

COMPORTAMENTO GALVÂNICO ENTRE LIGAS DE IMPLANTES E "ABUTMENT"

Késia Simões RIBEIRO

Instituto Militar de Engenharia

kesiasimoesribeiro@gmail.com

ORCID NO: 0000-0001-9129-2237

Francielly Moura de Souza SOARES

franciellysoares@ime.eb.br

ORCID NO: 0000-0001-9311-9139

Ariany Antunes MARTINS

Instituto Militar de Engenharia

ariany.martins@ime.eb.br

ORCID NO: 0000-00002-5188-3734

Bruno Martins de SOUZA

Instituto Militar de Engenharia

bruno.souza@ime.eb.br

ORCID NO: 0000-0002-1075-0441

Roberto Hirsch MONTEIRO

Instituto Militar de Engenharia

robertohmonteiro@hotmail.com

ORCID NO: 0000-0003-4506-5820

RESUMO

O titânio e suas ligas são os materiais mais utilizados em implantes dentários devido às suas excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade fisiológica e resistência à corrosão. O titânio quando exposto à atmosfera, é rapidamente oxidado devido a sua alta reatividade com o oxigênio, formando uma camada de óxido passiva em sua superfície. Esta camada de óxido determina as propriedades químicas, a resistência à corrosão e a química de interface do metal. Os pilares, que conectam a coroa aos implantes, são componentes fabricados com diferentes ligas, como CoCr e Ti-6Al-4V. O ambiente oral é particularmente propício à corrosão. A corrosão galvânica ocorre quando ligas diferentes são colocadas em contato direto dentro dos tecidos ou cavidade oral. A deterioração de materiais metálicos tem efeitos desfavoráveis ao organismo, pois aumenta a liberação de íons metálicos prejudiciais à saúde, além de comprometer a durabilidade dos materiais e resultar em falhas dos implantes. O exemplo mais frequente de corrosão galvânica no meio oral é a interação de implante dentário e componente protético confeccionado com ligas diferentes. Esta pesquisa teve por objetivo analisar a resistência à corrosão galvânica do titânio comercialmente puro (TiG4 ASTM F67) usado em implantes dentários em contato com as ligas CoCr ASTM F1537 e Ti-6Al-4V ASTM F136 usadas como componentes protéticos das próteses implantossuportadas. Fez-se a medida de potencial de circuito aberto e amperometria de resistência zero. Como eletrólito foi utilizada a solução NaCl 0,9%. Os resultados obtidos mostraram que o uso dessas ligas nesta solução de NaCl 0,9% não apresentaram geração de corrente galvânica.

Palavras-chave: Corrosão galvânica, Ligas de Titânio, Liga CoCr, Biomateriais.

1. Introdução

Diferentes materiais metálicos são utilizados como biomateriais. O material mais utilizado em implantes dentários é o titânio e suas ligas devido às suas excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade fisiológica e resistência à corrosão [1].

O titânio comercialmente puro (Ti cp) possui propriedades excelentes, destacando – se, principalmente, a adequada resistência mecânica, alta resistência à corrosão em ambientes corpóreos, a formação espontânea de uma camada de óxido de Titânio com alta biocompatibilidade, que facilita a adesão de células osteoblásticas [2].

O Ti cp tem alta reatividade com o oxigênio. Quando o titânio é exposto à atmosfera, é rapidamente oxidado, formando uma camada de óxido passiva sobre a sua superfície. Esta camada de óxido determina as propriedades químicas, a resistência à corrosão e a química de interface do metal [1].

Os pilares, que conectam a coroa aos implantes, são componentes fabricados com diferentes metais. As ligas utilizadas como pilares, são ligas de Ag-Pd, ligas de Co-Cr, liga Ti-6Al-4V, Ti cp, essas ligas têm boas propriedades mecânicas. No entanto, quando as ligas de ouro-paládio, cobalto cromo e liga de titânio (Ti-6Al-4V) são acopladas aos implantes dentários de titânio pode ocorrer corrosão galvânica [2,3,4].

O ambiente oral é particularmente propício à corrosão. O processo corrosivo é principalmente de natureza eletroquímica e a saliva natural funciona como um eletrólito. Além disso, variações de temperatura, variações de pH, presença de íons fluoretos, biofilme, os esforços mecânicos, potencializam o processo de corrosão no ambiente fisiológico [4,5,6,7,11,12].

Uma questão relacionada ao uso de materiais metálicos na odontologia é a possibilidade de ocorrer fenômenos de corrosão galvânica. A corrosão galvânica ocorre quando ligas diferentes são colocadas em contato direto dentro dos tecidos ou cavidade oral. A interação de ligas diferentes pode levar à formação de uma célula galvânica, aumentando a quantidade de íons liberados no organismo [5,6,7,8].

A deterioração de materiais metálicos tem efeitos desfavoráveis ao organismo, pois aumenta a liberação de íons metálicos nocivos à saúde, além de comprometer a durabilidade dos materiais e resultar em falhas dos implantes [8].

O exemplo mais frequente de corrosão galvânica oral é a interação de implante dentário e componente protético confeccionado com ligas diferentes, mas também pode ocorrer corrosão galvânica com uma restauração ou prótese em contato físico com amálgama em um dente adjacente, suportes ortodônticos fabricados com fios ortodônticos e brackets com ligas diferentes, entre outros [5,9,10].

Análises eletroquímicas têm sido utilizadas para prever a corrosão de ligas em um par galvânico. A liga que sofre corrosão é a liga menos nobre ou mais ativa. O acoplamento pode produzir um ambiente eletropositivo na interface do implante que pode ter um impacto direto nas condições do tecido, particularmente na reabsorção óssea [4, 6, 13].

Esta pesquisa procurou examinar a resistência à corrosão galvânica do titânio comercialmente puro (TiG4 ASTM F67) usado em implantes dentários em contato com as

ligas CoCr ASTM F1537 e Ti-6Al-4V ASTM F136 usadas como componentes protéticos das próteses implantossuportadas.

2. Materiais e Métodos

Neste trabalho foram utilizadas as ligas comerciais de CoCr ASTM F1537, TiG4 ASTM F67 e a liga Ti-6Al-4V ASTM F136, fornecidas pela empresa Conexão Sistema de Próteses (Arujá, SP).

Os ensaios eletroquímicos realizados foram a medida de potencial de circuito aberto (OCP) e a amperometria de resistência zero (ZRA). Nos ensaios, utilizou-se o equipamento potenciostato/galvanostato da marca AUTOLAB, modelo PGSTAT 204N.

A célula eletroquímica convencional com três eletrodos que foi utilizada. O calamelano foi utilizado como eletrodo de referência, a platina como contra eletrodo, e as amostras estudadas como eletrodos de trabalho. A montagem da célula galvânica foi feita de acordo com a norma ABNT NBR15613-5. As análises foram realizadas em triplicatas por um período de tempo de 24 h.

Para simular a saliva artificial à temperatura ambiente, foram realizadas análises eletroquímicas em eletrólito com solução de NaCl 0,9 %.

3. Resultados

3.1 Medida de Potencial de Circuito Aberto (OCP).

O potencial de equilíbrio entre a superfície metálica e a solução é medido através da medida de potencial de circuito aberto. Na tabela 1 e na figura 1 são apresentados os valores dos potenciais de circuito aberto das amostras metálicas imersas em solução de NaCl 0,9% após 3600 segundos.

Tabela 1. Medidas de OCP em solução de NaCl após 3600s.

Liga metálica	OCP (V)
CoCr F1537	- 0,10562
Ti-6Al-4V F136	-0,23019
TiG4 F67	-0,11008

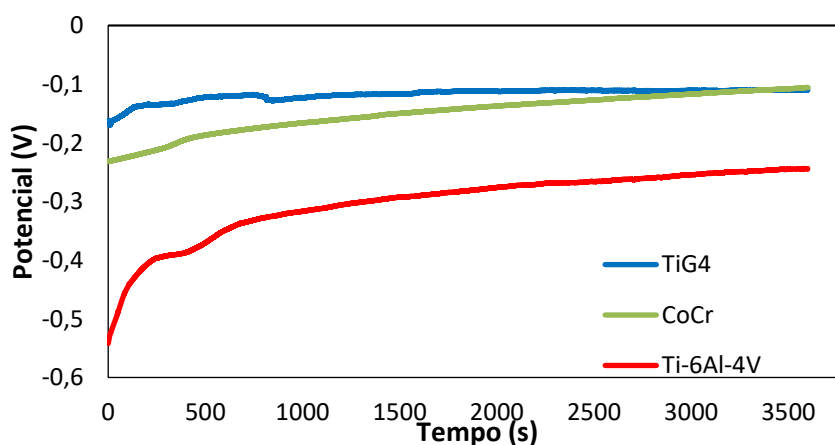


Figura 1. Medidas de potencial de circuito aberto (OCP) em solução de NaCl após 3600 segundos.

Como pode ser observado na Tabela 1 e na figura 1, a liga Ti-6Al-4V F136 apresentou um valor de potencial de circuito aberto mais negativo sugerindo que possui uma menor resistência à corrosão no eletrólito analisado. Contudo, as três ligas mostram uma evolução para valores mais positivos, isso deve a formação do filme passivo na superfície que ao longo do tempo tende a formar uma barreira impedindo processos de oxidação.

3.2 Medidas galvânicas

Para medir a corrente e o potencial galvânico que flui entre dois materiais, é utilizada a técnica de amperometria de resistência zero (ZRA). As medidas galvânicas foram realizadas com o intuito de analisar se as ligas quando acopladas produzem corrente galvânica. Na Figura 2 mostra a evolução do potencial dos pares galvânicos imersos em solução de NaCl 0,9% durante 865 s, 21600s, 43200 s (12 h), 64800 (18 h) e 86400 s (24 h).

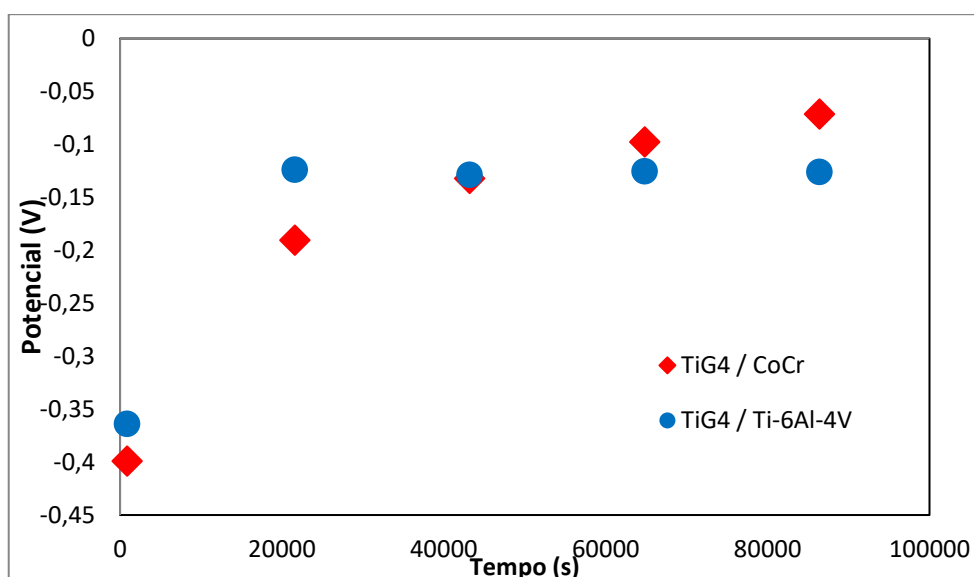


Figura 2. Medidas do potencial dos pares galvânicos imersos em solução de NaCl 0,9% durante 865 s, 21600s, 43200 s (12 h), 64800 (18 h) e 86400 s (24 h). Pares galvânicos: TiG4 F67/CoCr F1537 e o TiG4 F67/Ti-6Al-4V F136.

Na figura 1 observa-se a evolução do potencial dos pares galvânicos, observa-se que os potenciais de ambos os pares galvânicos apresentaram uma progressão para valores mais próximos de zero, indicando menor probabilidade de ocorrência de corrosão galvânica entre os pares.

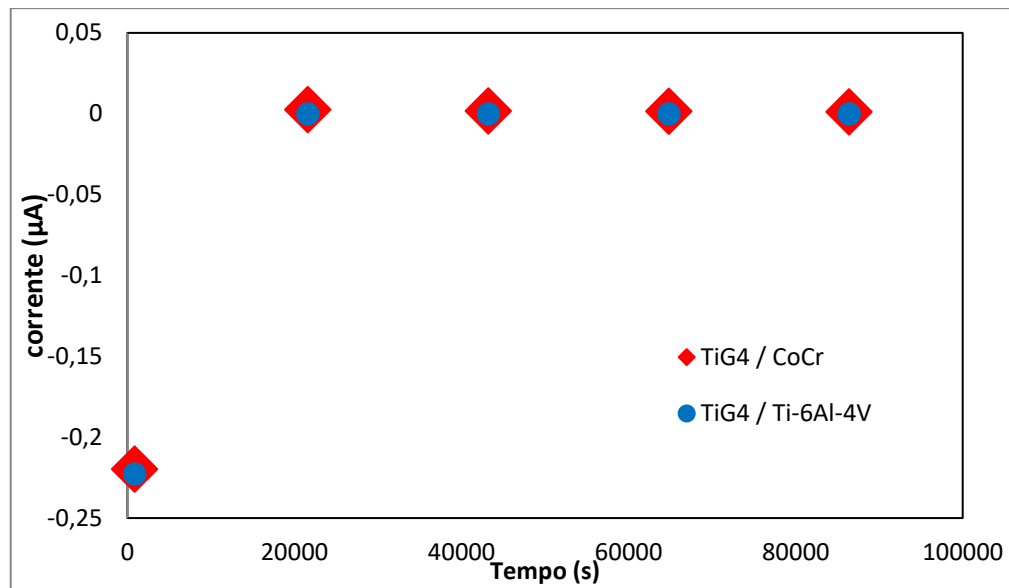


Figura 3. Medidas de corrente galvânica dos pares imersos em solução de NaCl 0,9% durante 865 s, 21600s, 43200 s, 64800 s e 86400 s. Pares galvanicos: TiG4 F67/ CoCr F1537 e o TiG4 F67/Ti-6Al-4V F136.

Na figura 3 são apresentados os valores das correntes galvânicas dos pares TiG4 F67/CoCr F1537 e TiG4 F67/Ti-6Al-4V F136 imersos em solução de NaCl 0,9% durante 865 s, 21600s, 43200 s, 64800 s e 86400 s. Observa-se que ambos os pares galvanicos após 24 horas não apresentaram valores de correntes galvânicas significativos. Esse comportamento é causado pela formação do filme passivo, que se forma em ambos os materiais e atua como uma barreira, reduzindo a troca de elétrons. Isso porque as ligas estudadas são ligas que formam óxidos estáveis que necessitam de uma maior agressividade do sistema, como variação de pH para que ocorra um aumento na liberação de íons. Como, encontrado na literatura os íons de flúor e o ambiente com pH mais ácido tende aumentar a corrosão de ligas de titânio e consequentemente aumento a corrosão galvânica (Soares et al, 2021).

4. Conclusão

Os resultados deste trabalho mostraram que as ligas estudadas possuem alta resistência à corrosão como resultado da formação de uma camada passiva. Além disso, os pares galvanicos não apresentaram geração de corrente significativas, pois as ligas analisadas são ligas que formam óxidos estáveis, e que necessitam de uma maior agressividade do sistema, como variação de pH para que ocorra um aumento na liberação de íons.

Com isso, como sugestão de trabalhos futuros, sugerimos pesquisas para analisar o comportamento galvânico desses pares galvanicos com uma variação de pH do eletrólito e também com adição de íons de flúor.

Agradecimentos

Agradecemos a agência de fomento CNPq pelos recursos financeiros destinados ao programa de bolsa e à execução deste projeto e a empresa CONEXÃO LTDA pelo fornecimento das amostras.

Referências

1. TAHER, N. M., AL JABAB, A. S. Galvanic corrosion behavior of implant suprastruture dental alloys. *Dental Materials*: 19: 54-59, 2003.
2. MÁXIMO, F.S., ELIAS, C.N. et al. Análise da superfície e osseointegração de implantes dentários com superfícies biomiméticas contendo Ca, Mg e F. *Revista Matéria*. ISSN 1517-7076 artigo 11691, pp.196-203, 2016.
3. SOARES, F.M.S., ELIAS, C.N. et al. Galvanic Corrosion of Ti Dental Implants Coupled to CoCrMo Prosthetic Component. *Interbational Journal of Biomaterials*. Volume 2021, Article ID 1313343, 2021.
4. MELLADO-VALERO, A., MUNÓZ, A. I. et al. Electrochemical behaviour and galvanic effects of titanium implants coupled to metallic suprastructures in artificial saliva. *Materials*. Vol. 11, no. 1, 2018.
5. CISZEWSKI, A., BARANIAKA, M. et al. Corrosion by galvanic coupling between amalgam and different chromium-based alloys. *Dental Materials*. 23: 1256–1261, 2007.
6. TAHER, N.M, AL JABAB, A.S. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dental Materials*;19:54–59, 2003.
7. SUTOW, E.J., MAILLET, W.A., TAYLOR, J.C., HALL, G.C. In vivo galvanic currents of intermittently contacting dental amalgam and other metallic restorations. *Dental Materials*. 20:823–31, 2004.
8. HANAWA, T. Metal ion release from metal implants. *Materials Science Engineering C*, v. 24, p. 745- 752, 2004.
9. KAROV, J., HINBERG, I. Galvanic corrosion of selected dental alloys, *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 28, p. 212 – 219, 2001.
10. GIOKA, C., BOURAUUEL, C. et al. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dental Materials* 20, 693–700, 2004.
11. TOUMELINCHEMLA, F.; ROUELLE, F.; BURDAIRON, G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J. Dent*. 24, 109–115, 1996.
12. NAKAGAWA, M., MATSUYA, S., SHIRAISHI, T., OHTA, M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. *J. Dent. Res*. 78, 1568–1572, 1999.
13. LUCAS, L. C., LEMONS, J. E. Biodegradation of restorative metallic system. *Adv Dent Res*; 6: 32-37, 1996.