

# PREPARAÇÃO SUPERFICIAL DE LIGAS DE TITÂNIO PARA PARAFUSOS ORTODÔNTICOS<sup>1</sup>

Peterson de Medeiros Batista<sup>2</sup>  
Henrique Ribeiro Piaggio Cardoso<sup>2</sup>  
Luciana Machado Rodrigues<sup>3</sup>  
Roberto Moreira Schroeder<sup>4</sup>  
Alexandre Ferreira Galio<sup>5</sup>  
Iduvirges Lourdes Müller<sup>6</sup>

## Resumo

A adesão de implantes dentários pelo corpo humano esta intimamente ligada ao tratamento superficial ao qual o material do implante é submetido. Neste trabalho, avaliaram-se diferentes metodologias de preparação superficial de amostras de Ti para parafusos ortodônticos. A rugosidade superficial do material a ser implantado é um importante parâmetro para a efetiva adesão do implante de Ti ao osso. Foram realizados tratamentos superficiais os quais consistiram de lixamento e eletropolimento da superfície da amostra, visando a análise da rugosidade média obtida. No lixamento foram avaliadas diferentes granulometrias de lixas e no eletropolimento foram empregados diferentes parâmetros como composição e temperatura do banho, densidade de corrente e seu tempo de aplicação. Seguindo a preparação superficial, foi realizado ataque químico buscando-se os parâmetros ideais para a obtenção de aumento de rugosidade. Os resultados indicam que o valor de rugosidade média final, após o ataque químico, teve um acréscimo de aproximadamente 2 $\mu$ m. Pesquisas anteriores indicam que valores de rugosidade acima de 1,5 $\mu$ m são os recomendados para que o implante tenha uma boa adesão ao osso, portanto, o tratamento superficial aqui proposto tem sido eficiente.

**Palavras-chave:** Titânio; Implante; Tratamento superficial; Osseointegração.

## SUPERFICIAL PREPARATION OF TITANIUM ALLOYS FOR ORTHODONTIC SCREWS

### Abstract

The adhesion of dental implantations for the human body this closely on one to the superficial treatment which the material of the implantation is submitted. In this work, different methodologies of superficial preparation of Ti samples for orthodontic screws had been evaluated. The superficial rugosidade of to be implanted material is an important parameter for the effective adhesion of the Ti implantation to the bone. Superficial treatments had been carried through which had consisted of burnishing and electropolishing of the surface of the sample, aiming at the analysis of the gotten average roughness. In the burnishing different sizes of emery papers had been evaluated and in the electropolishing different parameters had been employees as composition and temperature of the bath, current density and its time of application. Following the superficial preparation, chemical attack was carried through searching the ideal parameters for the attainment of roughness increase. Following the superficial preparation, chemical attack was carried through searching the ideal parameters for the attainment of roughness increase. The results indicate that the final value of average roughness, after the chemical attack, had an addition of 2 $\mu$ m approximately. Previous research indicates that values of roughness above of 1,5 $\mu$ m are the recommended ones so that the implantation has a good adhesion in the bone, therefore, the superficial treatment considered here has been efficient.

**Key words:** Titanium; Implantation; Superficial treatment; Boneintegration.

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 65º Congresso Anual da ABM, 26 a 30 de julho de 2010, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

<sup>2</sup> Iniciação científica graduando de Eng. Metalúrgica, UFRGS.

<sup>3</sup> PHD, Engenheira Química, Professora Adjunta da UNIPAMPA.

<sup>4</sup> Doutor, Engenheiro, UFRGS.

<sup>5</sup> PHD, Engenheiro Metalúrgico, Professor Adjunto da UFMT.

<sup>6</sup> PHD, Engenheira Eletricista, Professora Titular da UFRGS.



## 1 INTRODUÇÃO

O Titânio e suas ligas são os biomateriais mais utilizados para a confecção de implantes cirúrgicos devido à sua boa propriedade mecânica, excelente biocompatibilidade e adequada resistência à corrosão.<sup>(1,2)</sup> Vários estudos têm demonstrado que o sucesso ou insucesso dos implantes cirúrgicos pode estar relacionado com as propriedades químicas e biológicas da superfície dos implantes e também com sua microtopografia. O biomaterial com estrutura porosa visa otimizar a resistência interfacial entre o material e o osso, por meio do crescimento ósseo para o interior dos poros, conduzindo a uma fixação mais efetiva do implante. Contudo, esta estrutura porosa deve apresentar adequada propriedade mecânica para suportar esforços.<sup>(3,4)</sup>

O implante dentário tem o formato de um parafuso (Figura 1) e é feito de titânio, que não produz rejeição, pois é um material biocompatível, além de oferecer uma alta resistência contra fraturas. Após a instalação do implante, ocorre o período de osseointegração, ou seja, é a fase em que o osso ao seu redor torna-se unido à superfície de titânio, é importante que nessa etapa o implante não sofra cargas excessivas de mastigação ou movimentações bruscas.<sup>(5)</sup>

O planejamento, procedimento cirúrgico, pós-operatório e manutenção, quando realizados de maneira correta oferece uma taxa de sucesso próxima da totalidade dos casos de implante dentário, sendo um tratamento eficaz para a substituição do elemento dental perdido.<sup>(5)</sup>



**Figura 1.** Esquema de parafuso ortodôntico.

Os fatores que influenciam decisivamente a adequada funcionalidade de um biomaterial são o crescimento do tecido ósseo e a sua adesão à superfície do implante. Pesquisas recentes indicam que o processo de adesão entre o implante e o tecido vivo depende da rugosidade superficial, devido à modificação da sua superfície, e do crescimento ósseo nesta região. Essas modificações são alcançadas principalmente com a deposição de revestimentos porosos por aspersão térmica, a aplicação de jateamentos com particulados cerâmicos, ataques ácidos e eletroquímicos, entre outros.<sup>(6)</sup>

Espera-se que o aumento da área superficial do implante aumente o número de sítios para as células se ligarem facilitando o crescimento dos tecidos e aumentando a estabilidade mecânica. O nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação.<sup>(6)</sup>

Se a superfície possui rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer a ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, mesmo que o implante possua algum tipo de usinagem, como por exemplo, uma rosca (formando picos e vales no implante), mas, com paredes lisas, as células, igualmente, não poderão fixar-se. O tipo ou grau ideal de rugosidade para um ótimo desempenho no osso é

ainda investigado, mas estudos confirmam que uma superfície com rugosidade ao redor de  $1,5\mu\text{m}$  possui a melhor fixação no osso.<sup>(7,8)</sup>

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra de liga de Ti empregada para o desenvolvimento deste trabalho foi a liga Ti6Al4V. As amostras foram cortadas com área geométrica de  $8\text{cm}^2$  a partir de uma chapa. O tratamento superficial aqui proposto abrange os processos de lixamento, eletropolimento e ataque químico.

No lixamento foram testadas lixas de carbetto de silício de diferentes granulometrias, #220, #320, #600 e #2.000. O lixamento foi realizado a úmido, empregando-se água destilada. O procedimento a úmido acelera a preparação e proporciona uma superfície final melhor acabada.

O polimento das amostras foi realizado eletroliticamente. Para o eletropolimento foi utilizada uma solução de 60%  $\text{H}_2\text{SO}_4$ , 30% HF (24%), 10% Glicerina. Nesta etapa foram testados os parâmetros de tempo de permanência da amostra no banho, agitação da solução, densidade de corrente aplicada e temperatura do banho.

O ataque químico foi realizado em duas diferentes soluções, consecutivamente, sendo elas: 1<sup>o</sup>) HF (24%) e 2<sup>o</sup>) 1:2 em volume de  $\text{H}_2\text{SO}_4$  / HCl, sendo testados os valores de temperatura e tempo de permanência da amostra em cada banho. O ácido fluorídrico é o reagente mais utilizado para o ataque de Ti e ligas, mas tem a tendência de produzir manchas. A adição de ácido nítrico ou clorídrico, remove as manchas e abrilhanta a superfície. O balanço entre estes dois reagentes é a base para a maior parte das soluções de ataque usadas.<sup>(9)</sup> Os melhores parâmetros testados nesta etapa, foram determinados pela resposta do valor de rugosidade obtida na superfície da amostra.

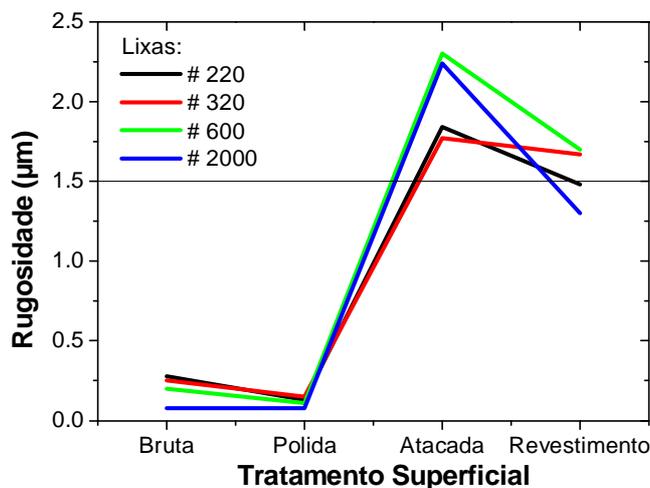
A rugosidade das amostras foi determinada em cada etapa da sua preparação em rugosímetro Instrutherm RP 100, sendo as amostras caracterizadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) em microscópio Jeol e Microscopia de Força Atômica (MFA) em microscópio Shimadzu.

As amostras eletropolidas e atacadas quimicamente foram avaliadas eletroquimicamente em dois diferentes meios: solução de Ringer ácida (pH 2,5) para a simulação de processos inflamatórios e NaCl 0,9% para a simulação de soro fisiológico. Para os testes foram utilizados ensaios de polarização potenciodinâmica e medidas do gradiente do potencial de corrosão. O potenciostato utilizado foi um PAR 273A empregando célula eletroquímica de três eletrodos. Como contra-eletródo foi utilizado um fio de Pt e como referência um eletródo de calomelano saturado (SCE). A velocidade de varredura empregada foi de  $10\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$ , no intervalo de potenciais entre -1 a +2,5V (SCE). O potencial de reversão do sentido da varredura foi escolhido para limitar-se a densidade de corrente atingida, para que esta não ultrapassasse o valor de  $3\text{mA}\cdot\text{cm}^{-2}$ , em nenhum dos eletrólitos analisados.

## 3 RESULTADOS

*Etapa de lixamento:* Optou-se pela lixa #320 para o desenvolvimento deste trabalho por dois motivos: por atingir um valor final de rugosidade acima de  $1,5\mu\text{m}$  e por não apresentar grande variação no valor de rugosidade com a aplicação posterior de um revestimento sobre a amostra tratada, como é visualizado na Figura 2. Este revestimento, o qual será enfatizado em trabalho posterior, foi produzido pela hidrólise ácida de GPTMS com incorporação de nanopartículas de Ti a partir de

isopropóxido de Ti (IV). O recobrimento das amostras metálicas pelo revestimento foi realizado pela técnica de *dip-coating*, seguido de cura.



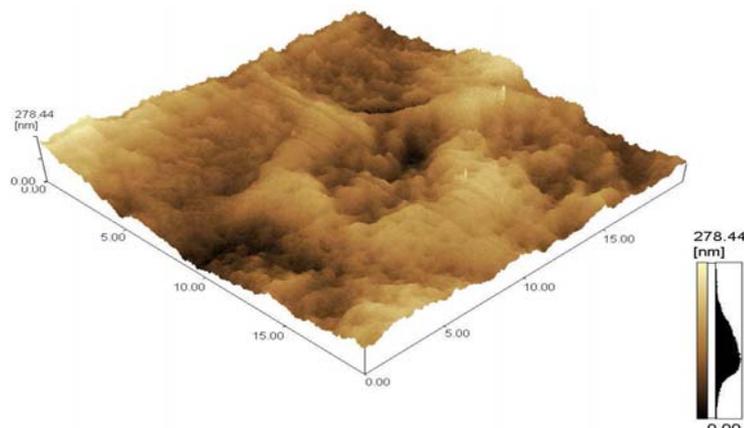
**Figura 2.** Gráfico da influência das diferentes lixas na rugosidade da superfície.

*Etapa de eletropolimento* em solução de 60%  $\text{H}_2\text{SO}_4$  / 30% HF / 10% Glicerina: Os melhores parâmetros para esta etapa foram a aplicação de uma densidade de corrente de  $0,4\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$  durante um tempo de 6min, sob agitação e temperatura mantida constante no valor de  $8^\circ\text{C}$ .

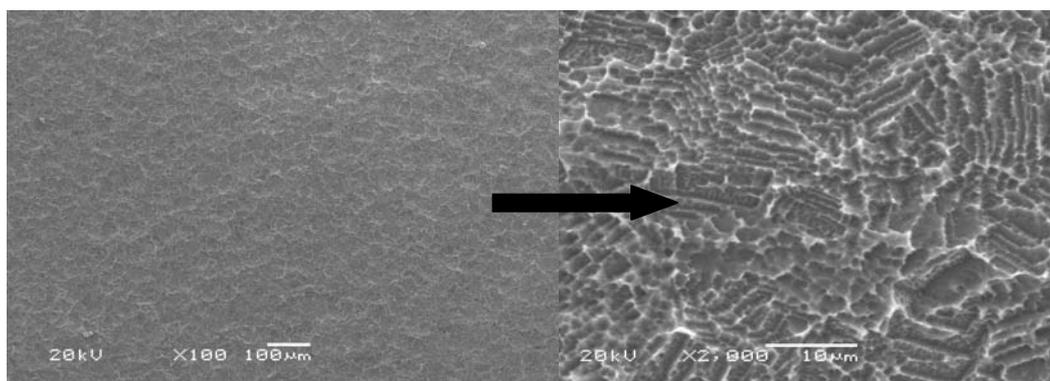
*Etapa de ataque químico:* A melhor resolução encontrada foi 1<sup>o</sup>) solução de HF (24%) por 2 min e 2<sup>o</sup>) solução (1:2) em volume de  $\text{H}_2\text{SO}_4$  / HCl por 5 min a temperatura controlada de  $70^\circ\text{C}$ .

A morfologia das amostras eletropolida e atacada quimicamente foi analisada por MFA e MEV como mostrado na Figura 3, sendo possível observar o contorno de grão do material.

a)

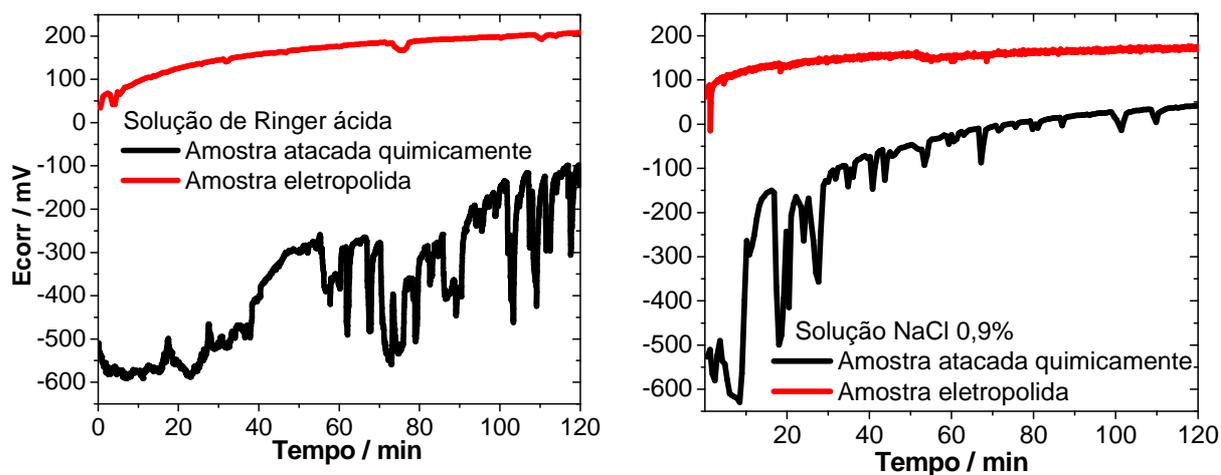


b)



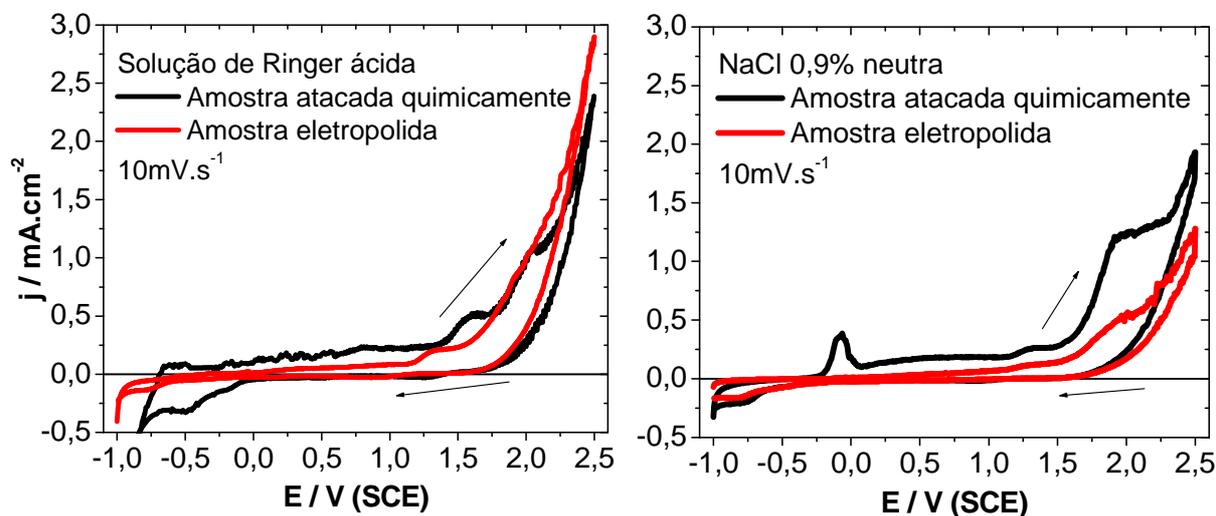
**Figura 3.** Morfologia de amostra por: (a) MFA após eletropolimento e (b) MEV após ataque químico (com zoom no detalhe).

Foram medidos os potenciais de corrosão em função do tempo (Figura 4) e os voltamogramas a  $10\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$  (Figura 5) nos seguintes meios: solução de Ringer ácida (pH 2,5) para a simulação de processos inflamatórios e NaCl 0,9% para a simulação de soro fisiológico.



**Figura 4.** Potencial de corrosão em função do tempo medido para as amostras atacadas quimicamente e eletropolidas em (a) solução de Ringer ácida e (b) NaCl 0,9%.

Os potenciais de corrosão medidos em função do tempo nos dois diferentes meios demonstram a influência de cada tipo de tratamento superficial da liga de Ti empregada nas diferentes soluções. É observado que a superfície mais rugosa (com ataque químico) tem dificultada a estabilização do potencial de corrosão, enquanto a amostra eletropolida tende rapidamente à estabilização deste potencial, em ambos meios.



**Figura 5.** Voltamogramas cíclicos para as amostras atacadas quimicamente e eletropolidas em (a) solução de Ringer ácida e (b) NaCl 0,9%, a  $10\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Os experimentos por voltametria cíclica evidenciam que dependendo do tratamento superficial da amostra e do meio eletrolítico, tem-se um determinado comportamento eletroquímico do metal, sendo observado, em um processo inflamatório, por exemplo, maiores densidades de corrente independentemente do tratamento superficial, comparando-se com meio composto de fluidos corpóreos.

#### 4 DISCUSSÃO

Os resultados indicam que o valor de rugosidade média após o ataque químico da amostra apresenta um acréscimo de aproximadamente  $2\ \mu\text{m}$ , atingindo valores entre  $1,75\ \mu\text{m}$  a  $2,3\ \mu\text{m}$ , dependendo da granulometria da lixa utilizada na primeira etapa da preparação.

É citado na literatura que valores acima de  $1,5\ \mu\text{m}$ <sup>(6,7)</sup> são os recomendados para que o implante tenha uma boa adesão no tecido ósseo, portanto, o tratamento superficial aqui proposto tem mostrado-se eficiente e viável.

Para o lixamento optou-se por lixa #320, pois se obteve rugosidade acima de  $1,5\ \mu\text{m}$  após o ataque químico e com a aplicação de um revestimento sobre a amostra este valor pouco se alterou. Este revestimento será foco de trabalho posterior. Sendo produzido pela hidrólise ácida de GPTMS com incorporação de nanopartículas de Ti e depositado sobre a superfície metálica pela técnica de *dip-coating*, seguido de cura.

Os testes eletroquímicos demonstram a influência de cada tipo de tratamento superficial da liga de Ti empregada em meio agressivo simulando um processo inflamatório (solução de Ringer ácida) e em solução simulando o soro fisiológico (NaCl 0,9%). É observado que a superfície mais rugosa tem dificultada a estabilização do potencial de corrosão.



Os voltamogramas cíclicos evidenciam que no ambiente de fluidos corpóreos, para o intervalo de potencial analisado, ocorrem menores valores de densidade de corrente, comparativamente ao ambiente representativo de processo inflamatório.

## 5 CONCLUSÃO

A metodologia de tratamento superficial proposta (lixamento, eletropolimento e ataque químico) pode ser indicada para a aplicação em implantes de liga de Ti, já que o valor de rugosidade média da amostra, após o ataque químico, apresenta um acréscimo de 1,5  $\mu\text{m}$ , atingindo um valor máximo de 1,75  $\mu\text{m}$ , empregando-se previamente a lixa de granulometria #320.

Como é citado na literatura que valores acima de 1,5  $\mu\text{m}$ <sup>(6,7)</sup> são os recomendados para que o implante tenha uma boa adesão no tecido ósseo, reforça-se a conclusão de o tratamento superficial aqui proposto ter se mostrado eficiente e viável.

## Agradecimentos

À ZIMM Ind. e com. de Mat. Biomédicos, Fapergs e RHAECNPq pelo aporte financeiro e material. E ao Centro de Microscopia Eletrônica da UFRGS, pela utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura Jeol 5800.

## REFERÊNCIAS

- 1 BREME, H. J.; HELSEN, J. A. Selection of Materials; Metals as Biomaterials. Ed. John Wiley & Sons. LTDA., 510p., 1998.
- 2 ANDERSEN, P. J. Medical and Dental Applications; Metals Handbook. Pocket Book of vol. 9, p. 657-663, ASM, 1984.
- 3 VASCONCELLOS, L.M.R.; CARVALHO, Y.R.; GRAÇA, M.L.A.; CAIRO, C.A.A. Processamento de implantes de titânio, com superfície porosa e núcleo denso, por meio da técnica de metalurgia do pó. In: 17<sup>o</sup> CBECIMat, 2006, Foz do Iguaçu.
- 4 WILLIAMS, D.F, 1981, "Biocompatibility of Clinical Implant Materials", Vol. 1, Boca Raton, Fla, CRC Press, 288 p.
- 5 Implantes Dentários. Disponível em: <<http://www.guiadoimplantedental.com.br/>> Acesso em: jan. 2010.
- 6 CUNHA, A. Avaliação do Crescimento Ósseo em Implantes de Titânio Revestidos por Plasma Spraying com Diferentes Interfaces Metal-Filme. Dissertação de Mestrado do PGETEMA, PUC RS, 2008.
- 7 RONOLD, H. J., ELLINGSEN, J. A. Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting-tensile of bone attachment by using coin-shaped implants. Biomaterials, 23, p. 4211-4219, 2002.
- 8 WENNERBERG, A. On surface roughness, implant incorporation. Department of Biomaterials / Handicap Research, Göteborg University, 1996.
- 9 VANDER VOORT, G. F. Metallography: Principles and Practice, McGraw-Hill Book Co., New York, 1984.