

A influência dos procedimentos de limpeza de implantes no processo de corrosão de implantes dentários da liga Ti-6Al-4V.

Larissa O. Berbel¹, Everson do P. Banczek², Mitiko Saiki¹, Rachel Black³, Georgios A. Kotsakis³, Isolda Costa¹

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo (SP), Brasil

² Departamento de Química, Universidade Estadual do Centro-Oeste, Guarapuava (PR), Brasil

³ Department of Periodontics, University of Washington, Seattle (WA), United States of America

E-mail: larissa.berbel@ipen.br

Resumo. A liga de titânio (Ti) de grau V é comumente utilizada em implantes dentários devido à sua biocompatibilidade e resistência à corrosão. No entanto, na prática, nos casos em que a remoção de implantes é necessária devido à infecção relacionada ao implante (isto é, peri-implantite), a presença de produtos de corrosão na superfície do implante é geralmente observada. As teorias em desenvolvimento sobre a origem desses produtos de corrosão de Ti implicam em processos de higiene de implantes na redução da resistência à corrosão de Ti. Existem várias intervenções propostas para a limpeza de implantes com peri-implantitis. Neste trabalho, foram avaliados os efeitos de duas dessas intervenções de higiene para o tratamento de implantes com peri-implantitis usando um modelo in vitro de peri-implantite. Inicialmente um biofilme ex-vivo foi cultivado em discos Ti de grau V e, após intervenções de higiene para limpeza os discos de Ti foram imersos em meio de cultura de tecidos (solução de Minimum Eagle Medium (MEM) suplementada com 10% de soro fetal bovino) durante 4 semanas. Os tratamentos de limpeza investigados foram: (a) uso de solução salina pressurizada (Waterpik Inc) e (b) escovamento com escova de titânio (Straumann Inc), usando máquina rotativa manual. Discos não tratados foram utilizados como controles. Após a limpeza, as amostras foram expostas a meios que simulam as do fluido corporal, em duas condições, presença ou ausência de oxigênio atmosférico (O₂) para simular aeração natural ou reduzida durante a cicatrização ou inflamação precoce. Alíquotas de imersão foram obtidas a 1 e 4 semanas após a imersão e sua composição analisada por análise de ativação de nêutrons. Além disso, as superfícies das amostras da liga de titânio foram caracterizadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise por dispersão de energia (EDS). O efeito da presença ou ausência de O₂ na resistência à corrosão dos implantes também foi investigado por espectroscopia de impedância eletroquímica (EIS) e o potencial do circuito aberto foi medido em função do tempo de exposição a um meio que simula fluidos fisiológicos. Nenhum dos grupos teve eluição detectável a 1 semana. Os resultados também mostraram que amostras escovadas (escova de titânio) ou limpas com solução salina pressurizada e expostas em condições anaeróbicas por 4 semanas produziram maior eluição de titânio no fluido simulado do que em condições aeróbicas. A solução salina pressurizada com baixa intensidade teve eluição mínima comparável aos controles não tratados. Observação por MEV mostrou que na superfície de amostras que também apresentaram níveis elevados de elementos dissolvidos na solução de teste, havia presença de grandes quantidades de manchas escuras. Análise por EDS também mostrou que, em condição anaeróbica, as superfícies dos discos foram mais atacadas do que em presença de O₂. Os resultados eletroquímicos apoiaram os resultados das análises químicas e observação da superfície ao mostrar que, em meio com baixos teores de oxigênio, a suscetibilidade do implante ao ataque corrosivo é maior do que no meio com disponibilidade de oxigênio.

Palavras-chave: resistência à corrosão, Titânio grau V, implantes dentários, procedimentos de limpeza, testes eletroquímicos.

1. INTRODUÇÃO

O titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados como materiais para aplicações médicas, tais como implantes dentários e ortopédicos devido a biocompatibilidade e propriedades, tais como: baixo peso específico, alta resistência mecânica e elevada resistência à corrosão (OLIVEIRA, GUASTALDI; 2008; ASSIS, S. L. de et al.; 2006). A elevada resistência à corrosão do titânio e suas ligas deve-se à formação de uma camada de óxido passivadora e estável em sua superfície. Este filme passivo (TiO₂) é formado a partir do contato do titânio com o oxigênio do meio sendo muito resistente e aderente à superfície, o

que lhe confere elevada resistência à corrosão em diferentes meios (ASSIS, S. L de *et al.*; 2006; KUPHASUK, C *et al.*; 2001).

A resistência à corrosão é uma propriedade muito importante para implantes dentários, pois quando estes entram em contato com a região bucal, os fluidos biológicos e as várias alterações no meio (pH, temperatura, produção de enzimas e ácido, presença de micróbios e proteínas) resultam em diversas reações químicas com liberação de espécies que podem causar reações tóxicas ou alérgicas (GALAN Jr, VIEIRA; 2013).

Produtos de corrosão podem ser observados em materiais metálicos de implantes dentários devido ao meio oral por ser um ambiente favorável para a oxidação do titânio e quebra da camada passiva de TiO_2 , podendo levar a falhas mecânicas e até acarretar na perda do implante. Por isso é necessário avaliar as condições às quais implantes dentários podem estar expostos para se conhecer os fatores que aceleram a oxidação dos materiais metálicos utilizados na fabricação de implantes (ASSIS *et al.*; 2006; PRASAD *et al.*; 2015).

Dentre os fatores que podem acarretar aumento do processo corrosivo estão: ambientes ácidos, presença de biofilme e, conseqüentemente, a acidez nas regiões próximas ao substrato metálico devido a liberação de ácido láctico por bactérias, eventualmente presença de íons fluoreto, e ausência de oxigênio em regiões oclusas pois, dependendo das regiões próximas ao implantes, a quantidade de oxigênio que consegue atingir a liga é mínimo fazendo com que a camada de TiO_2 não consiga se regenerar, promovendo uma diminuição da resistência à corrosão do titânio e suas ligas (SAFIOTI *et al.* 2017).

BARÃO *et al.* (2014) observaram que a bactéria *Porphyromonas Gingivalis* tem maior facilidade de interação com a superfície dos discos de titânio quando estes apresentavam pontos de corrosão, sugerindo que estes são mais aderentes a superfície do metal corroído em comparação com discos não corroídos o que favorece a colonização bacteriana na superfície da liga corroída. Observando que as bactérias de peri-implantes e outros fatores químicos funcionam em cooperação favorecendo o processo corrosivo. Alguns elementos de liga liberados no meio bucal podem ter efeito nocivo para a saúde, tais com alumínio e vanádio.

É importante que se investigue em que condições a camada de TiO_2 que confere resistência à corrosão ao titânio e suas ligas é estável ou não. Em condições em que esta camada torna-se instável, produtos de corrosão de Ti são formados e estes, caso se formem prematuramente em implantes implicam em processos de higiene destes e na redução da resistência à corrosão de Ti. Existem várias intervenções propostas para a limpeza de implantes com peri-implantitis e estas também parecem interferir no processo de corrosão. É necessário, portanto, um estudo para avaliar se os procedimentos de limpeza aos quais os implantes com peri-implantites são submetidos, não fazendo com que aja quebras em sua camada passiva, o que acarretaria no aumento da corrosão no meio, e sua co-relação com a aderência de microorganismos. Neste trabalho, foram avaliados os efeitos de duas dessas intervenções de higiene para o tratamento de implantes com peri-implantitis usando um modelo *in vitro* de peri-implantite. Além disso, foi avaliado por ensaios eletroquímicos o efeito da presença de duas condições, presença e ausência de oxigênio no meio na resistência à corrosão.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais metálicos utilizados neste estudo foram discos da liga de titânio grau V (Ti-6Al-4V) com 10 mm de diâmetro. A composição química da liga foi determinada a partir de fluorescência de raios-X, e mostrada na Tabela 1.

Tabela 1. Composição química (% em massa) da liga de Ti-6Al-4V usada neste estudo.

Elemento	Ti	Al	V	Cr	Mn	Fe	Cu	Nb	Sn
% (massa)	89,89	7,31	4,14	0,00	0,01	0,18	0,01	0,02	0,01

Inicialmente, um biofilme *ex-vivo* foi cultivado nos discos Ti de grau V e, após intervenções de higiene para limpeza, os discos de Ti foram imersos em meio de cultura de tecidos (solução de *Minimum Eagle Medium* (MEM) suplementada com 10% de soro fetal bovino) durante 4 semanas. Os tratamentos de limpeza investigados foram: (a) uso de solução salina pressurizada (*Waterpik Inc*) e (b) escovamento com escova de titânio (*Straumann Inc*), usando máquina rotativa manual. Discos não tratados foram utilizados como controles. Após a limpeza, as amostras foram expostas a meios que simulam as do fluido corporal, em duas condições, presença ou ausência de oxigênio atmosférico (O₂) para simular aeração natural ou reduzida durante a cicatrização ou inflamação precoce. Alíquotas de imersão foram obtidas a 1 e 4 semanas após a imersão e sua composição analisada por análise de ativação de neutrôns. Além disso, as superfícies das amostras da liga de titânio foram caracterizadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise por dispersão de energia (EDS). O efeito da presença ou ausência de O₂ na resistência à corrosão dos implantes também foi investigado por ensaios eletroquímicos, especificamente, espectroscopia de impedância eletroquímica (EIS), medidas de potencial do circuito aberto em função do tempo de ensaio e curvas de polarização em uma solução tamponada de fosfato (PBS) (pH 7) para simular os fluidos biológicos da região bucal. Um arranjo experimental de três eletrodos, constituído por um fio de platina como contra eletrodo e o eletrodo de Ag/AgCl como referência e o eletrodo de trabalho foi preparado com a liga de titânio grau V. As medidas eletroquímicas foram realizadas em um analisador de resposta em frequências (Gamry modelo EIS 300®), acoplado a um potenciostato da Gamry PCI4/300® e consistiram de medidas de potencial de circuito aberto, espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) e curvas de polarização potenciodinâmica anódica com velocidade de 1 mVs⁻¹, as análises foram realizadas em triplicata para maior confiabilidade dos dados.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As superfícies dos discos de liga de titânio grau V após cultivo do biofilme, tratamentos de limpeza e exposição ao meio de ensaio, foram analisadas por MEV e EDS. As micrografias por MEV são apresentadas nas Figuras 1 e 2.

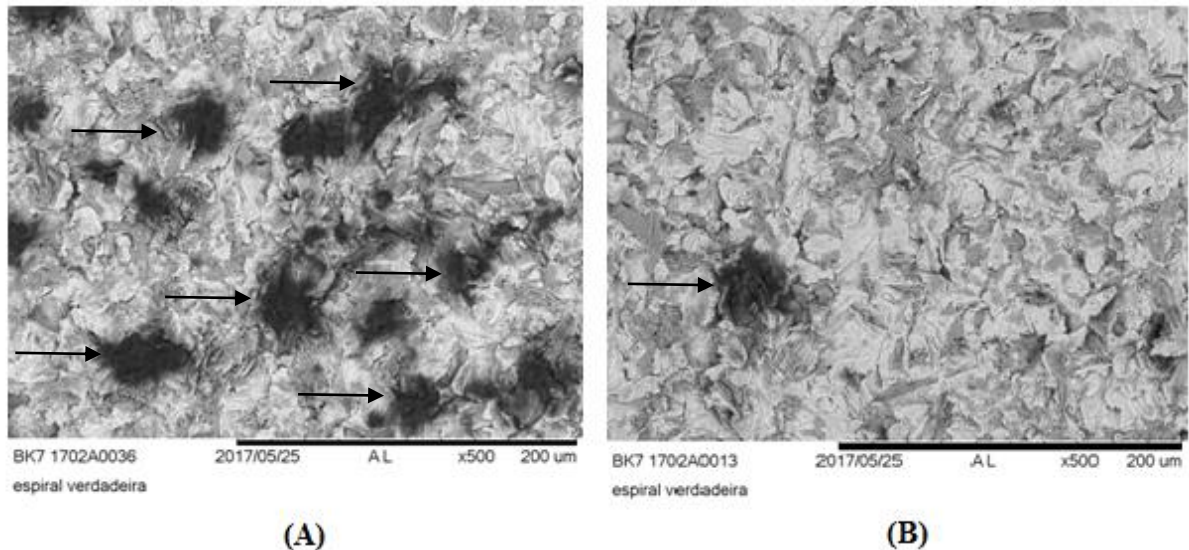


Figura 1. Micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) para discos da liga Ti-6Al-4V tratados com a solução salina pressurizada (Waterpik Inc) após 4 semanas de imersão em solução de MEM suplementada com 10% de Soro fetal bovino em meio (a) com baixo acesso de O₂ e (b) aerado.

Na Figura 1 são observadas manchas escuras sobre a liga de titânio, em maior concentração quando exposta em um meio desaerado (A) em relação ao meio aerado (B). Isto ocorre porque parte das bactérias são anaeróbicas e o crescimento é favorecido em ausência de O₂. Nota-se também que as manchas estão preferencialmente localizadas nas áreas de maior rugosidade superficial onde as bactérias apresentam maior aderência.

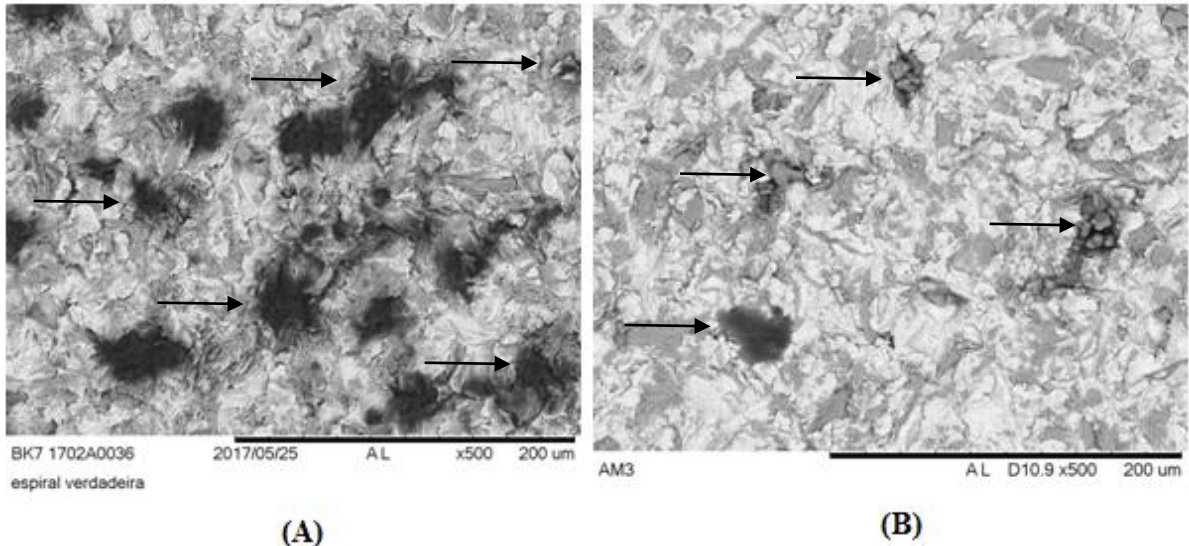


Figura 2. Micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de discos da liga Ti-6Al-4V tratados com escova de titânio (Straumann Inc) após 4 semanas de imersão em solução MEM suplementada com 10% de Soro fetal bovino em meio (a) com baixo acesso de O₂ e (b) aerado.

Como observado na Figura 1, o mesmo pode ser dito sobre a liga de titânio (Figura 2) após tratamento de limpeza com escova de titânio, comprovando que em meios desaerados a presença do biofilme e ataque da superfície são maiores, pois menos resistente se torna a camada protetora deste metal.

Nas Figuras 3 e 4 são apresentados espectros EDS (análise semiquantitativa) mostrando a composição química da superfície dos discos, após cultivo de biofilme *ex-vivo*, limpeza com

solução salina pressurizada (*Waterpik Inc*) e exposição a solução MEM com proteína, seja em meio com pouco acesso de O₂ (Figura 3) e naturalmente aerado (Figura 4).

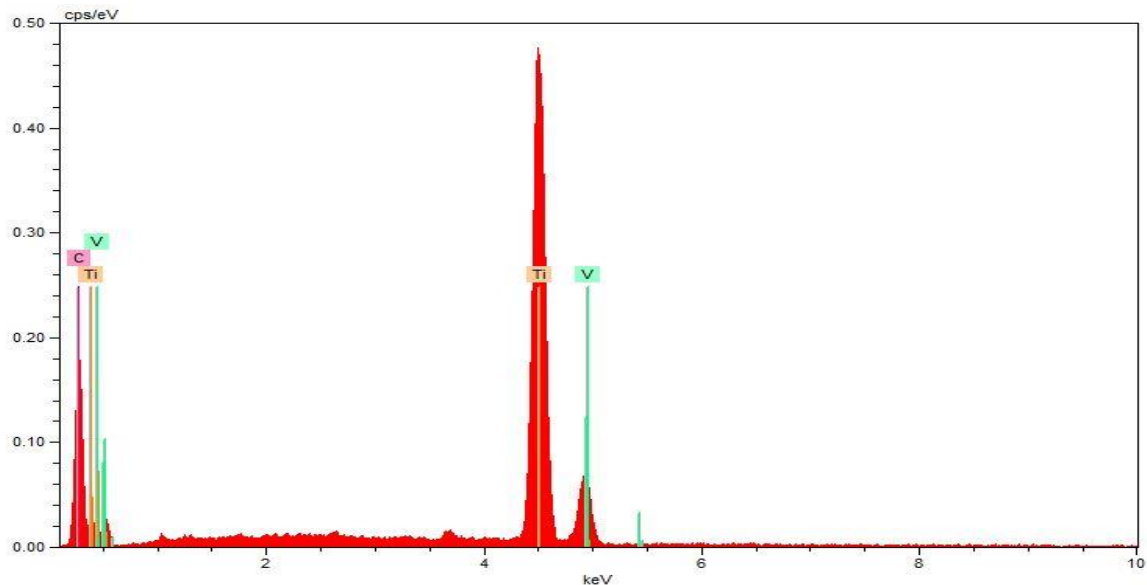


Figura 3. Espectroscopia de energia dispersiva para a liga Ti-6Al-4V tratadas com a solução salina pressurizada (*Waterpik Inc*) imersa em meio com pouco acesso de oxigênio.

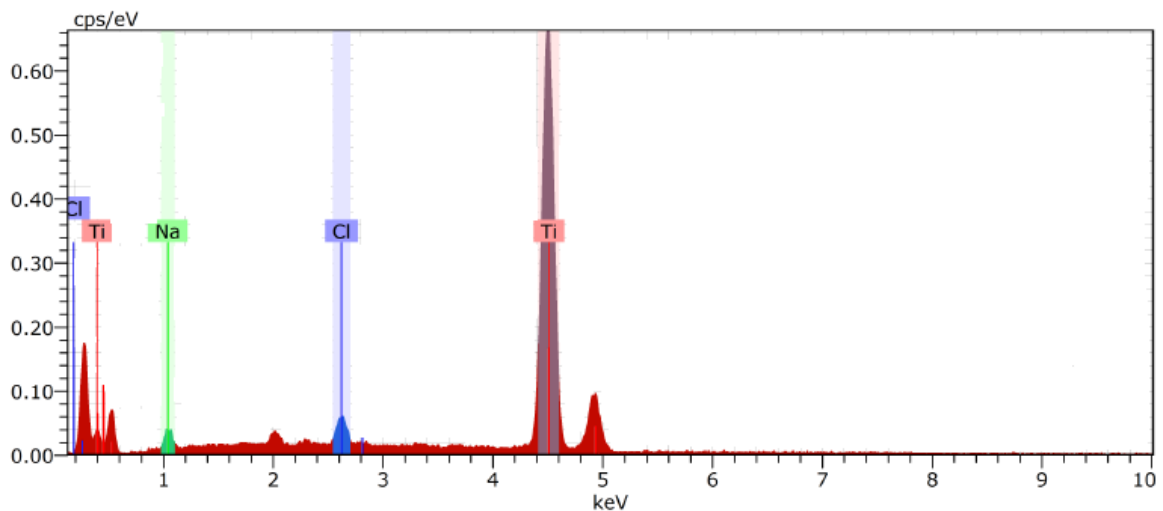


Figura 4. Espectroscopia de energia dispersiva para a liga Ti-6Al-4V tratadas com a solução salina pressurizada (*Waterpik Inc*) para a amostra imersa em meio naturalmente aerado.

A Figura 3 mostra a presença de pico de carbono nas regiões das manchas escuras analisadas indicando se tratar de resquícios de biofilme que não foram removidos pelo tratamento de limpeza sobre a superfície da liga de titânio, particularmente das regiões onde ficaram mais fortemente aderidos (regiões rugosas na superfície), e cresceram no meio MEM com proteína ao qual foram expostos por até 4 semanas. O pico de carbono na superfície dos discos expostos a meio com pouco oxigênio apresenta contagem mais alta do que na superfície exposta ao meio com disponibilidade de oxigênio, Figura 4. Nesta última figura observa-se a presença de picos de Na e Cl associados com regiões manchas escuras, elementos presentes no meio MEM na forma de íons, indicando a interação destes com a

superfície dos discos. O Cl é um dos principais agentes corrosivos para superfícies passivas ao ser adsorvido ao óxido.

Os espectros EDS da superfície dos discos de liga Ti-6Al-4V analisados após crescimento de biofilme seguido de procedimento de limpeza por escova de titânio e exposição a solução MEM com proteína são mostrados nas Figuras 5 e 6, em meio com disponibilidade de oxigênio ou com pouco acesso deste, respectivamente.

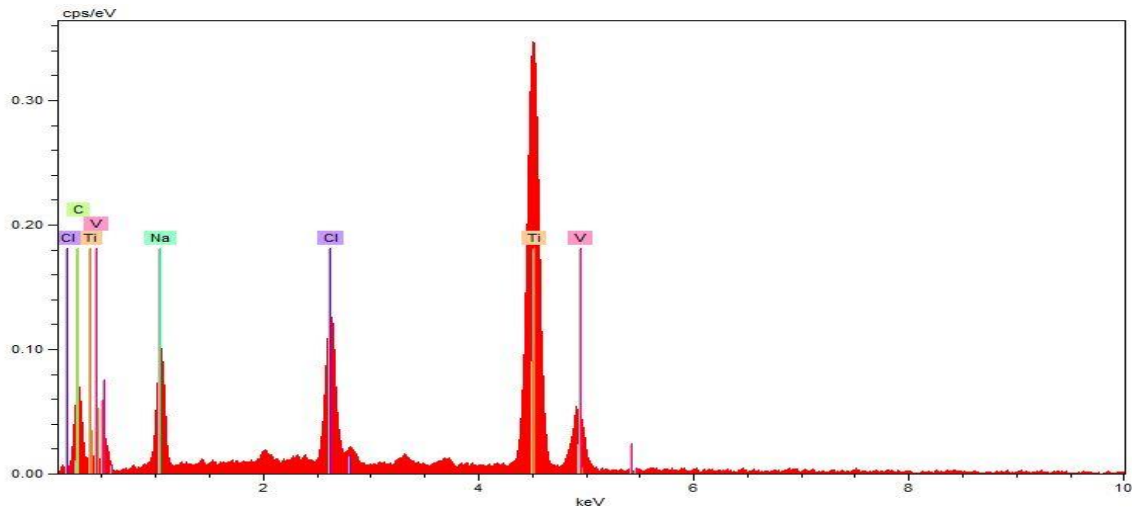


Figura 5. Espectroscopia de energia dispersiva para a liga Ti-6Al-4V tratadas com escova de titânio (*Straumann Inc*) para a amostra imersa em meio com acesso de oxigênio.

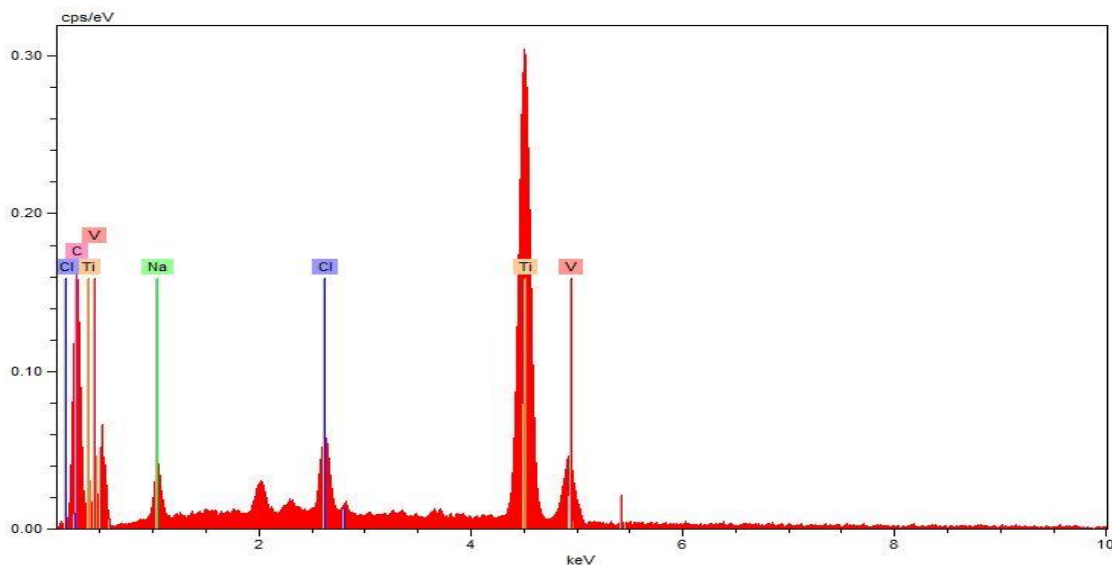


Figura 6. Espectroscopia de energia dispersiva para a liga Ti-6Al-4V tratadas com escova de titânio (*Straumann Inc*) para a amostra imersa em meio com pouco acesso de oxigênio.

As Figuras 5 e 6 apresentaram picos específicos de carbono, porém nota-se maior contagem para amostras expostas ao meio com baixo acesso de oxigênio, o que apoia a hipótese de presença de resquícios do biofilme sobre a superfície da liga de titânio após o procedimento de limpeza com escova de titânio. Isto mostra que este tipo de limpeza não é altamente efetivo para a remoção do biofilme de todas as regiões, particularmente daquela com rugosidade onde há alta aderência. A presença de picos de Na e Cl mostram a interação dos agentes agressivos do meio de ensaio (MEM + proteína) com a superfície dos discos.

A composição química do meio (MEM+proteína) após 1 e 4 semanas de contato com os discos ensaiados foi analisada pela técnica de ativação de nêutrons nos dois tipos de meio, com fácil acesso de O₂ ou pouca disponibilidade deste (Tabela 2).

Tabela 2. Composição da solução de ensaio (MEM+proteína) dos discos da liga Ti-6Al-4V após 1 e 4 semanas de exposição.

Amostras	Al, µg mL ⁻¹	Ti, µg mL ⁻¹	V, µg mL ⁻¹
WL, semana 1, c/ O ₂	< 17,	< 7,0	< 4,3
WL, semana 4, c/ O ₂	5,8±0,7	58,8±2,2	6,2±0,2
WL, semana 1, s/ O ₂	< 4,4	< 4,9	< 1,5
WL, semana 4, s/ O ₂	7,4±1,9	62,9±2,6	< 1,5
Ti, semana 1, c/ O ₂	< 7,7	< 6,6	< 2,5
Ti, semana 4, c/ O ₂	< 17,5	92,2±4,1	< 4,4
Ti, semana 1, s/ O ₂	< 2,9	< 7,8	< 1,9
Ti, semana 4, s/ O ₂	< 28,5	99,7±5,1	< 3,1

Os resultados da Tabela 2 mostram o efeito da baixa disponibilidade do oxigênio no aumento da eluição dos elementos Ti e Al na solução de ensaio, ou seja, menor resistência ao ataque da superfície dos discos após limpeza com solução salina (*Waterpik Inc*) expostos no meio com baixo teor de oxigênio. Além disso, vale salientar que na solução com disponibilidade de oxigênio ocorreu eluição de vanádio no meio de ensaio após 4 semanas de exposição. Com relação à superfície escovada com Ti foi observada apenas eluição do elemento Ti, porém em teores mais elevados do que as amostras limpas e solução salina. Este resultado sugere que o uso de escova de Ti na limpeza da superfície pode transferir titânio para a superfície dos discos, sendo este facilmente removido pelo meio de ensaio.

Os resultados dos ensaios eletroquímicos são apresentados nas Figuras 7 a 9.

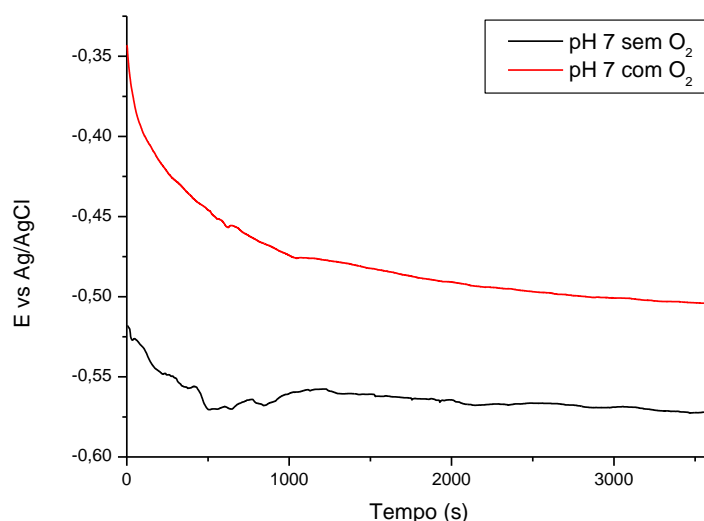


Figura 7. Curvas de potencial de circuito aberto para a liga de titânio imersa em solução tampão de fosfato (PBS) (pH 7) naturalmente aerada ou deaerada.

A Figura 7 mostra potenciais mais elevados para os discos expostos em meio aerado, o que indica que a presença do oxidante (O₂) favorece o crescimento do filme óxido na superfície dos discos. É observado também que o potencial para as duas amostras tornou-se estável após 1800 s (30 min), com diferença entre os dois tipos de meio da ordem de 0,15 V.

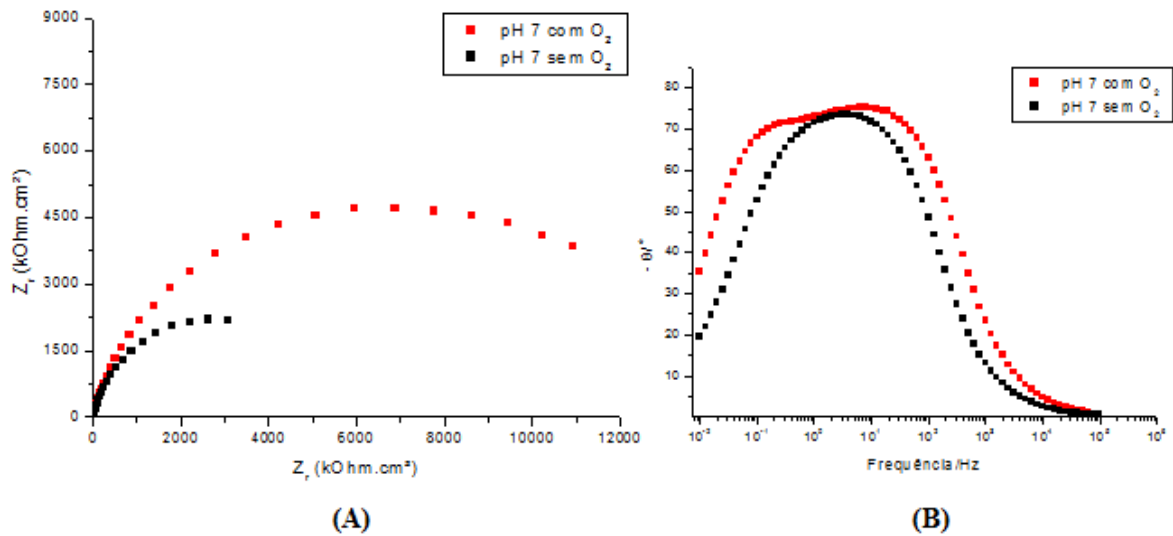


Figura 8. Diagramas de Nyquist em (A) e de ângulo de fase de Bode (B) para os discos da liga Ti-6Al-4V imersos em solução tampão de fosfato (PBS) (pH 7), naturalmente aerada ou deaerada.

Os diagramas de Nyquist, Figura 8(A), mostram maiores impedâncias para os discos expostos ao meio aerado, ou seja, a superfície apresenta maior resistência ao ataque corrosivo do meio nesta condição, o que é esperado considerando-se a presença de um filme mais estável e mais espesso formado em presença do oxigênio. Os diagramas de ângulo de fase de Bode, em (B) mostram duas constantes de tempo (indicação de dois picos) associadas ao meio aerado e apenas uma, embora alargada o que sugere a interação de duas constantes de tempo, para o meio desaerado. Os valores mais capacitivos associados à amostra exposta ao meio aerado apoia a hipótese de um filme óxido mais resistente na superfície desta.

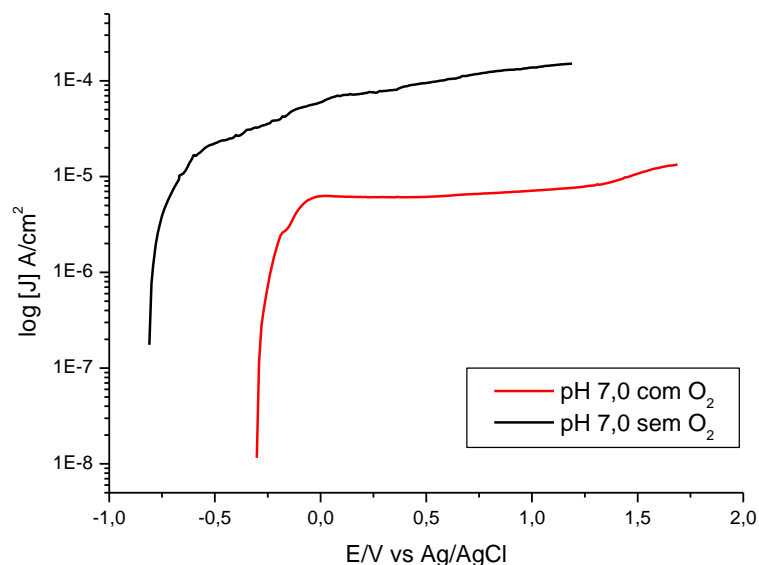


Figura 9. Curvas de polarização potenciodinâmica anódica para os discos da liga Ti-6Al-4V imersos em solução tampão de fosfato (PBS) (pH 7), naturalmente aerada ou deaerada.

As curvas de polarização (Figura 9) mostram densidades de corrente maiores durante todo o ensaio para o meio deaerado, o que apoia a hipótese de filme óxido mais resistente formado sobre os discos expostos em solução aerada. Neste meio, aerado, as densidade de corrente foram típicas de materiais passivos em toda a faixa de polarização adotada. Isto

mostra que a camada de óxido na superfície não foi quebrada. Todavia, no meio desaerado é observado aumento de corrente continuamente desde o início da polarização e, as densidades de corrente medidas sugerem o ataque do filme de TiO₂ mesmo para baixas sobrepotenciais e as correntes medidas em potenciais da ordem de -0,5 V e superiores indicam elevada taxa de ataque corrosivo.

5. CONCLUSÃO

Os resultados permitiram concluir que em ambiente desaerado (pouca disponibilidade de oxigênio) amostras que tiveram filme de biofilme cultivado na superfície a qual foi limpa com solução salina ou escova de titânio, apresentaram maior concentração de manchas escuras com alto teor de C sugerindo presença de resquícios de biofilme, preferencialmente aderidos nas rugosidades superficiais, os quais se desenvolveram principalmente neste meio. Estes resultados sugerem a presença predominante microorganismos anaeróbicos no biofilme. Mostram também que ambos os tipos de limpeza não removeram completamente o biofilme da superfície. Os resultados dos ensaios eletroquímicos confirmaram que a presença de oxigênio atua na formação de um filme óxido mais protetor na superfície da liga de titânio.

AGRADECIMENTOS

À CAPES pela bolsa concedida para a realização deste trabalho, ao Laboratório Multiusuário do Centro de Lasers e Aplicações (IPEN-CNEN/SP) pelo uso do MEV/EDS, e ao Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais (Laboratório de Eletroquímica e Revestimentos Protetores - LABERP) pela infraestrutura disponibilizada.

REFERÊNCIAS

- Assis, S. L. de; Wolyne, S.; Costa, I. *Corrosion Characterization of titanium alloys by electrochemical techniques*. Electrochimica Acta, 51, 2006.
- Barão, V. A.; Yoon, C. J.; Mathew, M. T.; Yuan, J. C.; Wu, C. D.; Sukotjo, C. *Attachment of Porphyromonas Gingivalis to corroded commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy*. J. Periodontol, 2014.
- Galan Jr, J.; Vieira, R. M. *Caracterização das superfícies de implantes dentais comerciais em MEV/EDS*. Ver. Bras. Odont., v. 70, n. 1, 2013.
- Kuphasuk, C.; Oshida, Y.; Andres, C. J.; Hovijitra, S. T.; Barco, M. T.; Brown, D. T. *Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys*. The Journal of prosthetic dentistry, v. 85, n.2, 2001.
- Oliveira, N. T. C.; Guastaldi, A. C. *Electrochemical stability and corrosion resistance of Ti-Mo alloys for biomedical applications*. Acta Biomaterialia 5, 2009.
- Prasad, S.; Ehrensberger, M.; Gibson, M. P.; Kim, H.; Monaco Jr, E. A. *Biomaterial properties of titanium in dentistry*. Journal of oral biosciences, v. 57, p. 192-199, 2015.
- Safioti, L. M.; Kotsakis, G. A.; Pozhitkov, A. E.; Chung, W. O.; Daubert, D. M. *Increased Levels of Dissolved titanium are associated with peri-implantitis – A cross-Sectional Study*. J. Periodontol, 2017.

The influence of implant hygiene procedures on the corrosion process of Ti-6Al-4V alloy dental implants

Larissa O. Berbel¹, Everson do P. Banczek², Mitiko Saiki¹, Rachel Black³, Georgios A. Kotsakis³, Isolda Costa¹

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo (SP), Brasil

² Departamento de Química, Universidade Estadual do Centro-Oeste, Guarapuava (PR), Brasil

³ Department of Periodontics, University of Washington, Seattle (WA), United States of America

E-mail: larissa.berbel@ipen.br

Abstract. *Grade V titanium (Ti) alloy is commonly used in dental implants owing to its biocompatibility and corrosion resistance. However, in practice, in cases where removal of implants is necessary due to implant-related infection (i.e. peri-implantitis), the presence of corrosion products on the surface of the implant is generally observed. Nascent theories on the origin of these Ti corrosion products implicate implant hygiene procedures in the reduction of Ti's corrosion resistance. There are several proposed interventions for cleaning implants with peri-implantitis. In this work, the effect of two of these hygiene interventions for treating implants with peri-implantitis were tested using an in vitro model of peri-implantitis. Briefly, an ex-vivo biofilm was grown on a grade V Ti discs and after applying hygiene interventions for cleaning, the specimens were immersed in tissue culture medium (MEM solution supplemented with 10% Fetal Bovine Serum), for 4 weeks. The cleaning treatments investigated were: a) pressurized saline (Waterpik Inc) and b) titanium brush (Straumann Inc) in a rotating handpiece. Untreated discs served as controls. Following cleaning, specimens were exposed to simulated body fluid conditions either in the presence or absence of atmospheric oxygen (O₂) to simulate reduced aeration during early healing or inflammation. Aliquots of the media were obtained at 1- and 4-weeks post-immersion and its composition analyzed by neutron activation analysis. In addition, the surfaces of the assayed samples were characterized by SEM and EDS. The effect of the presence or absence of O₂ on the corrosion resistance of the implants was also investigated by electrochemical impedance spectroscopy and by monitoring of the open circuit potential as a function of exposure time to a medium that simulates the physiological fluids. Results showed that the Ti brush, in anaerobic conditions, at 4 weeks resulted in the most titanium elution in the simulated fluid, which was higher than in aerobic conditions. None of the groups had detectable elution at 1 week. Pressurized saline at low intensity had minimal elution comparable to untreated controls. SEM observation showed the presence of dark spots on the surface of samples that also presented high levels of dissolved elements in the test solution. The SEM / EDS analysis also showed that in the absence of oxygen, the surfaces of the implants were more attacked than when oxygen was available. The electrochemical results supported this observation showing that in a deaerated medium the susceptibility of the implant to the corrosive attack is greater than in the aerated medium.*

Palavras-chave: *corrosion resistance, Grade V Ti alloys, dental implant, hygiene procedures, electrochemical tests*