



# Caracterização e torque de remoção de implantes dentários com superfície bioativa

*Dental implant with bioactive surface*

**Carlos Nelson Elias**

Doutor em Ciência dos Materiais  
Professor do Departamento de Engenharia de Materiais  
do Instituto Militar de Engenharia (IME)

**Thais Busquim**

Mestre em Engenharia de Materiais  
Conexão Sistemas e Prótese

**José Henrique Cavalcanti Lima**

Mestre em Implantodontia

**Carlos Alberto Muller**

Médico Veterinário do Instituto Oswaldo Cruz, Centro de  
Experimentação Animal

## Resumo

Apesar das empresas fabricantes dos implantes dentários osseointegráveis empregarem as mesmas ligas de titânio, existe diferença no desempenho entre os implantes comerciais. Este comportamento é associado aos procedimentos adotados durante a fabricação dos implantes, principalmente no tratamento da superfície. No presente trabalho, fez-se a comparação da rugosidade, molhabilidade, morfologia da superfície e torque de remoção da tibia de coelhos de implantes de Ti usinados, tratados com ácido, tratados com flúor e anodizados. Os resultados obtidos mostraram que: i) o tratamento da superfície aumenta significativamente o torque de remoção, ii) não há diferença estatística significativa entre a rugosidade dos implantes tratados, iii) após a anodização, há aumento na propriedade hidrofílica do implante e, iv) após o tratamento da superfície, os implantes apresentam óxidos com diferentes composições químicas e estruturas cristalinas.

**Palavras-chave:** implante; superfície anodizada; XPS; rugosidade.

## Abstract

Although manufacturers of dental implants use the same titanium alloys, there is a difference in performance among commercial implants. This is due to the manufacturer procedures, mainly in the implant surface treatment. This work compares the roughness, wettability and removal torque from rabbit tibias and surface morphology of Ti dental implants as machined, acid-etched, treated with fluoride and anodized. The results showed that: i) the surface treatment increases the removal torque, ii) there is no statistical difference in the surface roughness and wettability among treated implants, iii) after anodizing treatment hydrophilic property increases and iv) after surface treatment the oxides on the implants surface show different chemical compositions and crystal structures.

**Keywords:** implant; anodized surface; XPS; roughness.

## Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq Processo 300216/94-7, 452834/03-1, 50016/052003 e 472449/2004-4 e Faperj Processo: E-26/151.970/2004. À Conexão Sistemas de Prótese pelo fornecimento das amostras.

## Introdução

Para a fabricação dos implantes ortopédicos são usados três biomateriais metálicos: os aços inoxidáveis (ASTM F138), as ligas de cobalto (CoCrMo, CoNiCrMo), especialmente o Elgiloy (CoCrNi) e Vitallium (60Co20Cr5Mo) e as ligas de Ti (Ti comercialmente puro e Ti6Al4V). Entre estas ligas, somente o Ti apresenta osseointegração e é o metal selecionado para a fabricação dos implantes dentários osseointegráveis. Apesar dos implantes odontológicos serem produzidos a partir das ligas de titânio, existe diferença no desempenho entre os implantes comerciais. Este comportamento é associado aos procedimentos adotados durante a fabricação dos implantes, principalmente no tratamento da superfície. Apesar de não existir o entendimento completo da influência das propriedades da superfície dos implantes na osseointegração, sabe-se que os mecanismos envolvidos no processo de adesão das células, espalhamento, diferenciação e tempo de osseointegração dos implantes dependem da rugosidade, composição química, energia, molhabilidade e estrutura cristalina do óxido de titânio da superfície do implante (1, 2). As pesquisas mostram que com o tratamento dos implantes de Ti para alterar a morfologia da superfície é possível acelerar a osseointegração, melhorar a biofixação endóssea, favorecer a cinética do processo de neoformação óssea e aumentar o índice de sucesso dos implantes (3, 4).

Os tratamentos das superfícies dos implantes alteram os mecanismos envolvidos na osseointegração e permitem o carregamento dos implantes com segurança em locais da maxila e mandíbula com baixa qualidade óssea e em menor tempo. Com o tratamento superficial é possível alterar a rugosidade, a composição química, a energia da superfície e o tipo de óxido na superfície do implante (2). O procedimento adequado facilita a osseointegração, aumenta a estabilidade primária e permite a inserção do implante em osso de baixa qualidade com redução do tempo de osseointegração.

Entre os procedimentos adotados para tratar a superfície dos implantes dentários de Ti destacam-se (2): a) deposição de hidroxiapatita, b) ataque ácido, c) jateamento, d) tratamento com laser, e) oxidação anódica, f) implantação iônica, g) jateamento seguido de imersão em ácido e h) deposição eletroquímica simultânea ou isolada de Ca, P, F e Mg. As informações clínicas e as pesquisas indicam que os implantes de Ti comer-

cialmente puro submetidos a alguns tratamentos de superfície citados induzem a formação óssea, estas superfícies são denominadas bioativas. Os implantes sem tratamento da superfície (usinado), jateados ou com ataque ácido não possuem superfícies indutoras. A diferença esta associada ao tipo de óxido e a deposição de materiais bioativos, os quais facilitam a formação de pontes de Ca e P.

Os implantes com superfície rugosa contendo óxido de titânio amorfo ou rutilo favorecem a ancoragem óssea e a estabilidade biomecânica (5), mas isto não atende os requisitos para algumas aplicações. Casos críticos como baixa densidade óssea e carregamento precoce exigem recobrimentos osteocondutivos para propiciar a cicatrização, promover aposição e cicatrização óssea e permitir uma rápida fixação biológica dos implantes.

Quanto à determinação e avaliação dos índices de sucesso dos implantes odontológicos, não existem normas ou procedimentos padronizados para avaliar estes parâmetros (7). Entre os critérios clínicos adotados destaca-se a avaliação qualitativa da imobilidade, ausência de sintomas clínicos deletérios, ausência de danos às estruturas vizinhas, radiolucidez periimplantar estável e perda mínima da altura da crista óssea (6, 8). Critérios indiretos também são adotados, entre eles a medida do torque de inserção, acompanhamento da variação do índice de estabilidade medido pela frequência de ressonância e estabilidade no momento de instalação da prótese. Os critérios de estabilidade são indicativos da capacidade da estrutura absorver e transferir carga para o osso adjacente.

A maioria dos implantes com superfícies tratadas com plasma-spray de titânio, jateamento com sílica, ataque ácido, revestimentos com fosfato de cálcio e anodização apresenta bom prognóstico clínico (95% a 98% em 5 anos). Apesar da grande diferença na superfície dos implantes, existem dúvidas quanto à influência da composição química da superfície e da topografia no estágio inicial de osseointegração dos implantes dentários.

MARQUES & ELIAS (9) compararam o desempenho das amostras de titânio usinadas, tratadas com ácido, anodizadas e tratadas com flúor. Após a imersão em solução de Kokubo SBF (*simulated body fluid*), as amostras com melhor biocompatibilidade, avaliada pela deposição de apatita da solução SBF, foram as anodizadas. Apesar do tempo de imersão ter sido relativamente curto, obteve-se um resultado positivo após os tratamentos com ácido e com flúor.

O protocolo convencional preconiza que a ativação dos implantes osseointegráveis é realizada com um tempo após sua instalação para permitir a cicatrização (10). O protocolo deve ser seguido para impedir a micromovimentação do implante, que pode levar a formação de tecido fibroso. Alguns trabalhos citam que a carga prematura do implante induz a micromovimentação dos implantes e há formação de tecido fibroso. Outros autores (11, 12) sugerem que os valores de tolerância para a micromovimentação deve ser entre 50 e 150  $\mu\text{m}$ . Hoje, sabe-se que é possível realizar a carga imediata e que os micromovimentos não são totalmente deletérios a osseointegração (13).

Considerando que a qualida-

de do acabamento do implante influencia o sucesso da cirurgia, para cada situação o profissional deve selecionar o implante adequado quanto às propriedades químicas, físicas, mecânicas e microestruturais. A composição química e a espessura da camada de óxido devem apresentar propriedades que facilitam a osseointegração. A presença de contaminantes e tensões residuais heterogêneas provenientes do processo de usinagem e o tratamento inadequado da superfície dos implantes são também prejudiciais para o êxito da osseointegração. Atualmente, existe um grande esforço da comunidade científica, empresas e pesquisadores para se obter uma superfície ideal, que diminua o tempo da osseointegração e que permita menor número de intervenções cirúrgicas. Variações das técnicas cirúrgicas, modificações do desenho têm sido propostas para melhorar a estabilidade primária em osso trabecular de baixa densidade e mudanças da composição química da superfície são executadas para tornar a superfície bioativa.

Os tratamentos superficiais são realizados com o objetivo de aumentar a ligação química e mecânica entre o implante e o osso. Uma superfície com rugosidade ideal é a que permite a deposição e crescimento do tecido ósseo em íntimo contato com o implante e em pequeno tempo.

A cicatrização ao redor do implante usinado ocorre através de um processo de mineralização gradual do osso em direção ao implante. Nas superfícies anodizadas, a osseointegração inicia simultaneamente na superfície do implante e nas paredes do alvéolo. Em consequência, o tem-

po de cicatrização para implantes odontológicos anodizados é menor. Nas superfícies de titânio sem tratamento, as células em contato com os filetes da rosca permitem a mineralização óssea, mas o titânio não age como indutor. Nas superfícies usinadas, também denominadas lisas, os processos biológicos na interface osso/implante são mais lentos. Para minimizar o tempo de mineralização é necessário que os tratamentos superficiais tornem as superfícies do Ti bioativas.

Implantes com superfície anodizada são bioativas e apresentam maior estabilidade primária e osseointegração mais rápida. De acordo com ELIAS *et al.* (2), os implantes com a superfície Vulcano Actives® (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo) inseridos em tíbias de coelhos durante 12 semanas apresentam torque de remoção 50% superior do que os com a superfície usinada ou jateada com TiO<sub>2</sub>. Este comportamento é atribuído a maior união entre o osso novo e as microrugosidades na superfície do implante. Durante a cicatrização há a formação de osso simultaneamente a partir da superfície do implante e da parede do alvéolo.

ELIAS *et al.* (2) verificaram que não existe um padrão definido para a morfologia e tratamento da superfície dos implantes. Concluíram que a resistência da interface implante-osso depende da energia superficial dos implantes e à interação inicial das células. As propriedades da superfície dos implantes influenciam na bioadesão e o tipo de óxido de titânio tem importância fundamental neste comportamento.

ZHU *et al.* (14) investigaram a

influência da composição química e das características dos óxidos da superfície de titânio no comportamento celular dos osteoblastos. Os óxidos de titânio foram modificados quanto à composição e topografia mediante oxidação anódica com dois tipos de eletrólitos. Os experimentos com cultura de células demonstraram ausência de citotoxicidade, aumento na adesão de osteoblastos e proliferação nas amostras tratadas por oxidação anódica. As células nas superfícies com microporos apresentam crescimento irregular e maior número de lamelopodos. Os autores concluíram que a atividade da fosfatase alcalina (ALP) das células não apresenta correlação com as características da superfície tratada por oxidação anódica.

LI *et al.* (15) fizeram um estudo para avaliar a modificação da superfície dos implantes de titânio tratados por oxidação com micro-arco (OMA). Uma camada porosa de óxido foi formada na superfície do implante após o tratamento por oxidação. Verificaram que a composição e a morfologia da camada do óxido são dependentes da voltagem aplicada durante a oxidação. As camadas de óxido formadas com voltagens maiores induzem o aumento da atividade da fosfatase alcalina, enquanto que a taxa da proliferação celular diminuiu. Nos testes preliminares *in vivo* em coelhos, as amostras tratadas por oxidação apresentaram maior potencialidade de osseointegração, em comparação ao implante de titânio puro sem tratamento da superfície.

ELLINGSEN *et al.* (16) analisaram a influência da modificação da superfície com fluoreto na resposta óssea após a implanta-

ção. Os implantes com a superfície modificada com fluoretos apresentaram menor rugosidade que os implantes controle. Os valores de torque de remoção e a resistência da interface entre o osso e o implante foram significativamente maiores para o grupo com flúor em comparação aos implantes controle três meses após a implantação. As avaliações histomorfométricas demonstram maior contato osso-implante no grupo com flúor em comparação com o controle, um mês após a colocação. Concluíram que a modificação da superfície dos implantes, com uso de fluoretos, pode resultar em fenômenos morfológicos e físico-químicos significativos para a resposta óssea. Outra possível explicação para os resultados é que as mudanças na estrutura química da superfície podem ser mais favoráveis para a ligação óssea. Com base nos dados biomecânicos e histomorfométricos verificaram que os implantes de titânio modificados com fluoretos apresentam maior ancoragem que os implantes de titânio não modificados. Os implantes com fluoretos permitem maior integração com o osso que os implantes não modificados.

Apesar do comportamento das proteínas nas superfícies dos implantes de titânio depender da adsorção e adesão, as superfícies com características hidrofóbicas e hidrofílicas apresentam comportamentos diferentes nas reações iniciais que ocorrem quando o implante entra em contato com o corpo. Nas superfícies hidrofóbicas, os sinais dos anticorpos predominam, ao passo que nas superfícies hidrofílicas os sinais das trombinas e pro-trombinas são predominantes. Os resultados dos testes *in*

*vitro* e *in vivo* indicam que a área da superfície de titânio, que ocorre o espalhamento de osteoblastos humanos, aumenta com a molhabilidade da superfície.

O presente trabalho tem como objetivo analisar a influência das modificações químicas, topográficas e cristalográficas na superfície dos implantes de titânio e avaliar a influência destas modificações na resistência da interface osso/implante na osseointegração. Foram desenvolvidas superfícies de implantes com tratamento eletroquímico para a deposição de Ca, P e F. A avaliação do desempenho foi determinada por ensaios *in vitro* e *in vivo*. Determinou-se a morfologia, rugosidade e a molhabilidade das superfícies. Os resultados foram complementados com análises de difração de raios-X e microanálises com EDS.

## Material e Método

No presente trabalho foram utilizados discos com diâmetro de 5 mm e implantes cilíndricos com roscas, diâmetro de 3 mm e comprimento de 5 mm. As amostras foram cortadas de barras de titânio comercialmente puro ASTM grau 4 e fornecidas pela empresa Conexão Sistemas e Prótese (São Paulo, SP) como usinadas.

Os discos e implantes foram submetidos ao tratamento da superfície para obter morfologias semelhantes aos implantes comerciais e divididos nos grupos: i) usinado com superfície semelhante a do implante comercial Master Screw; ii) ataque com ácido semelhante ao implante comercial Master Porous; iii) tratada por anodização semelhante aos implantes Master Vulcano Actives e iv) tratado com flúor,

este último tratamento da superfície não é comercial.

Duas amostras de cada grupo de implante e disco foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura, Jeol JSM-5800 LV.

Os discos foram usados para a medida da rugosidade no rugosímetro Perthometer Concept com sistema de leitura a laser (Mahr GmbH, Brauweg 38 Göttingen, Germany). A rugosidade foi determinada na lateral dos discos. Mediu-se o valor de Ra (média aritmética das rugosidades) e Rq (média quadrática das rugosidades). Discos semelhantes foram usados para determinar o ângulo de contato com o goniômetro First Ten Angstrom modelo FTA100 (First Ten Angstroms, Inc., Portsmouth, Virginia, Estados Unidos da América). Nestes ensaios a água destilada foi usada como solução de referência e os resultados comparados com solução salina NaCl 0,5%. A média do ângulo de contato considerada entre cada combinação superfície-líquido foi calculada pela média aritmética de 15 leituras feitas na base do cilindro.

As análises da composição química das superfícies dos implantes foram realizadas com emprego da técnica de espectroscopia de fotoelétrons excitados por raios-X (XPS, Kratos Analytical, modelo XSAM HS). A identificação dos elementos presentes na superfície da amostra foi feita diretamente pela determinação das energias de ligação dos picos fotoelétricos.

Para avaliar a influência do tratamento da superfície na osseointegração, os implantes foram inseridos na tíbia de coelhos da raça Nova Zelândia com idade entre 8 e 9 meses e massa corpórea com 5,0 a 6,0 kg. Os ani-

mais foram tratados de acordo com o protocolo e normas de pesquisa da Fiocruz (Rio de Janeiro, Brasil). Durante o período da pesquisa, os animais foram mantidos em gaiolas individuais, com temperatura e iluminação controladas. A alimentação foi realizada com o fornecimento de ração adequada e água *ad libitum*. Os animais foram pesados no início da pesquisa e semanalmente com o intuito de observar quaisquer alterações de massa corporal relacionadas à alimentação e/ou às condições experimentais. Detalhes dos procedimentos das cirurgias foram apresentados em trabalho anterior (17).

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística Anova e t Student.

## Resultados e Discussão

Mostra-se na Figura 1 a morfologia dos implantes submetidos aos diferentes tratamentos de superfície. Pode-se observar significativa diferença nas características morfológicas e homogeneidade entre as amostras. As superfícies das amostras sem tratamento apresentam marcas de usinagem tornando a superfície anisotrópica. O crescimento de células nestas superfícies ocorre ao longo das marcas, justificando a necessidade de maior tempo para o carregamento dos implantes. Os implantes com superfícies usinadas estão em desuso.

Com o tratamento com ácido a superfície torna-se mais homogênea em relação à usinada e as marcas de ferramenta são removidas (Figura 1B). As características morfológicas facilitam a adsorção, adesão, espalhamento e diferenciação

das células. O tempo para aplicação de cargas nos implantes com esta morfologia é significativamente inferior ao do implante usinado. Os implantes com a superfície atacada com ácido, como o da Figura 2B, são indicados para colocação em osso com menor densidade e induzem sensível redução no tempo de cicatrização.

Pode-se observar que após o tratamento da superfície do implante com solução contendo fluoretos (Figura 1C), há a presença de regiões claras. Em análise com aumento de até 5.000 vezes não é possível identificar alterações na morfologia em relação à superfície tratada com ácido.

Com o tratamento de anodização (Figura 1D) há mudança significativa na morfologia da superfície dos implantes. O óxido de titânio cresce na forma de pequenos vulcões com diferentes tamanhos e altura. Resultados histológicos mostram que esta superfície é indutora, há deposição de osso na superfície do implante simultaneamente com o crescimento do osso a partir das paredes do alvéolo.

Os valores dos ângulos de contato determinados no presente trabalho são mostrados na Tabela I. O ângulo de contato entre o líquido e a superfície é determinado visualmente e varia com a composição química da superfície. Este parâmetro de fácil determinação é utilizado para avaliar a biocompatibilidade. Quando o ângulo de contato é maior que 90 graus a superfície é denominada hidrofóbica e para valores inferiores a 90 graus a superfície é hidrofílica. A superfície com características hidrofílicas permite o maior contato

do coágulo com a superfície do implante. Em todas as amostras o ângulo de contato com solução salina foi inferior ao ângulo com água destilada. As amostras que não foram submetidas ao tratamento de superfície apresentaram menor molhabilidade. As amostras anodizadas apresentaram molhabilidade significativamente superior às demais. Os implantes anodizados não devem ser submetidos à irrigação durante a instalação para evitar que o soro ocupe o espaço na camada de óxido que deve ser ocupado pelo coágulo.

A rugosidade ou textura primária pode ser definida como o conjunto de desvios ou irregularidades na superfície do material. Existem vários parâmetros que podem ser usados para quantificar a rugosidade dos materiais. No presente trabalho, empregaram-se os valores de Ra e Rq. Os valores calculados dos parâmetros de rugosidade são mostrados na Tabela I. Estes parâmetros são os mais freqüentemente citados na literatura. Os valores de Ra entre os grupos não apresentaram diferenças estatísticas significativas, exceto o grupo das amostras anodizadas. Após a anodização, há formação de pequenas saliências distribuídas em toda a superfície, a rugosidade apresentada foi superior em relação aos demais grupos e o maior desvio padrão dos parâmetros da rugosidade indica a formação de morfologia heterogênea.

Com base nos valores mostrados na Tabela I, pode-se verificar que os maiores níveis de rugosidade foram obtidos nos implantes com tratamento semelhante ao implante comer-

cial Porous. As amostras apenas usinadas apresentaram níveis de rugosidade menores. Esperavam-se encontrar medidas de rugosidade altas nas superfícies anodizadas (Vulcano).

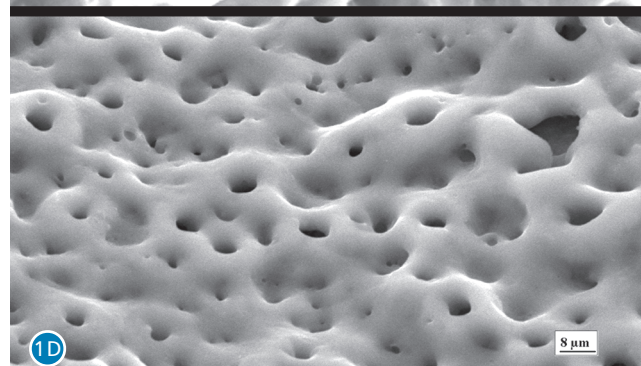
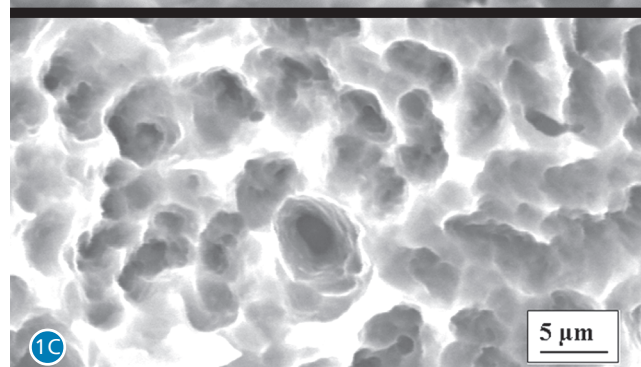
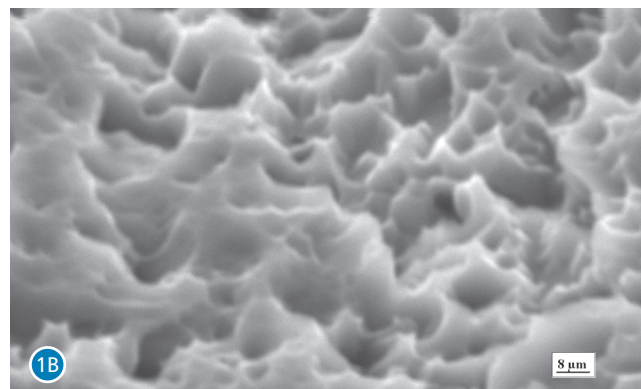
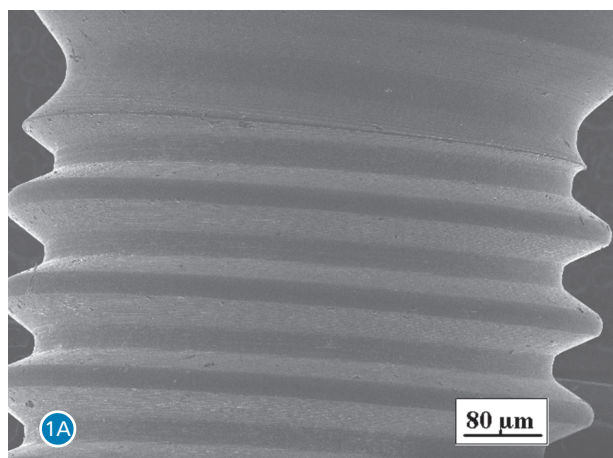
Não se identificou uma relação entre a rugosidade e a molhabilidade da superfície, a composição química da superfície anodizada teve maior influência na molhabilidade.

Mostra-se na Figura 2 o espectro obtido na análise XPS da amostra anodizada. Esta técnica de análise química da superfície dos implantes permite determinar os elementos presentes em uma camada com espessura entre 5 e 10 nm. As informações são importantes uma vez que a camada externa do implante é que tem contato com as células e moléculas do organismo. Os resultados obtidos permitem otimizar a superfície, detectar a presença de contaminantes e elementos deletérios para a osseointegração. No espectro da amostra anodizada pode-se observar a presença de picos característicos dos óxidos de titânio, cálcio e fósforo, bem como de carbono. Este último é encontrado nas amostras devido ao contato da superfície das amostras com o meio ambiente. Nas amostras usinadas e nas submetidas ao tratamento com ácido identificou-se a presença do óxido de titânio amorfo, rutilo e do titânio.

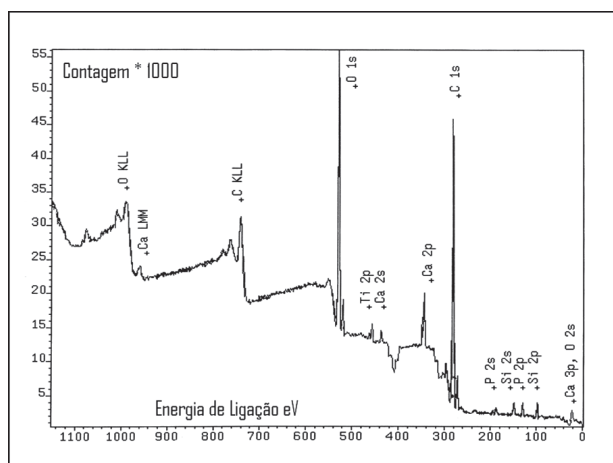
Quanto ao torque de remoção, os implantes sem tratamento de superfície foram mais facilmente removidos em relação aos implantes com superfície tratada. Apesar dos implantes anodizados apresentarem maior torque médio de remoção, não houve diferença estatística significativa

em relação aos implantes tratados com ácido ou com flúor. Os implantes anodizados apresentaram torque significativamente superior aos demais, confirmando resultados anteriores que o enriquecimento da camada de óxido de titânio com Ca e P acelera os mecanismos envolvidos na osseointegração tornando a superfície bioativa (20).

Não houve relação entre o torque de remoção e a rugosidade, indicando que apesar da rugosidade facilitar adesão das células essenciais para a osseointegração, a variação do tipo e composição química do óxido de titânio, bem como a molhabilidade têm maior influência que os demais parâmetros.



**Figura 1.** Morfologia das superfícies dos implantes observados no MEV. (A) Superfície usinada; (B) superfície tratada com ácido; (C) superfície tratada com solução contendo fluoretos; (D) superfície anodizada



**Figura 2.** Espectro obtido por XPS da superfície anodizada

## Conclusão

Os resultados do presente trabalho mostraram que:

- a) o tratamento da superfície dos implantes aumenta o torque de remoção em relação aos usinados;
- b) não há diferença estatística significativa no torque de remoção entre os implantes tratados com ácido e com deposição de fluoretos;
- c) o tratamento de anodização incorpora Ca e P ao óxido de titânio, aumenta a molhabilidade e o torque de remoção do implante.

Tabela I. Valores médios e desvios padrões dos ângulos de contato, rugosidades Ra e Rq e torques de remoção dos implantes

Grupo	Ângulo de contato (grau)		Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )		Torque (N.cm)
	Água	NaCl	Ra	Rq	
Usinado	73,10 $\pm$ 3,55	51,6 $\pm$ 1,8	0,65 $\pm$ 0,08	0,81 $\pm$ 0,17	47,0 $\pm$ 12,2
Ácido	66,34 $\pm$ 9,20	44,4 $\pm$ 1,6	0,67 $\pm$ 0,10	0,91 $\pm$ 0,07	62,41 $\pm$ 9,4
Anodizado	47,25 $\pm$ 2,94	25,3 $\pm$ 1,3	0,87 $\pm$ 0,19	1,12 $\pm$ 0,18	73,21 $\pm$ 4,1
Flúor	69,86 $\pm$ 4,85	43,0 $\pm$ 0,9	0,75 $\pm$ 0,05	0,93 $\pm$ 0,04	63,27 $\pm$ 9,9

## Referências Bibliográficas

- LE GU'EHENNEC, L., SOUEIDAN, A., LAYROLL, P. *et al.* Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, v. 23, p. 844-854, 2007.
- ELIAS, C. N. *et al.* Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J. Mech. Behavior Biom. Mat.*, v. 1, p. 234-242, 2008.
- KOKUBO, T., MATSUSHITA, T., TAKADAMA, H. Titania-based bioactive materials. *J. Europ Cer. Society*, v. 27, p. 1553-1558, 2007.
- EL-GHANNAM, A. *et al.* Bone Engineering of the Rabbit Ulna. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 65, p. 1495-1502, 2007.
- 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.*, v. 17, p. 536-542, 2007.
- SMITH, D. E., ZARB, G. A. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J. Prosthetic. Dent.*, v. 62, n. 5, p. 567-572, 1989.
- COCHRAAN, D. L., MORTON, D. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.19 (Suppl.), p. 109-120, 2004.
- WIJAVA, S. K. *et al.* Development of implant movement checker for determining dental implant stability. *Med. Eng. & Physics*, v. 26, p. 513-522, 2004.
- MARQUES, C., ELIAS, C. N. Superfície de implantes tratada com flúor. *Rev. Bras. de Implantodontia*, p. 6-10, Jan./Mar., 2007.
- ATTARD, N. J., ZARB, G. A. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J. Prosthet. Dent.*, v. 94, p. 242-258, 2005.
- VANNDAMME, K. *et al.* The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *Eur. J. Oral Sci.*, v. 115, p. 21-29, 2007.
- BRUNSKI, J. B. *Influence of biomechanical factors at the bone-material interface. The bone-biomaterial interface.* Toronto: University of Toronto Press, 1991.
- PILLIAR, R. M. *Quantitative evaluation of the effect of movement at a porous coated implant-bone interface. The bone-biomaterial interface.* Toronto: University of Toronto Press, 1991.
- ZHU, X. *et al.* Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials*, v. 25, p. 4087-4103, 2004.
- LI, L.H. *et al.* Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials*, v. 25, p. 2867-2875, 2004.
- ELLINGSEN, J. E. *et al.* Improved retention and bone to implant contact with fluoride modified Ti implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.*, v. 19, p. 659-666, 2004.
- MORAIS, L. S. *et al.* Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, v. 3, p. 331-339, 2007.
- KASUGA, T., KONDO, H., NOGAMI, M. Apatite formation on TiO<sub>2</sub> in simulated body fluid. *J. Crystal Growth*, v. 235, p. 235-240, 2002.
- SUL, Y. T. *et al.* Optimizing surface oxide properties of oxidized implants. *Int. J. of Oral Maxillof. Imp.*, v. 20, p. 349-359, 2005.

Recebido em: 28/08/2008  
Aprovado em: 26/09/2008

Carlos Nelson Elias  
Laboratório de Biomateriais do Instituto Militar de Engenharia  
Praça General Tibúrcio, 80 - Praia Vermelha  
Rio de Janeiro/RJ - CEP: 22290-270  
E-mail: elias@ime.eb.br