

CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL DE TITÂNIO SUBMETIDO À JATEAMENTO ABRASIVO PARA APLICAÇÃO MÉDICA

Eduardo Mioduski Szesz, eduszesz@gmail.com¹
Gelson Biscaia de Souza, gelsonb@yahoo.com.br²
Neide Kazue Kuromoto, kuromoto@fisica.ufpr.br¹

¹ Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Exatas, Departamento de Física, Centro Politécnico. CEP 81531-990 - Curitiba, PR - Brasil - Caixa-Postal: 19081

² Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências Exatas, Departamento de Ciências. Av. Colombo, 5790 CEP 87020-900 - Maringá, PR - Brasil

Resumo: *Alguns dos requisitos essenciais para um material ser utilizado como matéria prima na confecção de implantes ortopédicos ou dentários, são que este seja atóxico, possua alta resistência a corrosão e resistência mecânica compatível com os esforços a que será submetido quando implantado no organismo. O titânio e suas ligas satisfazem esses requisitos sendo amplamente empregados na ortopedia e implantodontia. Entretanto, tratamentos superficiais podem ser realizados sobre o titânio para otimizar sua compatibilidade com os tecidos e acelerar a consolidação óssea. Dentre esses tratamentos, destaca-se o aumento da rugosidade superficial através do jateamento abrasivo. É importante também garantir que após as modificações superficiais as propriedades mecânicas do material continuem compatíveis com os esforços a que será submetido. Deste modo, medidas de tais propriedades tornam-se igualmente importantes. Neste trabalho, amostras de titânio comercialmente puro foram submetidas ao jateamento abrasivo com o objetivo de melhorar a compatibilidade de sua superfície e estudar a morfologia superficial, mudanças na estrutura e propriedades mecânicas. Amostras de titânio comercialmente puro (grau 2), com 2 mm de espessura, foram polidas e lavadas em banho de ultra-som. O jateamento foi realizado com esfera de alumina (Al_2O_3) com diâmetro de 280 μ m. As amostras foram expostas ao jato com pressão de 20 bar por 6 s. A morfologia foi avaliada através de imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV). As fases cristalográficas foram identificadas utilizando a técnica da difração de raios-x utilizando radiação de $CuK\alpha$, potencial de 40kV, corrente de 20 mA e variando os ângulos entre 20° e 60°. As propriedades mecânicas foram avaliadas através da produção de riscos sobre a superfície das amostras utilizando um indentador piramidal (tipo Berkovich) e carregamentos crescentes até 40 gf. Após o jateamento a rugosidade da superfície foi drasticamente aumentada. Picos devidos a Al_2O_3 não estão presentes nos difratogramas de raios-x realizados indicando que não há alumina residual. A análise dos riscos produzidos indica que após o jateamento há um endurecimento da superfície e redução de sua recuperação elástica em comparação com o titânio polido*

Palavras-chave: *Titânio; Jateamento; Propriedades Mecânicas*

1. INTRODUÇÃO

Alguns dos requisitos essenciais para um material ser utilizado como matéria prima na confecção de implantes ortopédicos ou dentários, são que este seja atóxico, possua alta resistência a corrosão e resistência mecânica compatível com os esforços a que será submetido quando implantado no organismo. O titânio e suas ligas satisfazem esses requisitos sendo amplamente empregados na ortopedia e implantodontia.

Entretanto, tratamentos superficiais podem ser realizados sobre o titânio para aperfeiçoar sua compatibilidade com os tecidos e acelerar a consolidação óssea. A rápida osteointegração de implantes é um fator importante para seu sucesso clínico (Davies, 1998; Berglundh et al, 2003). A fixação do implante depende de vários fatores sendo um deles a topografia da superfície (Alberktsson e Wennerberg, 2004; Esposito et al, 2005; Puleo et al, 2006). Essas propriedades da superfície do implante são cruciais durante a fase de regeneração do osso. Depois de implantado o metal fica em contato com os fluidos corpóreos e interage com vários tipos de proteínas e células. O grande desafio de se confeccionar a superfície dos implantes é para atrair, acima de tudo, osteoblastos que produzem a matriz extracelular do osso (Guehenec et al, 2008). A adesão, crescimento e diferenciação de osteoblastos são ligados a energia da superfície e

com sua rugosidade (Lauer et al, 2001; Mustafa et al, 2001). Superfícies rugosas ajudam na adesão de células osteogênicas e na estabilidade mecânica dos implantes no osso hospedeiro (Lauer et al, 2001; Mustafa et al, 2001; Ellingsen et al, 2004). Superfícies jateadas têm resultado numa resposta do tecido ósseo significativamente maior que em superfícies polidas (Wennerberg et al, 1998).

Guehennec et al (2008) mostraram, estudando crescimento de células in vitro sobre superfícies de Ti-cp que foram jateadas com alumina, que é possível obter a bioatividade com esse tipo de modificação superficial.

É importante também garantir que após as modificações superficiais as propriedades mecânicas do material continuem compatíveis com os esforços a que será submetido. Deste modo, medidas de tais propriedades tornam-se igualmente importantes.

Neste trabalho, amostras de titânio comercialmente puro foram submetidas ao jateamento abrasivo com o objetivo de melhorar a compatibilidade de sua superfície e estudar a morfologia superficial, mudanças na estrutura e propriedades mecânicas

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O material utilizado foi uma chapa de titânio comercialmente puro (Ti-cp), grau 2, de 2,0 mm de espessura. As amostras foram preparadas mediante corte da chapa, polimento e limpeza do material antes dos testes. Após isso as amostras foram lavadas em banho de ultra-som e então secas em estufa a 40°C por 24 horas.

O jateamento foi realizado utilizando como abrasivo pó de alumina (Al_2O_3) com tamanho médio de partículas de 280 μm . A distância do jato a amostra foi de 10 cm e a pressão utilizada de 20 bar. O tempo de jateamento foi de 6 s. Após o jateamento as amostras foram submetidas a um ataque químico com ácido fluorídrico 10% por 10s para remover incrustações de alumina.

A partir de imagens de microscópio eletrônico de varredura Shimadzu (SSX-550) foi realizada uma avaliação qualitativa da morfologia da superfície das amostras antes e após as modificações superficiais.

As fases cristalinas presentes na superfície do Ti foram identificadas pela técnica de difração de raios-X (DRX) utilizando difratômetro Shimadzu XRD-7000, radiação de $CuK\alpha$ com potencial de 40kV e 20 mA variando os ângulos entre 20° e 60°.

Testes de risco foram realizados para avaliar mudanças nas propriedades mecânicas da superfície das amostras após o jateamento. Para tal utiliza-se um Nano Indenter XP (MTS Instruments) com ponta de diamante do tipo Berkovich. Sobre a região jateada foram produzidos 3 riscos com carga crescente (carga mínima de 0 mN e máxima de 400 mN). O perfil da superfície foi controlado antes durante e após a realização dos riscos. A velocidade de produção dos riscos foi igual para todos os testes (10 $\mu m/s$), bem como o comprimento (600 μm).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura (1) mostra imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) das amostras antes e após o jateamento evidenciando as morfologias obtidas. Através dessas imagens observa-se que a superfície do Ti após o jateamento é rugosa, com elementos semelhantes a lascas que compõe a topografia da superfície. Essa topografia é obtida devido ao impacto da alumina sobre a superfície do Ti arrancando material. O aumento da rugosidade após o jateamento implica no aumento da área superficial e também no surgimento de estruturas propícias à ancoragem e colonização de células ósseas, aumento a estabilidade do material quando implantado (Aparicio et al, 2003). Uma característica do processo de jateamento é a eventual deposição do material abrasivo sobre a superfície desbastada sendo importante a retirada desse material da superfície para não comprometer o crescimento das células ósseas (Sader et al, 2005). A partir da imagem de MEV da Fig. (1b) é possível afirmar que o ataque ácido foi eficaz em remover a alumina incrustada uma vez que não foi evidenciado o acúmulo do material abrasivo após esse tratamento.

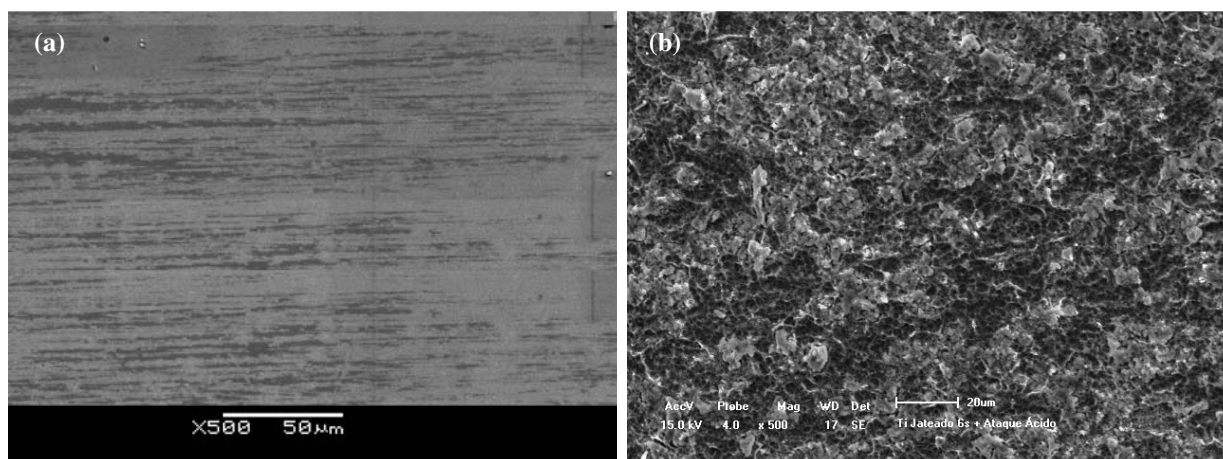


Figura 1 - Imagens de MEV evidenciando as diferentes morfologias obtidas. Superfície (a) polida, (b) jateada.

O difratograma de raios-x da Fig. (2) evidencia os picos referentes à fase α titânio ($Ti\alpha$) para as superfícies polida e jateada. Os picos referentes ao titânio após o jateamento apresentam mudanças na largura e intensidade em relação ao padrão de difração do titânio polido. Isso indica que foi induzida alguma distorção na rede cristalina do material. Não foram detectados picos referentes à alumina. Esse resultado é mais um indicativo de que o tratamento químico realizado foi eficiente na remoção da alumina residual. O acúmulo de alumina na superfície jateada não é benéfica para a aplicação do Ti jateado na área biomédica. A alumina é um contaminante da superfície do Ti atrapalhando no processo de osteointegração quando implantado no organismo (Sader et al, 2005).

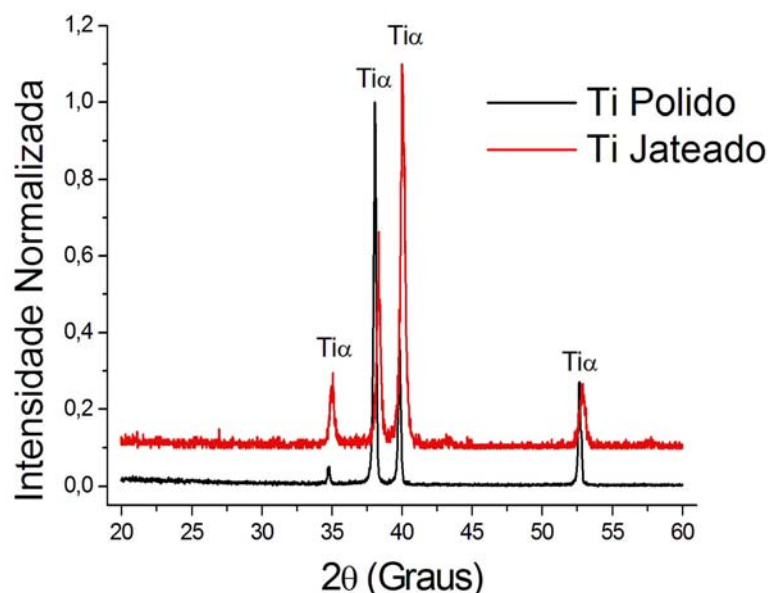


Figura 2 - Difratograma de raios-x para antes e após o jateamento. Estão evidenciados os picos referentes à fase α do titânio ($Ti\alpha$).

A figura (3) indica o perfil obtido através dos testes de riscamento realizados sobre o titânio polido e jateado. A profundidade de penetração obtida foi de aproximadamente $2\mu\text{m}$ para ambas as condições. Além disso, a diferença entre a profundidade de penetração do indentador durante o carregamento e a profundidade residual para o Ti jateado é menor, ou seja, há uma menor recuperação elástica da superfície jateada após o teste em comparação com a superfície polida. A diminuição da recuperação elástica é um indicativo de um comportamento menos dúctil da superfície do Ti após o jateamento.

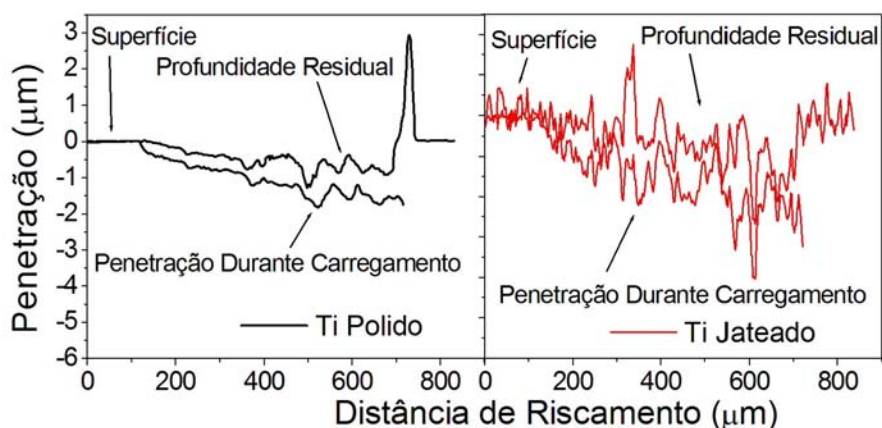


Figura 3 - Perfis de riscamento para o titânio polido e jateado.

As imagens de MEV da Fig. (4) mostram a morfologia dos riscos realizados sobre as duas superfícies produzidas sobre o titânio.

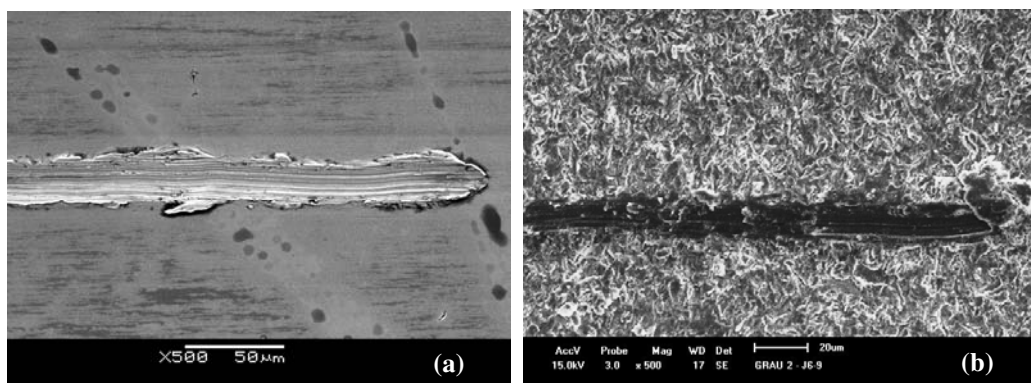


Figura 4 – Imagens de MEV dos riscos produzidos sobre o titânio (a) polido, (b) jateado.

O comportamento mecânico do Ti polido quando riscado é dúctil com material removido depositado em ambos os lados da impressão deixada pelo indentador (Fig. 4a). No entanto, para a superfície jateada não é observada esse acúmulo de material ao lado do risco. Além disso, as marcas presentes no interior dos riscos são mais evidentes para a superfície jateada (Fig. 4). Isso é um indicativo que menos material foi deformado e depositado nas laterais do risco e mais material foi fraturado e arrastado pelo indentador para a superfície submetida ao jateamento. Deste modo é possível afirmar que a superfície do titânio após o jateamento apresenta alguma fragilização. Segundo Multigner et al (2009) a fragilização da superfície após o jateamento é devida à grande deformação plástica e às micro trincas geradas pela colisão das partículas abrasivas com grande energia cinética. É possível observar também que o risco sobre a superfície jateada é mais estreito do que para a superfície polida (Fig. 4). Assim, pode-se afirmar que o jateamento promove algum endurecimento da superfície. O impacto do material abrasivo sobre a superfície do material promove a ação de forças compressivas que são responsáveis pelo endurecimento superficial observado a partir dos testes de risco (Gil et al, 2007). Entretanto, as alterações promovidas nas propriedades mecânicas limitam-se apenas a superfície do material (Gil et al, 2007).

4. Conclusão

O presente estudo possibilitou avaliar a morfologia, as fases cristalográficas presentes e as propriedades mecânicas da superfície do titânio polido e jateado. Após o jateamento houve um aumento significativo da rugosidade da superfície. Não foi detectada a presença de alumina residual sobre o titânio jateado. O processo de jateamento promoveu alguma fragilização e endurecimento da superfície do titânio devido ao impacto das partículas abrasivas contra a superfície do material.

5. REFERÊNCIAS

- Albrektsson T, Wennerberg A. *Int J Prosthodont* 2004; 17:544–64.
- Aparicio C, Gil, F J, Fonseca C, Barbosa M, Planell J A. *Biomaterials* 2003; 24: 263-73.
- Berglundh T, Abrahamsson I, Lang Np, Lindhe J. *Clin Oral Impl Res* 2003; 14:251–62.
- Davies J. *Int J Prosthodont* 1998;11:391–401.
- Ellingsen Je, Johansson Cb, Wennerberg A, Holmén A. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2004; 19:659–66.
- Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington Hv. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005;13:15–31.
- Gil F J, Planell J A, Padrós A, Aparicio C. *Dental Materials* 2007; 23: 486-91.
- Guehennec Ll, Lopez-Heredia M-A, Enkel B, Weiss P, Amouriq Y, Layrolle P. *Acta Biomaterialia* 4 (2008) 535-543.
- Lauer G, Wiedmann-Al-Ahmad M, Otten Je, Hubner U, Schmelzeisen R, Schilli W. *Biomaterials* 2001;22:279–809.
- Multigner M, Frutos E, Mera C L, Chao J, González-Carrasco J L. *Surface & Coatings Technology* 2009; 203: 2036-40.
- Mustafa K, Wennerberg A, Wroblewski J, Hultenby K, Lopez Bs, Arvidson K. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:515–25.
- Puleo Da, Thomas Mv. *Implant surfaces. Dent Clin N Am* 2006;50:323–38.
- Sader Ms, Balduino A, Soares G de A, Borojevic R. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16:667–75.
- Wennerberg, A., *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 1998, v. 38, pp. 657-662.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.



VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA
VI NATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
18 a 21 de agosto de 2010 – Campina Grande – Paraíba - Brasil
August 18 – 21, 2010 – Campina Grande – Paraíba – Brazil

SURFACE CHARACTERIZATION OF TITANIUM BLASTED FOR MEDICAL APPLICATION

Eduardo Mioduski Szesz, eduszesz@gmail.com¹
Gelson Biscaia de Souza, gelsonb@yahoo.com.br²
Neide Kazue Kuromoto, kuromoto@fisica.ufpr.br¹

¹ Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Exatas, Departamento de Física, Centro Politécnico. CEP 81531-990 - Curitiba, PR - Brasil - Caixa-Postal: 19081

² Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências Exatas, Departamento de Ciências. Av. Colombo, 5790 CEP 87020-900 - Maringá, PR - Brasil

Abstract: *Titanium and its alloys have been widely used for medical applications, however their surfaces are not bioactive. Roughness is an important feature to improve the osseointegration between Ti and living tissues, which can be achieved by means of shot blasting with hard particles. In this work, titanium was shot blasted by alumina microspheres in order to make its surface bioactive and to study the surface morphology, structural changes and nano-scratch properties. Commercially pure titanium samples (grade 2), 2 mm thick, were polished to a mirror-like finishing and washed carefully in an ultrasonic bath. The shot blasting was performed using Al₂O₃ with 280µm average diameter and air pressure of 20 bars during 6 s. Morphological changes were analyzed by a scanning electron microscope (SEM). The crystalline phases were identified by X-ray diffraction (XRD) using CuKα radiation, running at 40 kV and 20 mA in the range 20° ≤ 2θ ≤ 60°. Nanoscratches were performed by a instrumented indentation device with ramping load up to 40 gf, following the edge of the pyramidal diamond tip (Berkovich type). In the XRD results, Ti peaks became broader after the process due to the produced lattice distortions. Al₂O₃ peaks were not identified on the treated samples, indicating there are not residual alumina remains at the surface. The shot blasting process drastically increased the surface roughness. The shot blasting process applied on titanium become the surfaces harder and presenting some brittleness.*

Keywords: *Titanium; Shot Blasting; Mechanics Properties*