

# CARACTERIZAÇÃO DE CONTAMINANTE EM SUPERFÍCIES DE TITÂNIO PARA IMPLANTES ENDÓSSEOS POR ANÁLISE E PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

## **Marilia Garcia Diniz**

Prof. Adjunto, Depto Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, CEP 20550-013, Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

diniz@uerj.br

## **Marco Antonio Santos Pinheiro**

Prof. Adjunto, Depto Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, CEP 286030-050, Nova Friburgo, Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

mpinheiro@iprj.uerj.br

**Resumo.** *Tratamentos de superfícies para implantes dentários de titânio incluem o jateamento abrasivo do titânio que pode ou não ser associado ao ataque químico. Características superficiais do implante como a presença de contaminantes inorgânicos possui já comprovada influência no processo biológico de formação da interface implante/tecido ósseo. Superfícies de titânio submetidas a processo de jateamento abrasivo com partículas de alumina ( $Al_2O_3$ ) e posterior ataque ácido com soluções a base de ácido fluorídrico foram caracterizadas por análise e processamento digital de imagens (PDI). Imagens digitais das superfícies e suas análises químicas foram obtidas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS), analisadas e processadas no KS400 para a obtenção de parâmetros morfológicos e quantificação da fase residual da alumina. O tratamento mecânico/químico promoveu crateras de até 10  $\mu m$  em uma superfície homogênea em relação ao controle (tratamento somente mecânico). O ataque químico removeu de maneira significativa o  $Al_2O_3$ , porém partículas residuais foram identificadas pelo EDS. A área ocupada pela alumina nas amostras foi de 469,32 ( $\pm 284,98$ )  $\mu m^2$ . O perímetro médio das partículas foi de 81,61 ( $\pm 27,68$ )  $\mu m$  e a média do fator de forma circular foi 0,60 ( $\pm 0,05$ ). A quantificação e caracterização da superfície do titânio são fundamentais para a avaliação da fabricação dos implantes, pois a presença do alumínio residual pode provocar efeitos deletérios na formação tecidual osso/implante.*

**Palavras-chave:** *tratamentos superficiais, caracterização por análise e processamento digital de imagens, implantes de titânio.*

## **1. INTRODUÇÃO**

Características superficiais do titânio, tais como rugosidade, morfologia, tensão superficial e composição química possuem uma já comprovada [1,2] influência na formação da interface implante/osso. Implantes endósseos são normalmente fabricados em titânio comercialmente puro ou em liga Ti-Al-V. As ligas de titânio, com limite de resistência à tração da ordem de 900 MPa, no estado recozido, são empregadas preferencialmente em implantes com diâmetro inferior a 4 mm, como forma de preservar a resistência mecânica do componente [3].

A resposta biológica ao biomaterial artificial é largamente controlada pela composição e propriedades da superfície do implante. Assim, mantendo-se propriedades físicas e químicas vinculadas ao componente como um todo (*bulk*), pode-se modular a resposta biológica, via modificação de sua superfície [4].

Com o intuito de acelerar ou melhorar a interação osso-implante, o implante do tipo endósseo costuma sofrer tratamentos superficiais, que pode seguir caminhos distintos. Num caso pode-se optar por recobrir o titânio com cerâmicas bioativas, dentre as quais se destaca a hidroxiapatita (HA), que é um fosfato de cálcio com composição  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  similar à composição da fase mineral do osso humano. Dessa forma, o recobrimento do implante com HA ajuda a estabelecer uma ligação química com o osso, pelo menos, nos estágios iniciais da osseointegração [5,6]. A outra opção envolve a criação de rugosidade superficial, isto é, a produção de uma topografia que gere um mecanismo adicional de ancoramento mecânico do implante ao osso. Essa topografia pode ser criada por meio de jateamento com óxidos abrasivos, associados ou não a tratamentos químicos com soluções ácidas ou básicas (implantes de titânio não recobertos) [1].

Muitos trabalhos consideram que um acabamento rugoso pode favorecer as etapas iniciais de adesão celular durante a cicatrização do implante, a produção de certas proteínas ou a atuação de hormônios ou fatores de crescimento das células ósseas [7]. A influência da superfície sobre os osteoblastos depende do estágio de maturidade celular e de se a camada celular, em contato com a referida superfície, é dinâmica e renovável ou não, isto é, se *in vitro* ou *in vivo*, e, neste aspecto, uma superfície rugosa, pode favorecer um certo estágio do desenvolvimento celular e prejudicar outro. As superfícies precisam ser avaliadas ao longo de todo o ciclo de desenvolvimento celular, para que a influência da microtopografia seja determinada, e por isto ainda existe dúvida de qual seria a topografia ideal para um implante [8]. É praticamente consenso que, no caso de osteoblastos, um acabamento rugoso é preferível a um liso, mas estudos mostram resultados superiores com superfícies moderadamente rugosas do que com superfícies extremamente rugosas [9]. Não se pode tentar isolar o efeito da rugosidade de um implante sobre o comportamento biológico do tecido ósseo durante sua cicatrização, portanto, não se busca somente uma faixa de rugosidade adequada, mas também a morfologia que lhe acompanhe, composição química e tensão superficial que tornem o material biocompatível [1].

Todas as investigações para a caracterização de superfície implantes de titânio não recobertos têm apresentado resultados onde a composição química gira em torno do dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ), com variações na espessura dependendo do tratamento utilizado. A camada superficial de óxido possui estabilidade, principalmente quando em contato com fluidos corpóreos [7,10,11,12,13,14].

A escolha do titânio como sistema de interesse para avaliação dos efeitos de sua superfície e as conseqüências sobre o posterior processo de mineralização do tecido ósseo após a inserção do implante foi determinada pela já conhecida biocompatibilidade deste metal e sua freqüente utilização nas substituições definitivas.

A limpeza das superfícies de implantes de titânio também é considerada como um dos fatores importantes dentre os requisitos para o sucesso do mecanismo de formação do tecido ósseo que envolverá o mesmo. A presença de elementos como o flúor e o alumínio sobre a camada de óxido de titânio que recobre os implantes podem provocar efeitos nocivos na cicatrização. O flúor, o ferro e o cloro podem contaminar a superfície do titânio como resíduos de técnicas de esterilização [15], já o alumínio, é resíduo contaminante na superfície de implantes devido ao jateamento abrasivo com alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), sua escolha baseada em menores custos e uma efetiva alteração da microtopografia da superfície original do titânio. Este resíduo é considerado de difícil remoção, quando não praticamente impossível [16,1].

Alguns trabalhos mostraram que a presença de contaminantes inorgânicos sobre superfícies de titânio altera o processo de cicatrização e levam a uma indesejada descalcificação do tecido ósseo, já outros não indicam diferenças significativas [2]. Sabe-se que os diferentes métodos de fabricação de implantes alteram as características superficiais do titânio, mas a pergunta é se estas alterações seriam significativas para provocarem efeitos sobre as etapas iniciais de mineralização no entorno do mesmo. O objetivo deste trabalho é a caracterização de superfícies de titânio submetidas a processo de jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  e posterior ataque ácido através da utilização de análise e processamento digital de imagens (PDI) no programa KS400. Numa próxima etapa será feita a caracterização biológica do biomaterial através do crescimento de culturas celulares osteoblásticas sobre as superfícies com a presença de partículas de alumina. Suspeita-se de que a

presença do  $\text{Al}_2\text{O}_3$  como contaminante provoque efeitos deletérios. Resultados conhecidos entre a interação material x sistema biológico muitas vezes não pode ter suas conclusões extrapoladas porque os efeitos dos processos de fabricação sobre um material são fortemente dependentes dos parâmetros experimentais específicos utilizados em cada caso.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizadas chapas de titânio grau 2 (ASTM B265-58T) para a obtenção de amostras que, submetidas a tratamento mecânico associado a tratamento químico, reproduzissem as superfícies de implantes não recobertos. Elas foram jateadas com partículas de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) de granulometria média de 65  $\mu\text{m}$  e pressão de jateamento de 138kPa (direta). Em seguida, foram cortadas em amostras de 20X20 mm de lado, submetidas à limpeza metalográfica em banho ultra-sônico e posterior tratamento químico com soluções a base de ácido fluorídrico em duas etapas: 1ª etapa com HF a 4% em volume por 60 segundos, em capela à temperatura ambiente; 2ª etapa com HF a 4% em volume e  $\text{H}_2\text{O}_2$  a 8% em volume durante 15 segundos, em capela à temperatura ambiente.

Três imagens digitais de amostras distintas das superfícies e suas análises químicas semiquantitativas foram obtidas respectivamente em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e num sistema acoplado de espectroscopia por dispersão de energia (EDS), analisadas e processadas no programa para análise e processamento digital de imagens KS400 da Zeiss, para a obtenção de parâmetros digitais e quantificação da fase residual de alumina, tais como área, perímetro das partículas e fator de forma circular. As imagens digitais das amostras foram pré-processadas para correção de iluminação e contraste. Seguiram-se etapas de segmentação, pós-processamento e quantificação. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente pela distribuição t de Student para 95% de confiabilidade.

## 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tratamentos de superfícies para implantes dentários de titânio frequentemente utilizam o jateamento associado a ataque químico como processos para a modificação de superfícies. Os jateamentos abrasivos não somente afetam a rugosidade da superfície do titânio, mas também, podem remover contaminantes da superfície metálica e aumentar a sua reatividade. Por outro lado, o emprego de partículas abrasivas com composição química diferente da do implante, pode alterar sua composição química superficial e afetar sua biocompatibilidade.

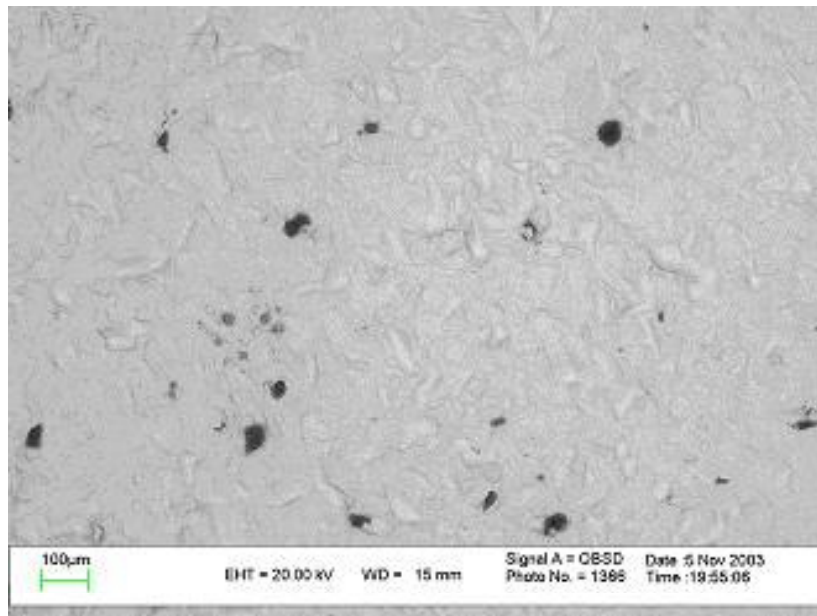
Submeter o titânio e suas ligas a tratamentos químicos superficiais na procura de condições que induzam melhores respostas biológicas, tal como uma maior osseointegração ao implante, já tem sido o objetivo de alguns trabalhos [17]. Alguns tratamentos químicos superficiais são utilizados especificamente para a remoção de contaminantes oriundos do processo de fabricação dos implantes ou da preparação clínica para a cirurgia e, geralmente, estes métodos englobam ataques com soluções à base de ácidos fluorídricos (HF), ácidos sulfúricos ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ), ácidos nítricos ( $\text{HNO}_3$ ), ácidos fosfóricos ( $\text{H}_3\text{PO}_4$ ), ácidos orgânicos, oxidação anódica com correntes elétricas em meios ácidos e técnicas de nitretação da superfície de titânio [18].

Os efeitos de alteração da micromorfologia da superfície provocados pelo ataque químico com a solução a base de ácido fluorídrico foram evidentes nas amostras previamente submetidas ao jateamento abrasivo com alumina, pois em contraste com a morfologia das superfícies unicamente jateadas com alumina e que apresentaram superfícies irregulares com muitos picos e depressões, as superfícies submetidas ao jateamento associado ao ataque químico exibiram uma microtopografia mais suave e homogênea, com maior regularidade. A Figura 1 revela a morfologia da superfície de uma amostra após os tratamentos de jateamento abrasivo com alumina e posterior ataque ácido com solução a base de ácido fluorídrico, nota-se a presença de pequenas crateras distribuídas por sua extensão superficial com diâmetros de até 10 $\mu\text{m}$ . O ataque ácido foi efetivo em alterar a morfologia superficial e em retirar grande parte do alumínio oriundo do processo de jateamento, muito embora não sejam aqui apresentadas imagens das superfícies das amostras antes de referido ataque químico [1]. Permaneceram partículas residuais de alumínio que foram identificadas pelo EDS. Muito

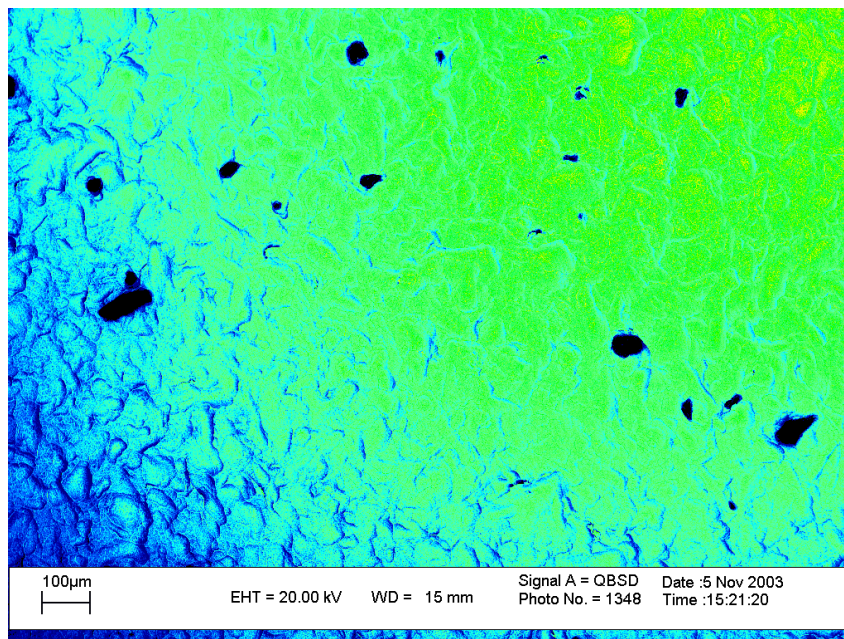
provavelmente o alumínio encontra-se em sua forma oxidada (alumina), tal como já identificado em trabalhos anteriores pela técnica de caracterização de Espectroscopia de Fotoelétrons por Raios-X [1]. Tais partículas incrustadas foram reconhecidas nas imagens obtidas no MEV (modo BSE - elétrons retroespalhados), apresentando-se como regiões mais escuras. Foram produzidas superfícies morfologicamente semelhantes a superfícies que já foram testadas e obtiveram resultados positivos na influência sobre o tecido ósseo e o processo biológico *in vitro* da formação da interface implante/osso, superfícies estas que utilizaram processos de jateamento abrasivo de titânio com partículas de alumina e posterior ataque com soluções à base de ácido fluorídrico [1] e, desta forma, espera-se que parâmetros superficiais como a composição química, tipo de óxidos presentes, rugosidade, íons adsorvidos, energia, e principalmente a morfologia, sejam também similares, muito embora não tenham sido parâmetros ainda avaliados nesta pesquisa.

As imagens digitais das superfícies das amostras foram processadas com a utilização do programa KS400 da Zeiss [19] através de uma seqüência de etapas típicas para a análise e processamento digital de imagens. O processamento da imagem baseia-se na utilização de operações matemáticas para alterar os valores dos seus *pixels* com o objetivo de preparar a imagem para ser analisada pelo computador, obtendo atributos da mesma que, neste caso, estão relacionados ao seu processo de fabricação e características. A seqüência de processamento e análise seguiu os passos fundamentais de formação da imagem digital (MEV), realce para correção de iluminação, segmentação das partículas de alumina, pós-processamento (preenchimento de vazios, correções de contorno), extração de atributos para cálculo da área de partículas, perímetro e fator de forma circular. A Figura 2 exemplifica uma situação onde uma das imagens obtidas da superfície analisada apresentou uma variação de iluminação em seu eixo diagonal e que é realçada por uma máscara de cores, isto é, a variação de cores na imagem mostra claramente uma diferença na intensidade de seus *pixels*. Tais problemas de iluminação em imagens digitais são corrigidos matematicamente, sendo esta uma etapa intermediária no processamento.

A Figura 3 apresenta o resultado obtido do tratamento de imagem da amostra apresentada na Figura 1, a partir da qual foram calculadas digitalmente as áreas das partículas de  $Al_2O_3$ , seus perímetros e fator de forma circular. Imagens análogas foram obtidas para o processamento digital das imagens das demais amostras. Uma série de imagens intermediárias entre as imagens exemplificadas pelas Figuras 1 e 3 foram obtidas durante as operações matemáticas para alteração dos *pixels* para possibilitar a quantificação e obtenção de parâmetros da alumina presente, em todas as imagens analisadas. Com exceção da imagem da Figura 2, as imagens intermediárias geradas durante o processamento não são apresentadas, somente a inicial e a final, respectivamente exemplificadas pelas Figuras 1 e 3.



**Figura 1. Titânio grau 2, jateado e atacado quimicamente. Imagem obtida no MEV, modo BSE, 200 X.**



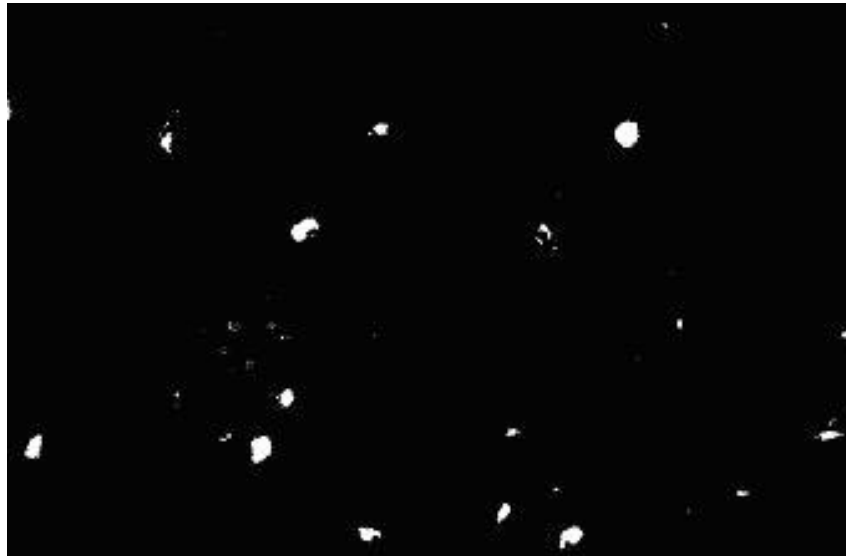
**Figura 2. Titânio grau 2, jateado e atacado quimicamente. Imagem da obtida no MEV, modo BSE, 200 X – A variação de cores mostra a respectiva variação de iluminação na imagem digital obtida. A correção na iluminação ocorre durante o pré-processamento da imagem.**

Os resultados das medidas do parâmetro área total ocupada pelas partículas contaminantes (regiões claras para a imagem da Figura 3) mostraram valores médios bastante próximos; todas as imagens processadas para as amostras analisadas apresentaram valores de mesma magnitude. O parâmetro área de partícula individual apresentou uma elevada dispersão de valores, pois, nota-se que o tamanho das referidas partículas varia de modo significativo nas imagens analisadas das amostras, isto é, existem partículas grandes de alumina de até  $50\mu\text{m}$  e partículas muito pequenas. O elevado desvio padrão observado para os resultados obtidos dos cálculos de áreas é reflexo da elevada variação no tamanho das partículas ( $537,608\mu\text{m}^2 \pm 307,411$ ,  $542,81 \mu\text{m}^2 \pm 386,594$  e  $327,577 \mu\text{m}^2 \pm 160,955$ , respectivamente para as imagens processadas das três amostras).

O perímetro é um parâmetro dependente da morfologia e do tamanho das partículas de alumina, e tal como para as áreas individuais calculadas, também apresentou resultados estatísticos de significativa dispersão de valores medidos. As amostras analisadas apresentaram valores médios de perímetros próximos, seguindo o comportamento obtido para as áreas totais ( $85,491\mu\text{m} \pm 26,178$ ,  $88,006\mu\text{m} \pm 37,629$  e  $71,349\mu\text{m} \pm 19,278$ , respectivamente para as imagens processadas das três amostras).

As médias do fator de forma circular das partículas de alumina calculadas para as imagens das três amostras analisadas foram, respectivamente,  $0,639 \pm 0,059$ ,  $0,589 \pm 0,059$  e  $0,608 \pm 0,065$ . Estes resultados parecem indicar que as referidas partículas possuem geometrias que se aproximam da forma esférica, porém, outros parâmetros geométricos seriam necessários para tornar tal afirmação mais evidente. O fator de forma circular mostrou-se uma característica comum entre as superfícies de titânio jateadas com alumina e posteriormente submetidas ao ataque ácido, revelando que o processo de fabricação estudado teve como principal fator uma contaminação com partículas de geometria regular e suave, com tendência à forma esférica.

Fatores de forma são utilizados para identificar formas específicas em imagens. Normalmente, são definidos por equações adimensionais, para variar entre zero e 1, assumindo valor máximo para objetos com formas geométricas específicas, tal como as formas perfeitamente esféricas. Fatores de forma circulares podem ser baseados no perímetro preenchido das partículas ou em seu calibre máximo [20].



**Figura 3.** Obtida após PDI, 200 X. As partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  apresentam-se como “objetos “claros. Área total da imagem é de  $1,903.10^6\mu\text{m}^2$  e a área ocupada por alumina  $1,3.10^4\mu\text{m}^2$  (0,7% da área total analisada).

#### 4. CONCLUSÕES

O PDI permitiu a quantificação e parametrização precisa da presença de alumina, mostrando-se uma técnica efetiva na caracterização do processo de fabricação do biomaterial. Muito embora imagens digitais obtidas em MEV sejam de difícil processamento, pois, a presença de “ruídos” nas imagens digitais e, algumas vezes, de pouco contraste (situações inerentes à técnica de microscopia eletrônica que poderiam representar uma dificuldade para o processamento de imagens), os resultados obtidos foram bastante satisfatórios para o caso da segmentação e obtenção de atributos.

Uma vez estabelecida uma seqüência de etapas para o processamento de uma imagem, pode-se aplicar a mesma seqüência em muitas imagens e, portanto, pode-se estabelecer uma rotina computacional para o processamento em série de muitas imagens. A obtenção de muitos atributos, tais como área da fase contaminante, perímetro, dimensões significativas e fator de forma foram

rapidamente obtidos, pois a difícil etapa de segmentação foi bem sucedida para a superfície analisada. Para as todas as imagens analisadas, a presença do contaminante não ultrapassou 1% da área total.

A quantificação e a caracterização precisa da superfície do titânio e de sua alumina contaminante será necessária na avaliação do processo de fabricação do material e de seus efeitos futuros no comportamento biológico de cultura de células osteoblásticas.

## 5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Professor Sidnei Paciornick da PUC-Rio pela sua inestimável colaboração.

## 6. REFERÊNCIAS

1. DINIZ, M.G. et al. Surface topography modulates the osteogenesis in human bone marrow cells cultures grown on titanium samples prepared by a combination of mechanical and acid treatments. **Journal of Materials Science: Materials In Medicine**, v.13, p.421-432, 2002.
2. PIATTELLI, A. et al. Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. **Biomaterials**, v. 24, p. 4081- 4089, 2003.
3. **Institut Straumann AG**, CH-4437 Waldenburg, Switzerland, <http://www.straumann.com>, 2001.
4. RATNER, B. D. et al. **Biomaterials Science: an Introduction to Materials in Medicine**, p.489, 1996.
5. PRADO DA SILVA, M. H., **Recobrimento de Titânio com HA: Desenvolvimento do Processo de Deposição Eletrolítica e Caracterização Biológica *in vitro***. Tese de D. Sc., Cope/UFRJ, 1999.
6. VIDIGAL JR., G. M. et al. Histomorphometric Analysis of Hydroxyapatite-Coated and Uncoated Titanium Dental Implants in Rabbit Cortical Bone. **Implant Dentistry**, v. 8, n. 3, p. 295-302, 1999.
7. MARTIN, J. Y. et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis oh human osteoblast-like cells MG63. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 29, p. 389-401, 1995.
8. DESGANE, I. et al. Effects of roughness, fibronectin and vitronectin on attachment, spreading and proliferation of human osteblast-like cells Saos-2 on titanium surfaces. **Calcified Tissue International**, v.64, p. 499-507, 1999.
9. WENNERBERG, A. et al. An Animal Study of c. p. Titanium Screws With Different Surface Topographies. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 6, p. 302-309, 1995.
10. ONG, J. L. et al. Cellular response to well-characterized calcium phosphate coatings and titanium surfaces *in vitro*. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 29, p. 165-172, 1995.
11. ONG, J. L. et al. Surface roughness of titanium on bone morphogenetic protein-2 treated osteoblast cells *in vitro*. **Implant Dentistry**, v. 6, n. 1, p. 19-24, 1997.
12. TABORELLI, M. et al. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium – (I) Surface Characterization. **Clinical Oral Implants Research**, v. 8, p. 208-216, 1997.
13. SÄBERLICH, S. et al. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. **Clinical Oral Implants Research**, v.10, p. 379-393, 1999.
14. KELLER, J. C. et al. Characterizations of titanium implant surfaces. III. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 28, p. 939-946, 1994.
15. KELLER, J. C. et al. Characterization of sterilized cp titanium Implant surfaces. **International Journal of Maxillofacial Implants**, v. 5, p. 360-367, 1990.
16. SALGADO, T. et al. Effect of alumina and apatitic abrasives on Ti alloy substances”, **In: Bioceramics**, v. 11, **Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Symposium on Ceramics in Medicine**, World Scientific Publishing Co., p. 683-686, 1998.

17. TAKEUCHI, M. et al. Acid pretreatment of titanium implants. **Biomaterials**, v. 24, p. 1821 – 1821, 2003.
18. KAWAHARA, H., Biomaterials for Dental Implants, *In: Wise, D. L. (ed.). Enciclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering*, Part B, v. 2, p.1469-1524, 1995.
19. Informações disponíveis em <<http://www.zeiss.com>>, acesso em 07/08/2003.
20. PACIORNICK, S. e MAURÍCIO, M H P, **Digital Imaging**; Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro – [a ser publicado].

## **CONTAMINANT CHARACTERIZATION IN TITANIUM SURFACES FOR ENDOSSEOUS IMPLANTS WITH DIGITAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES**

### **Marilia Garcia Diniz**

Mechanical Engineering Department, University of State of Rio de Janeiro, 20550-013, Rio de Janeiro, Brazil.

diniz@uerj.br

### **Marco Antonio Santos Pinheiro**

Mechanical Engineering Department, University of State of Rio de Janeiro, 286030-050, Nova Friburgo, Rio de Janeiro, Brazil.

mpinheiro@iprj.uerj.br

**Abstract** *This work is aimed on the characterization of titanium surfaces blasted with aluminum oxide ( $Al_2O_3$ ) particles using digital image processing (PDI) techniques available in the KS400 (ZEISS). Samples of two-degree titanium plates were submitted to blasting processes using particles of  $Al_2O_3$  and treated with a hydrofluoric acid-based solution. It was obtained three digital images from each sample surface and then performed half-quantitative chemical analyses using Scanning Electron Microscopy (SEM) and Electron Dispersive Spectroscopy (EDS), respectively. In addition, using the KS400, were measured parameters related to the dioxide aluminum phase, such as the concentration level, the area and perimeter of the particles and their circular form factor. Statistical analyses were conducted, and 95% confidence intervals were considered in this present research, using the Student's test distribution. The mechanical/chemical treatment caused depressions up to 10  $\mu m$  on homogeneous surfaces compared to control surfaces submitted only to mechanical treatment. The chemical attack significantly had removed the dioxide aluminum phase, but residual particles keep being identified by the EDS. The total area occupied by the dioxide aluminum phase on the samples surfaces were measured and its value was 469,32 ( $\pm 284,98$ )  $\mu m^2$ . The particle average perimeter was 81,61 ( $\pm 27,68$ )  $\mu m$  and the medium circular form factor was 0,60 ( $\pm 0,05$ ). Quantifying and characterizing the titanium surface is essential both in the evaluation of the material manufacturing process, because the presence of residual dioxide of aluminum particles may have deleterious effects on the formation of the osseous/implant tissue.*

**key-words:** *surface treatments, digital image processing (PDI), titanium implants.*