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results clinical trials on ITI® SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Apr ; 13:144-53.

Ellingsen J.E. Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 6(12), 749-753, 1995 Dec.

Esposito, M.; Hirsch, J.M.; Lekholm, U.; Thomsen, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II) Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*, v.106, n.3, p.721-764, 1998 Jun.

Gaggl A, Schultes G, Müller WD, Kärcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. *Biomaterials*. 2000 May;21:1067-73.

Gehrke, S.A. Bases clínicas e cirúrgicas em Implantodontia. Santa Maria: Editora Bioface, 2006.

Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO<sub>2</sub>-blasted surface. *J Prosthodont.* 2001 Mar;10:2-7.

Hall J, Lausmaa J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Applied Osseointegration Res.* 2000;1:5-8.

Hsu SH, Liu BS, Lin WH, Chiang HC, Huang SC, et al. Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface. *Biomed Mater Eng.* 2007;17:53-68.

Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:128-34.

Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:11-45.

Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface, *Clin. Oral Implants Res.* 1997;8:442-7.

Liu Y., Layrolle P., de Bruijn J., van Blitterswijk C, de Groot K. Biomimetic coprecipitation of calcium phosphate and bovine serum albumin on titanium alloy. *J Biomed Mater Res.* 2001; 57:327-35.

Novaes AB JR, Papalexiou V, Grisi MFM, Souza SSL, Taba M JR, Kajiwara JK. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed into periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* 15, 2004; 34–43.

Park JY., Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 530–539, 2000.

Pilliar RM., Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structured designs. *Implant Dent.* 1998;7:305-14.

Ratner BD., Porter SC. Surfaces in biology and bio- materials; description and characterization. In: Brash JLW, editor. *Interfacial Phenomena and Bioproducts.* New York: Marcel Dekker; 1996. p 57-83.

Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on micro-structured dental implant surfaces and cell behavior in an explant model of osseointegration. A scanning electronmicroscopic study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:657-66.

Santos MV., Efeito da rugosidade superficial e da conicidade na estabilidade primária de implantes. Dissertação de mestrado 2007 Instituto Militar de Engenharia.

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

Teixeira ER., Superfície dos implantes: o estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.* São Paulo: Artes Médicas; 2001. cap.5, p.63-80.

Traini T., Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, et al. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24:1525-33.

Yokoyama K., Ishikawa T., Murakami H., Myiamoto H., Frature mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 23, 2459–2465, 2002.

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

Barretos, 11 de setembro de 2012.  
Cassio Torres de Toledo