

## CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL DE TITÂNIO LIGA AO SER SUBMETIDO A TRATAMENTO DE JATEAMENTO

L.Y. SUZUKI<sup>1</sup>, I.V. LEITE<sup>1</sup>, E.M. SZESZ<sup>1</sup>; C.J.M. SIQUEIRA<sup>1</sup>

Universidade Federal do Paraná

XV de Novembro, 1299 – Curitiba – PR. E-mail: lsuzuki@neoortho.com.br

### RESUMO

*O titânio comercialmente puro e algumas de suas ligas são materiais que apresentam uma boa biocompatibilidade. Essas características proporcionam que o Ti e suas ligas sejam muito utilizados na fabricação de implantes dentários e ortopédicos. É possível modificar sua superfície tornando-o bioativo utilizando diversos métodos, como por exemplo, deposição de hidroxiapatita por plasma spray e aumento da rugosidade da superfície por jateamento abrasivo. O objetivo desse trabalho é modificar a superfície do titânio liga Ti6Al4V ELI (ASTM F136:02a) por jateamento abrasivo e estudar a morfologia, as fases cristalográficas e as características mecânicas da superfície obtida. Para isso foram utilizadas imagens de MEV, técnica de difração de raios-x e testes de risco produzidos por nanoindentador. O jateamento foi realizado utilizando pó de alumina e tempo de jateamento de 6s. A morfologia das superfícies do Ti6Al4V ELI mudou após o jateamento apresentando aumento da rugosidade. Através da análise dos testes de risco realizados é possível afirmar que após jateamento a superfície do Ti6Al4V ELI não apresenta comportamento completamente dúctil.*

Palavras-chave: titânio liga, jateamento, alumina

### INTRODUÇÃO

Materiais para implantes são chamados de biomateriais, devido ao fato de serem introduzidos em um meio biológico. Basicamente todos os biomateriais devem ser compatíveis com o osso, mostrar boa estabilidade química (resistência a corrosão) e ter as propriedades mecânicas requeridas (resistência a fadiga, módulo de elasticidade próximo ao do osso).<sup>9</sup>

Grandes avanços no campo dos biomateriais provavelmente revolucionaram a maneira como serão tratadas as doenças da coluna vertebral. Desde o uso inicial do aço inoxidável como mecanismo de fixação, a compreensão dos mecanismos patogênicos, e dos efeitos mecânicos e fisiológicos da instrumentação da coluna inspiraram a progressão do desenvolvimento de implantes com materiais versáteis e biocompatíveis.<sup>9</sup>

O biomaterial mais utilizado atualmente é o titânio. Este material desde muito cedo teve suas aplicações como material médico, cirúrgicos e dispositivos dentários baseados nos estudos das aplicações destinados as aeronaves e dispositivos militares na segunda guerra mundial. Ele é o nono elemento mais abundante e a quarta estrutura de metal mais abundante na crosta terrestre. O titânio tem sido o metal preferido para o uso de implantes de coluna por três razões; tem uma excelente biocompatibilidade (ou seja, resistência à corrosão e a resposta tecidual inflamatória), tem propriedades ferromagnéticas favoráveis, o que causa menos artefato de imagem durante a ressonância, e comparado com o aço inoxidável, o titânio tem o módulo de elasticidade próximo do osso, minimizando assim o efeito de indução de osteopenia.<sup>9</sup>

A resistência à corrosão e a excelente biocompatibilidade do titânio tem sido estudada e pode ser comprovada pela raridade de reações alérgicas a ele e as suas ligas e pela resposta favorável dos tecidos. Uma película de dióxido de titânio é formada na superfície do titânio quando ele é exposto ao oxigênio. Essa película regenera imediatamente quando danificada e protege o implante contra corrosão por desgaste. Película protetora similar de espessura variável pode ser adicionada eletroquimicamente, por meio de um processo de anodização, que pode ser explorado para a codificação de cor dos implantes de titânio.<sup>9</sup>

As duas principais formas de titânio que são usadas para implantes são o titânio comercialmente puro, que é usado principalmente nos componentes de metais revestidos de fibras e porosos, na artroplastia, e as ligas de titânio-alumínio-vanádio (Ti6Al4V ELI), nas quais a força é aumentada à custa da maleabilidade.<sup>9</sup>

A rápida osteointegração de implantes é um fator importante para seu sucesso clínico<sup>(1,2)</sup>. A fixação do implante depende de vários fatores sendo um deles a topografia da superfície<sup>(3-5)</sup>. 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<sup>(6)</sup>. A adesão crescimento e diferenciação de osteoblastos são ligados a energia da superfície e com sua rugosidade<sup>(7,8)</sup>.

## **MATERIAIS E METODOS**

Para o presente trabalho foram usadas amostras de Ti6Al4V ELI com dimensões de Ø22x1mm. As amostras foram doadas pela empresa NEODENT, Curitiba, Paraná, Brasil.

O procedimento de limpeza do material: ataque químico com solução decapante (HF/HNO<sub>3</sub>) por um minuto e meio à temperatura ambiente.

Para o processo de jateamento utilizou-se alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) com tamanho médio de partícula de 280 µm; distância do jato a amostra de 56mm; pressão de 4 bar. Devido ao posicionamento da amostra no jateador uma pequena porção da amostra não foi jateada.

Após o jateamento: amostras lavadas em banho de ultra-som com água destilada por 30 min para remover incrustações do material abrasivo.

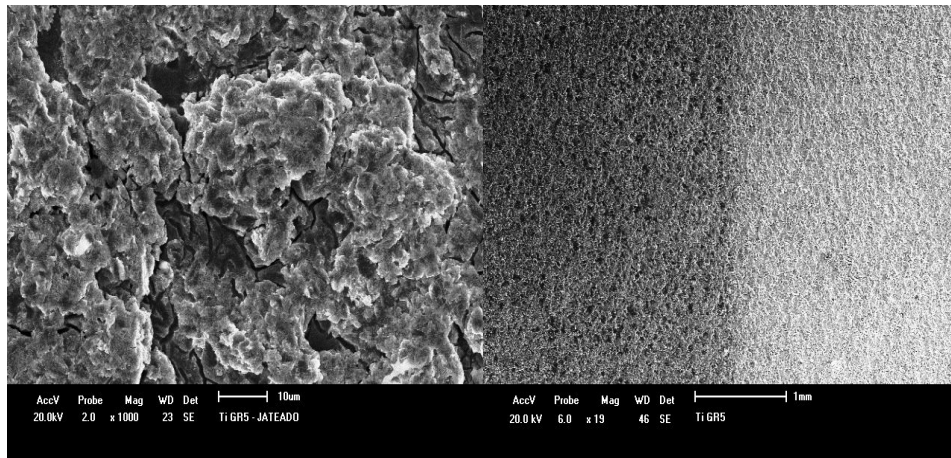
A avaliação da morfologia da superfície das amostras antes e após as modificações superficiais e após os testes de risco foram realizadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) Shimadzu (SSX-550).

Para análise das fases cristalinas utilizou-se a técnica de difração de raios-X (DRX) utilizando difratômetro Shimadzu XRD-7000 (radiação CuKα e 2θ de 20 a 60°).

Na seqüência da caracterização utilizou-se testes de risco, onde o objetivo principal foi o de avaliar mudanças nas características mecânicas da superfície das amostras após o jateamento. Foram produzidos 3 riscos com carga constante de 400 mN; comprimento riscado de 600µm; velocidade de produção dos riscos de 10 µm/s (Nano Indenter XP MTS Instruments com ponta de diamante do tipo Berkovich). Os riscos foram produzidos na interface entre a região jateada e sem jateamento, vindo da área sem jateamento para a jateada.

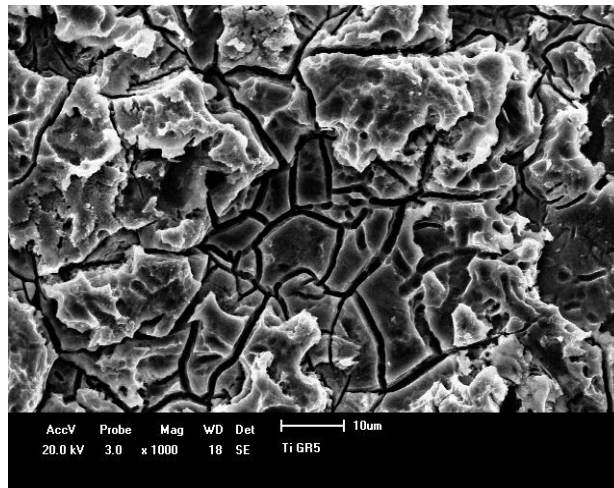
## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

As amostras de Ti6Al4V ELI foram analisadas e o resultado das imagens de MEV é apresentado na Figura 1.



(a)

(b)



(c)

**Figura 1** – Imagens de MEV. (a) antes do jateamento (b) interface (c) após jateamento

A figura 2 mostra um difratograma dos resultados apresentados com e sem jateamento. Nesta análise evidenciou os picos referentes ao titânio  $\alpha$  e  $\beta$  (Ti  $\alpha$ , Ti  $\beta$ ) e ao hidreto de titânio (TiH).

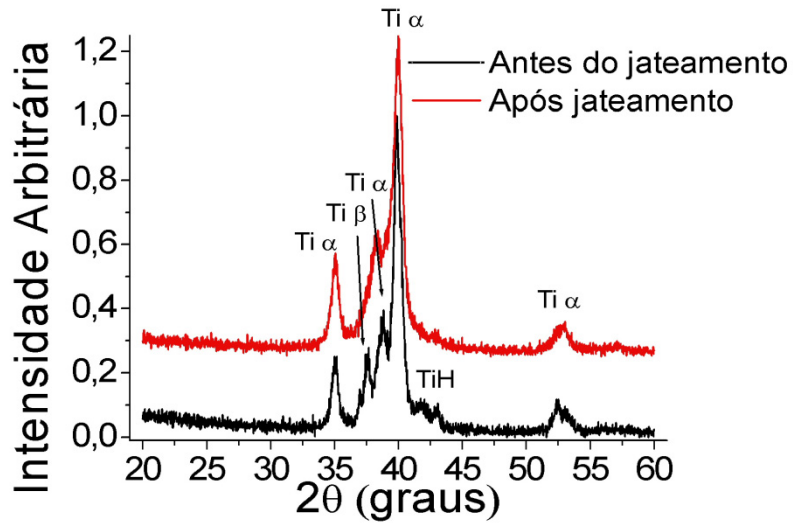
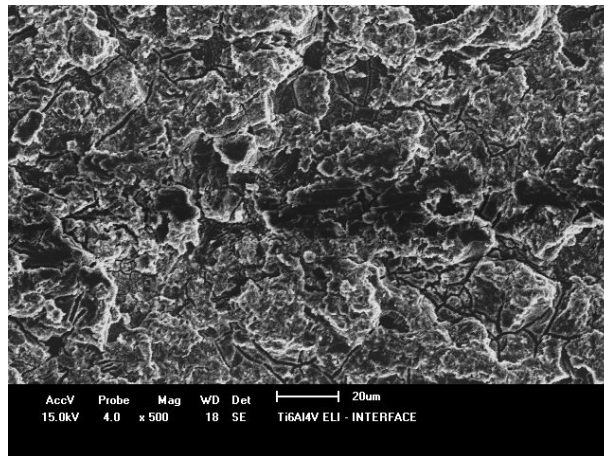
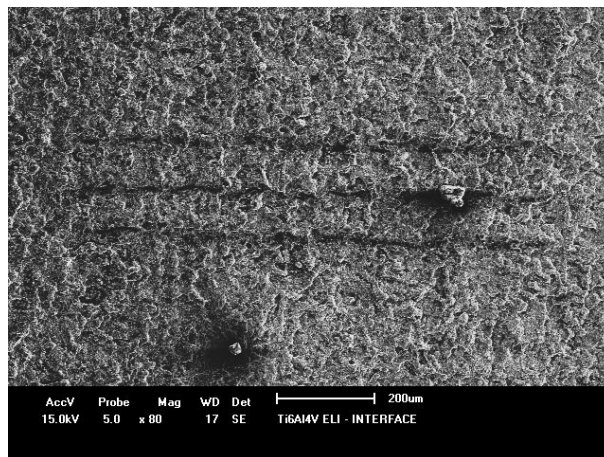


Figura 2. Difratoograma de raios-x de amostra com e sem jateamento.

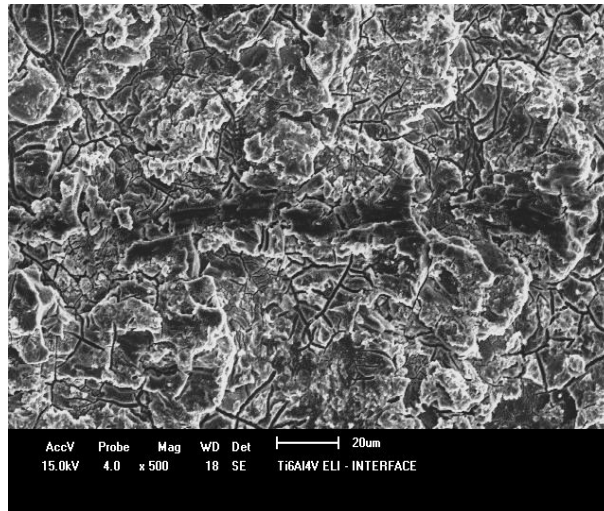
Na figura 3 é evidenciado o risco efetuado na superfície da amostra com as situações de amostras jateadas e não jateadas.



(a) Amostra não jateada



(b) Imagem da amostra após ensaio de riscamento



(c) Amostra jateada

A tabela 1 mostra os resultados obtidos com o ensaio de microdureza Knoop com carga de 200g.

**Tabela 1** – Dados de microdureza:

Microdureza Knoop (kgf/mm <sup>2</sup> )	
Antes do jateamento	Após o jateamento
394±118	724±105

## CONCLUSÕES

Com os resultados expostos, observou-se que a morfologia das superfícies do Ti6Al4V ELI mudou após o jateamento apresentando aumento da rugosidade.

Não foi observada a presença de alumina residual, através dos difratogramas de raios-x, sobre as amostras após o jateamento.

Através da análise dos testes de risco realizados é possível afirmar que após jateamento a superfície tanto do Ti6Al4V ELI não apresenta comportamento completamente dúctil.

Após o jateamento observou-se um aumento na dureza da superfície.

## REFERÊNCIAS

1. DAVIES JE. Int J Prosthodont 1998;11:391–401.
2. BERGLUNDH T, ABRAHAMSSON I, LANG NP, LINDHE J. Clin Oral Impl Res 2003; 14:251–62.

3. ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. *Int J Prosthodont* 2004; 17:544–64.
4. ESPOSITO M, COULTHARD P, THOMSEN P, WORTHINGTON HV. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005;13:15–31.
5. PULEO DA, THOMAS MV. *Implant surfaces. Dent Clin N Am* 2006;50:323–38.
6. GUEHENNEC LL, LOPEZ-HEREDIA M-A, ENKEL B, WEISS P, AMOURIQ Y, LAYROLLE P. *Acta Biomaterialia* 4 (2008) 535-543.
7. LAUER G, WIEDMANN-AL-AHMAD M, OTTEN JE, HUBNER U, SCHMELZEISEN R, SCHILLI W. *Biomaterials* 2001;22:2799–809.
8. MUSTAFA K, WENNERBERG A, WROBLEWSKI J, HULTENBY K, LOPEZ BS, ARVIDSON K. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:515–25
9. BELLABARBA Carlo; Mirza k. Sohail; CHAPMAN R. *Jeans. Biomateriais e suas Aplicações na Cirurgia da Coluna. Cirurgia da Coluna Princípios e Prática. Rio de Janeiro: DiLivros. p 35-65, 2007.*

## ABSTRACT

Commercially pure titanium and some of its alloys exhibit a good biocompatibility. These characteristics are frequently used in the manufacture of orthopedic and dental implants. It is possible to modify its surface making it the bioactive using various methods, such as deposition of hydroxyapatite by plasma spray and increasing the roughness of the surface by abrasive blasting. This work is to modify the surface of titanium alloy Ti6Al4V ELI (ASTM F136: 02a) for abrasive blasting and study the morphology, crystallographic phases and the mechanical characteristics of the surface obtained. For such purpose, SEM images, diffraction of X-rays and tests of risk produced by nanoindenter. The sandblasting was done using alumina powder and blasting time of 6s. The morphology of the surfaces of Ti6Al4V ELI changed after sandblasting with increased roughness. It is possible to conclude that after sandblasting the titanium surface do not have a ductile behavior.

Keywords: titanium alloy, blasting, alumina