

# AVALIAÇÃO ELETROQUÍMICA DA CORROSÃO POR ATRITO NA INTERFACE MODULAR CABEÇA-CONE DE PRÓTESE DE QUADRIL DE AÇO INOXIDÁVEL UNS S31673

\*

*Claudio Teodoro dos Santos<sup>1</sup>  
Clarisse Ribeiro Guimarães<sup>2</sup>  
Wellington Gilbert Fernandes<sup>3</sup>  
Ieda Maria Vieira Caminha<sup>4</sup>  
Maurício de Jesus Monteiro<sup>5</sup>  
Patrícia Ortega Cubillos<sup>6</sup>  
Carlos Rodrigo de Mello Roesler<sup>7</sup>*

## Resumo

As próteses de quadril modulares possuem vantagens em relação as próteses monolíticas, tais como melhor ajuste à anatomia do paciente e a possibilidade de se utilizar materiais diferentes em cada componente para tornar a prótese capaz de suportar melhor as condições de serviço em diferentes partes do corpo humano. Entretanto, as conexões modulares inevitavelmente estão sujeitas à corrosão por atrito, que é favorecida pela entrada de fluido na fresta formada pela conexão e pelo movimento relativo entre as superfícies dos componentes. O presente trabalho teve como objetivo comparar a corrosão por atrito de próteses de quadril modulares pelo método eletroquímico. Foram utilizadas duas próteses iguais de aço inoxidável UNS S31673. Cada prótese foi submetida às seguintes condições de carregamento cíclico:  $F_{\max} = -230$  N,  $F_{\min} = -2300$  N,  $f = 1$  Hz, em solução aquosa 0,90% NaCl. Foram medidos potencial de circuito aberto (OCP) e corrente. Observou-se um deslocamento nítido em OCP e corrente com a aplicação da carga cíclica, o que foi atribuído ao início da corrosão por atrito. Estes deslocamentos foram de 37  $\mu$ A e -51,9 mV na Prótese 1, e de 25  $\mu$ A e -44,9 mV na Prótese 2. Estes resultados indicaram que a Prótese 1 pode ter taxa de corrosão por atrito maior do que a Prótese 2, porém, novos ensaios e uso de técnicas complementares são necessários para se confirmar os resultados desta avaliação eletroquímica.

**Palavras-chave:** Prótese; Eletroquímica; Corrosão; Atrito

## ELECTROCHEMICAL EVALUATION OF FRETTING CORROSION IN THE HEAD-CONE MODULAR INTERFACE OF UNS S31673 STAINLESS STEEL HIP PROSTHESIS

### Abstract

Modular hip prostheses have advantages over monolithic implants such as better fit the anatomy of the patient and the possibility of using different materials in each component to make the prosthesis able to better withstand the service conditions in different parts of the body. However, the modular connections are inevitably subject to fretting corrosion, which is favored by the entry of fluid in the crevice formed by the connection and the relative movement between surfaces of the components. This study aimed to compare the fretting corrosion of modular hip prostheses by electrochemical method. Two identical UNS S31673 stainless steel prostheses were used. Each prosthesis was subjected to the following cyclic loading conditions:  $F_{\max} = -230$  N,  $F_{\min} = -2300$  N,  $f = 1$  Hz, in 0.90% NaCl aqueous solution. Open circuit potential (OCP) and current were measured. A clear displacement in OCP and current was observed with the application of the cyclic load, which was attributed to

the beginning of the fretting corrosion. These displacements were 37  $\mu\text{A}$  and -51.9 mV in Prosthesis 1, and 25  $\mu\text{A}$  and -44.9 mV in Prosthesis 2. These results indicated that the Prosthesis 1 may have a higher fretting corrosion rate than the Prosthesis 2, however, new tests and use of complementary techniques are necessary to confirm the results of this electrochemical evaluation.

**Keywords:** Prosthesis; Electrochemical evaluation; Corrosion; Fretting.

- <sup>1</sup> *Engenheiro de Materiais, D.Sc.,tecnologista, DIEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*
- <sup>2</sup> *Engenharia Química, graduando, bolsista, DIEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*
- <sup>3</sup> *Engenharia de Produção, graduando, técnico, DIEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*
- <sup>4</sup> *Engenheira Metalúrgica, D.Sc.,tecnologista, DIEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*
- <sup>5</sup> *Engenheiro Mecânico, D.Sc.,tecnologista, DIEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*
- <sup>6</sup> *Engenheira de Materiais, D.Sc., pesquisadora, LEBm, HU, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil.*
- <sup>7</sup> *Engenheiro Mecânico, D.Sc., professor, LEBm, HU, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil.*

## 1 INTRODUÇÃO

A prótese de quadril é utilizada para recuperar a função da articulação do quadril quando esta é perdida por ocorrência de trauma, doença ou para amenizar dor decorrente de processo inflamatório crônico que não responda a tratamentos convencionais [1].

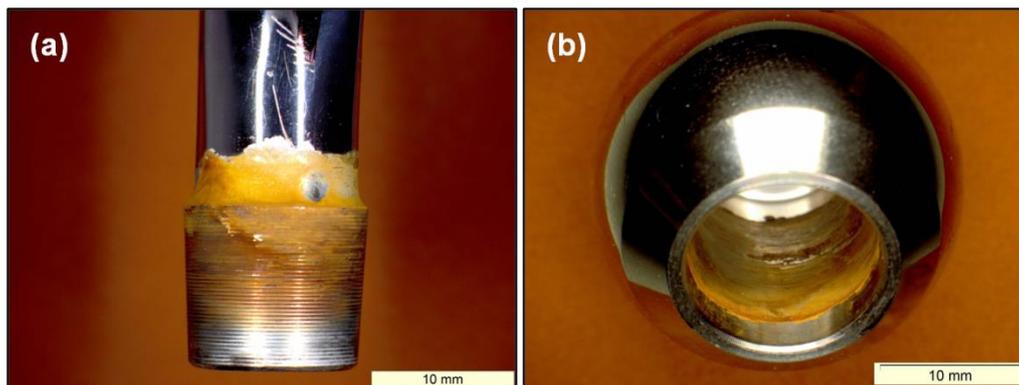
A prótese de quadril do tipo modular tornou-se muito utilizada porque proporciona uma melhor adaptação à anatomia do paciente, já que é possível combinar componentes de diferentes tamanhos, tipos e materiais. Este tipo de prótese geralmente é formada por três componentes básicos: (1) haste femoral; (2) cabeça femoral (que substitui a cabeça do fêmur); (3) acetábulo, normalmente fabricado em metal com a região interna de polietileno de altíssima densidade (UHMWPE), cerâmica ou metal [2].

A conexão modular haste-cabeça da prótese de quadril normalmente consiste de uma junção cônica metal-metal onde a haste femoral possui uma ponta cônica e a cabeça femoral tem o furo para encaixe, conforme pode ser visto na Figura 1.



**Figura 1.** Prótese de quadril: conjunto haste-cabeça.

As próteses podem variar de fabricante para fabricante em termos dos ângulos do cone da haste e furo da cabeça, tolerâncias, rugosidade, material, diâmetros dos cones e presença de “saia” na cabeça [3]. Os materiais metálicos utilizados nestas próteses precisam ter boa biocompatibilidade, resistência mecânica, resistência à abrasão e resistência à corrosão. Estes materiais contam com a formação de um filme passivo que impede o processo de corrosão. O filme consiste de um óxido que se forma espontaneamente na superfície do metal, evitando o transporte de íons e elétrons [4]. Entretanto, quando os componentes desta prótese são encaixados eles inevitavelmente formam fresta na conexão, o que pode ocasionar a chamada corrosão por fresta mecanicamente assistida ou corrosão por atrito, que é um processo de corrosão que ocorre devido à formação de fresta combinada com o atrito nas interfaces metálicas submetidas ao movimento relativo [3]. Esta corrosão está associada à ação combinada da remoção mecânica do filme passivo protetor devido ao atrito, e à corrosão da superfície exposta do metal, com a consequente liberação de produtos de corrosão, conforme mostrado na Figura 2. Ainda não se sabe exatamente quais modificações de design, material ou superfície podem minimizar ou eliminar a corrosão por atrito sem a necessidade de se eliminar a própria conexão modular.



**Figura 2.** Corrosão no cone (a) e cabeça (b) de uma prótese de quadril de aço inoxidável após ensaio de fadiga de longa duração ( $10^7$  ciclos) em solução salina. Fonte: autoria própria (INT/LACPM).

A corrosão de uma prótese metálica no corpo humano é indesejável por duas razões principais: ela pode reduzir a integridade estrutural da prótese e a liberação de íons e partículas geralmente ocasiona alergias crônicas, reações inflamatórias ou outras reações tóxicas no corpo, o que pode levar à necessidade da cirurgia de revisão, aumentando o sofrimento do paciente e os custos do tratamento [5]. A cirurgia de revisão pode ter o dobro do custo da cirurgia primária, em razão das complicações associadas à fixação do material e qualidade óssea do paciente [2,6]. O ideal é que a liberação de íons e partículas permaneça num nível satisfatoriamente baixo ao longo do tempo em serviço [7].

Ensaio que possibilitam avaliar a corrosão por atrito são extremamente importantes para prever o desempenho das próteses em serviço. Além disso, eles permitem comparar diferentes materiais, designs, rugosidades e acabamento superficial, especialmente na fase de projeto da prótese.

A norma ABNT NBR 15670-4 (*Implantes para ortopedia – Prótese ortopédica modular – Parte 4: Procedimento para ensaio de corrosão por atrito (fretting) da interface da conexão cabeça-cone de próteses de quadril*) descreve dois métodos complementares para a avaliação da corrosão por atrito em próteses de quadril modulares. O Método I se baseia na avaliação simultânea da estabilidade mecânica, liberação de partículas e análise dos danos nas superfícies dos componentes.

A aplicação da carga cíclica pode ocasionar a falha mecânica da prótese, que é favorecida pela agressividade do meio fisiológico artificial utilizado no ensaio. A quantidade de danos é medida pela massa das partículas liberadas na solução e pela caracterização visual e microscópica da corrosão nas superfícies do furo da cabeça e do cone da haste.

Já o Método II descreve um ensaio de curta duração para a avaliação da corrosão por atrito da conexão modular. Este método é dividido em dois procedimentos que podem ser utilizados para a avaliação eletroquímica das próteses. Eles fornecem medidas semiquantitativas das taxas de corrosão por atrito.

O Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais do Instituto Nacional de Tecnologia (LACPM/INT), com o apoio direto do Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (LEBm/UFSC), desenvolveu grande experiência na realização de ensaios de corrosão por atrito pelo Método I. Recentemente, o LACPM implantou também o Método II para iniciar um estudo eletroquímico comparativo de próteses de quadril nacionais e importadas, visando com isso complementar os resultados obtidos em dois projetos anteriores, financiados pelo Ministério da Saúde, nos quais foram realizados ensaios pelo Método I. Como primeira etapa deste estudo foi prevista a

realização de ensaios de corrosão por atrito pelo Método II em próteses iguais, com o objetivo de se quantificar a diferença entre os resultados, uma vez que isto permitirá estimar a contribuição do erro experimental no estudo comparativo subsequente. Neste contexto, o presente artigo apresenta os resultados da comparação de desempenho em corrosão por atrito de duas próteses de quadril idênticas, ambas fabricadas em aço inoxidável. Cabe ressaltar que este trabalho é uma continuação dos trabalhos anteriores [8,9] apresentados no Congresso Anual da ABM, nos quais foram caracterizadas a composição química e a microestrutura do aço inoxidável destas próteses.

## 2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O sistema para medida de corrosão por atrito de próteses de quadril foi montado seguindo as recomendações da norma ABNT NBR 15670-4. O ambiente de ensaio simula o meio agressivo do corpo humano, de modo que os resultados podem ser próximos aqueles observados em próteses removidas de pacientes após a falha ou rejeição.

A célula eletroquímica foi preparada em uma cuba cilíndrica de acrílico preenchida com cerca de 1 L de solução 0,90% de NaCl (Alphatec, 99,5%) em água destilada (meio fisiológico artificial), contendo um eletrodo de referência de Ag/AgCl (Analion, R-684), um contra-eletrodo (CE) de aço inoxidável UNS S31673 e o eletrodo de trabalho (WE), que neste caso consiste do corpo de prova, ou seja, de uma prótese de quadril modular, conforme mostrado esquematicamente na Figura 3. Foram utilizadas duas próteses de quadril de aço inoxidável UNS S31673 (conjunto haste-cabeça). Ambas foram produzidas por um fabricante brasileiro, são do mesmo modelo, porém, de lotes diferentes. As características técnicas da prótese são mostradas na Tabela 1. A marca e o modelo da prótese não serão apresentados, uma vez que as próteses foram adquiridas no mercado e não houve pedido de autorização para a publicação dos respectivos nomes. As próteses serão denominadas simplesmente de Prótese 1 e 2 neste trabalho. O aço inoxidável austenítico UNS S31673 é muito utilizado em implantes cirúrgicos devido ao seu baixo custo e propriedades adequadas para esta aplicação. A Tabela 2 mostra a composição nominal do aço UNS S31673, conforme indicado pela norma ASTM F138.

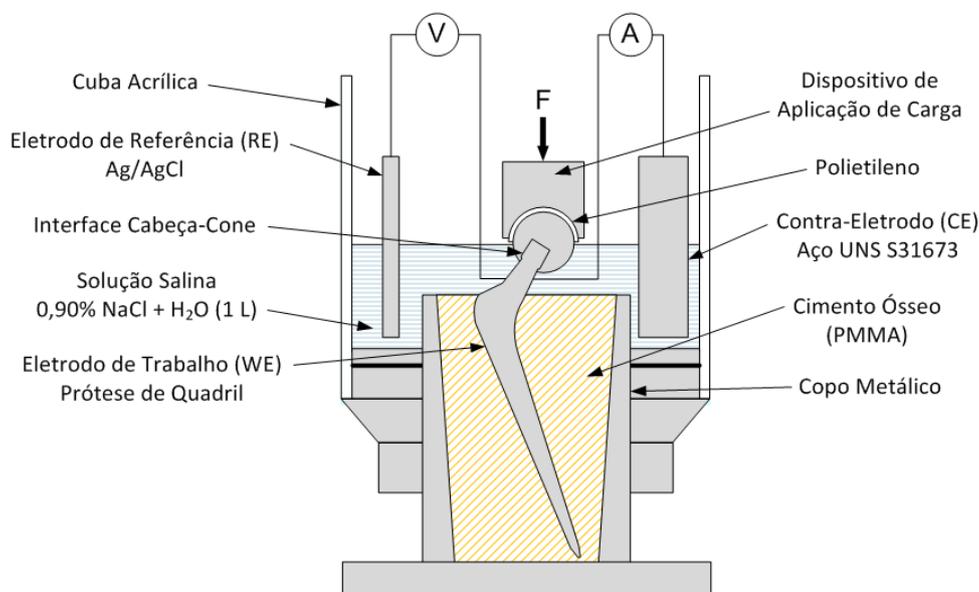
**Tabela 1.** Características técnicas da prótese de quadril avaliada.

<b>Material</b>	Aço inoxidável austenítico
<b>Especificação</b>	UNS S31673
<b>Normas</b>	ASTM F138 / ISO 5832-1
<b>Tipo da haste</b>	Cimentada
<b>Acabamento superficial da haste</b>	Polida
<b>Comprimento da haste (mm)</b>	150
<b>Diâmetro do cone da haste (mm)</b>	12/14
<b>Diâmetro da cabeça (mm)</b>	28

**Tabela 2.** Composição química nominal do aço inoxidável UNS S31673.

Elemento	UNS S31673 (% em peso)
C	0,08 máx.
Si	0,75 máx.
Mn	2 – 4,25
Ni	9,0 – 11,0
Cr	19,5 – 22,0
Mo	2,0 – 3,0
Nb	0,25 – 0,8
S	0,010 máx.
P	0,025 máx.
Cu	0,25 máx.
N	0,25 – 0,5
Fe	Balanço

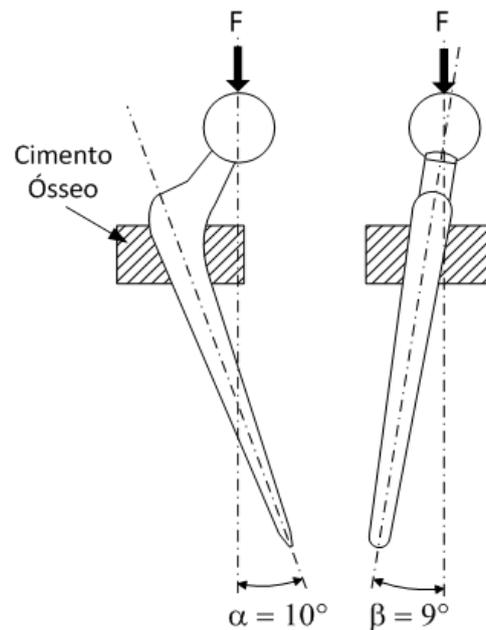
Fonte: Norma ASTM F138.



**Figura 3.** Desenho esquemático da célula eletroquímica montada para o ensaio de corrosão por atrito na interface cabeça-cone de próteses de quadril.

Para os ensaios, a cabeça modular foi encaixada à haste com a aplicação de uma carga de 2,0 kN, utilizando a máquina Instron, modelo 3382. O encaixe da cabeça foi realizado com o molhamento prévio das superfícies da região de conexão com a solução salina, simulando assim a condição de “pior caso”, ou seja, o caso em que o meio agressivo penetra na fresta do cone durante período em serviço da prótese e assim contribui para o início e continuidade do processo de corrosão.

Para posicionar e suportar a prótese para a aplicação da carga mecânica cíclica foi realizado o embutimento em cimento ósseo de polimetilmetacrilato (PMMA) da marca Dencril. A prótese foi embutida nas orientações indicadas pela norma ABNT NBR ISO 7206-6 (*Implantes para cirurgia – Próteses parcial e total de articulação de quadril; Parte 6: Determinação de propriedades de fadiga da região de colo de hastes femorais*), com as angulações  $\alpha=10^\circ$  e  $\beta=9^\circ$ , conforme mostrado na Figura 4. O embutimento foi feito no modo proximal, elevando o nível do cimento próximo ao nível do pescoço da haste.



**Figura 4.** Posicionamento da prótese para o ensaio de fadiga da região de colo da haste, conforme norma ABNT NBR ISO 7206-6.

O aparato foi montado no sistema de carregamento mecânico da máquina servo-hidráulica Instron, modelo 8872, com célula de carga de 25 kN e equipada com dispositivos de ensaio de prótese de quadril. Uma carga cíclica senoidal foi aplicada à cabeça femoral da prótese com as seguintes condições: carga mínima de -2300 N e máxima de -230 N (razão de carga,  $R = 10$ ) e frequência de 1 Hz, conforme as recomendações da norma ABNT NBR 15670-4. A Figura 5 mostra a célula eletroquímica montada no sistema de carregamento mecânico da máquina servo-hidráulica.



**Figura 5.** Célula eletroquímica montada na máquina servo-hidráulica.

Para monitoramento do potencial de circuito aberto (OCP) e corrente da prótese durante os ensaios foi utilizado o potenciostato Metrohm Autolab, modelo PGSTAT302N. No caso do OCP, a leitura foi realizada utilizando o módulo opcional de ruído eletroquímico (ECN) existente no potenciostato. Os dados foram coletados pelo software NOVA 2.1 da Metrohm, instalado no computador de aquisição.

Os ensaios foram realizados em temperatura ambiente (~25 °C) e o pH da solução, medido com papel indicador (Merk) no início e fim do ensaio, ficou entre 6 e 7 em todos os ensaios.

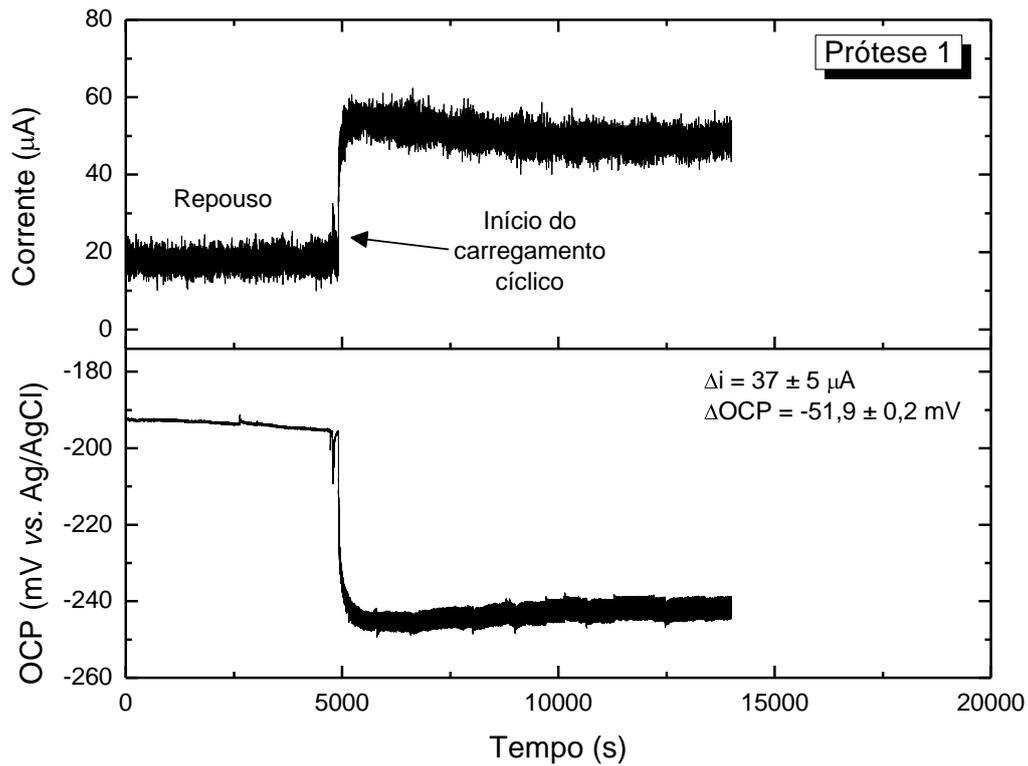
### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas Figuras 6 e 7 são mostrados os resultados do ensaio de corrosão por atrito das Próteses 1 e 2, respectivamente. Com o início do carregamento cíclico, ocorre um deslocamento abrupto nas curvas de corrente e OCP. Este deslocamento indica o início da corrosão por atrito, que é a ação combinada de abrasão do filme passivo e de alterações químicas no interior da fresta formada na conexão cabeça-cone.

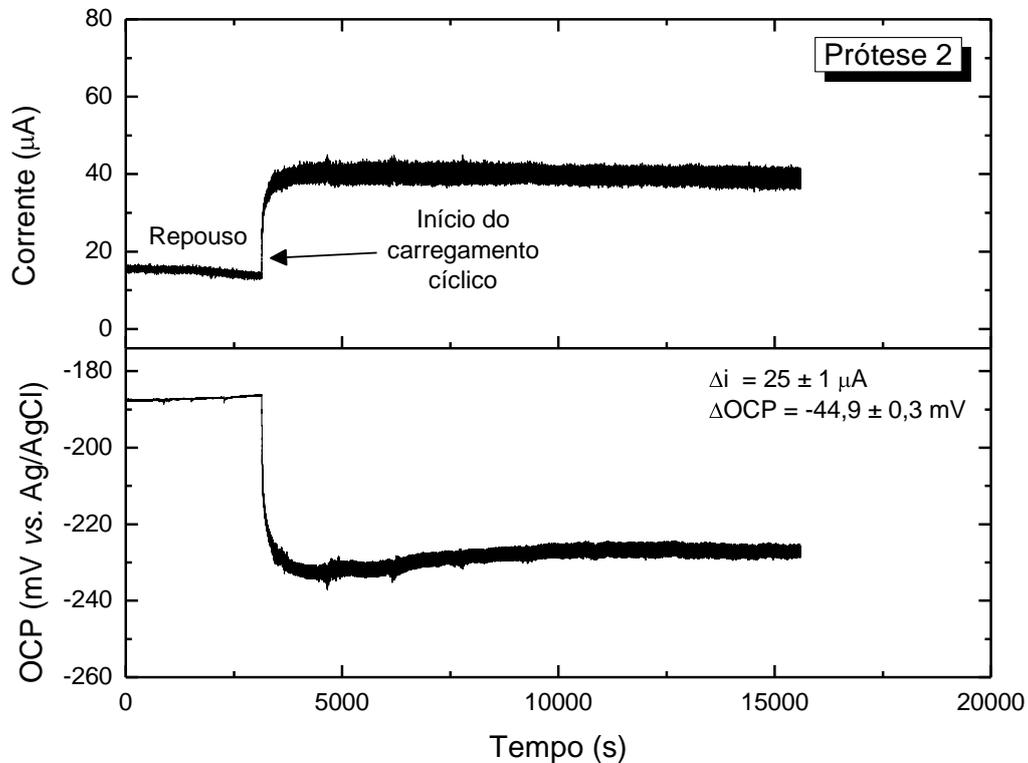
Gilbert e Jacobs [3] propuseram uma explicação para o mecanismo de corrosão por atrito que ocorre nesta conexão. De acordo com estes autores, a carga mecânica induz elevadas tensões de cisalhamento e compressão nas superfícies do cone e da cabeça, que são suficientes para romper o filme de óxido passivo. Com a ciclagem da carga, o filme passa a ser constantemente rompido pelo processo de atrito. A ruptura do filme expõe o metal diretamente ao meio agressivo, ocasionando a sua dissolução iônica:  $(M \rightarrow M^{n+} + né)$ . Por outro lado, a elevada força motriz de formação do filme de óxido passivo induz a hidrólise do meio aquoso, de acordo com a seguinte equação:  $M + H_2O \rightarrow MO + 2H^+ + 2é$  [3].

Estes dois processos geram elétrons e alteram o potencial da prótese, ocasionando o deslocamento observado nas Figuras 6 e 7. De fato, o aumento da corrente com o atrito se deve à diferença de potencial que é criada entre a prótese sofrendo atrito e o contra-eletródo em repouso.

Na corrosão por atrito, o fluido ingressa na fresta e a própria fresta contribui para modificar a composição química do meio (aumento de  $[Cl^-]$  e redução de pH), tal como na corrosão por fresta. Porém, em ligas que formam camada de óxido passiva, tal como o aço inoxidável, esta alteração de composição do fluido confinado não é suficiente para que o processo de corrosão continue, pois a camada impede a dissolução do metal. Com a contribuição do atrito, ocasionado pelo movimento cíclico em pequena escala entre as superfícies dos componentes, o processo de corrosão torna-se contínuo, o que é evidenciado pelo deslocamento e oscilação observados nas curvas de corrente e OCP. De acordo com Gilbert e Jacobs [3], como o atrito torna o potencial mais negativo, ele pode ter o efeito de reduzir a espessura e a estabilidade da camada de óxido que se reforma na superfície da prótese toda. Conseqüentemente, o filme de óxido torna-se menos capaz de resistir ao ataque corrosivo, resultando em corrosão em larga escala e corrosão localizada, as quais geralmente são observadas em próteses removidas de pacientes.



**Figura 6.** Prótese 1 – variação do potencial eletroquímico e corrente em função do tempo de ensaio e do carregamento mecânico cíclico.



**Figura 7.** Prótese 2 – variação do potencial eletroquímico e corrente em função do tempo de ensaio e do carregamento mecânico cíclico.

Os deslocamentos na corrente e OCP no início do carregamento cíclico, mostrados nas Figuras 6 e 7, foram de  $37 \pm 5 \mu\text{A}$  e  $-51,9 \pm 0,2 \text{ mV}$  na Prótese 1, e de  $25 \pm 1 \mu\text{A}$  e  $-44,9 \pm 0,3 \text{ mV}$  na Prótese 2. Nota-se que o ruído foi maior na curva de corrente da Prótese 1 (Figura 6). O menor ruído observado nos resultados da Prótese 2 se deve ao maior período de repouso em que permaneceu a célula eletroquímica antes do início do ensaio, proporcionando uma medida mais estável. Os valores médios de corrente e OCP na condição de repouso foram de  $17 \pm 3 \mu\text{A}$  e  $-193,3 \pm 0,1 \text{ mV}$  na Prótese 1 e de  $14,8 \pm 0,5 \mu\text{A}$  e  $-187,0 \pm 0,2 \text{ mV}$  na Prótese 2, respectivamente. Em carregamento, os valores médios foram de  $54 \pm 2 \mu\text{A}$  e  $-245,2 \pm 0,1 \text{ mV}$  na Prótese 1, e de  $40,1 \pm 0,5 \mu\text{A}$  e  $-231,88 \pm 0,09 \text{ mV}$  na Prótese 2.

As Figuras 8 e 9 mostram ampliações nas escalas de corrente e OCP num intervalo de 10 s durante o carregamento para as Próteses 1 e 2, respectivamente. Nestas figuras é possível observar como a corrente e o OCP variam em função da ciclagem mecânica. Nota-se que há uma oscilação periódica com frequência de 1 Hz nas curvas, o que corresponde exatamente à frequência de oscilação da carga mecânica, indicando que esta tem influência direta no comportamento da corrente e OCP. Isto pode ser visto mais claramente na Prótese 2, cujas duas curvas foram regulares. Enquanto que na Prótese 1, percebe-se que o comportamento da corrente foi irregular, possivelmente devido ao menor período de estabilização da célula antes do início da medida.

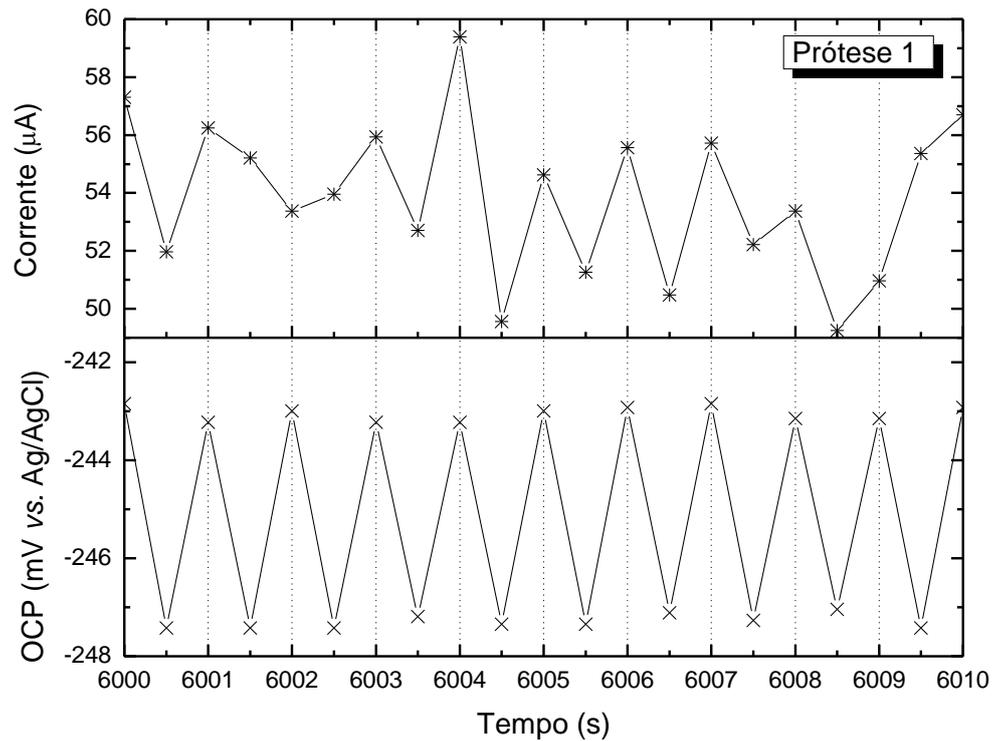
Nos intervalos de tempo mostrados nas Figuras 8 e 9, a amplitude média de variação da corrente foi de  $1,5 \pm 2 \mu\text{A}$  na Prótese 1 e de  $2,0 \pm 0,5 \mu\text{A}$  na Prótese 2. O elevado desvio na corrente média na Prótese 1, embora indique que a média não possui sentido físico, reflete o comportamento irregular mostrado na Figura 8. A amplitude média do OCP foi de  $2,1 \pm 0,2 \text{ mV}$  na Prótese 1, e de  $1,8 \pm 0,1 \text{ mV}$  na Prótese 2.

Outro aspecto importante que pode ser observado mais claramente na Figura 9 é que a corrente e o OCP apresentam perfis opostos, ou seja, quando o potencial é mínimo a corrente é máxima. Este comportamento cíclico da corrente e do OCP é um indicativo de que o filme de óxido passivo é constantemente removido e restaurado no processo.

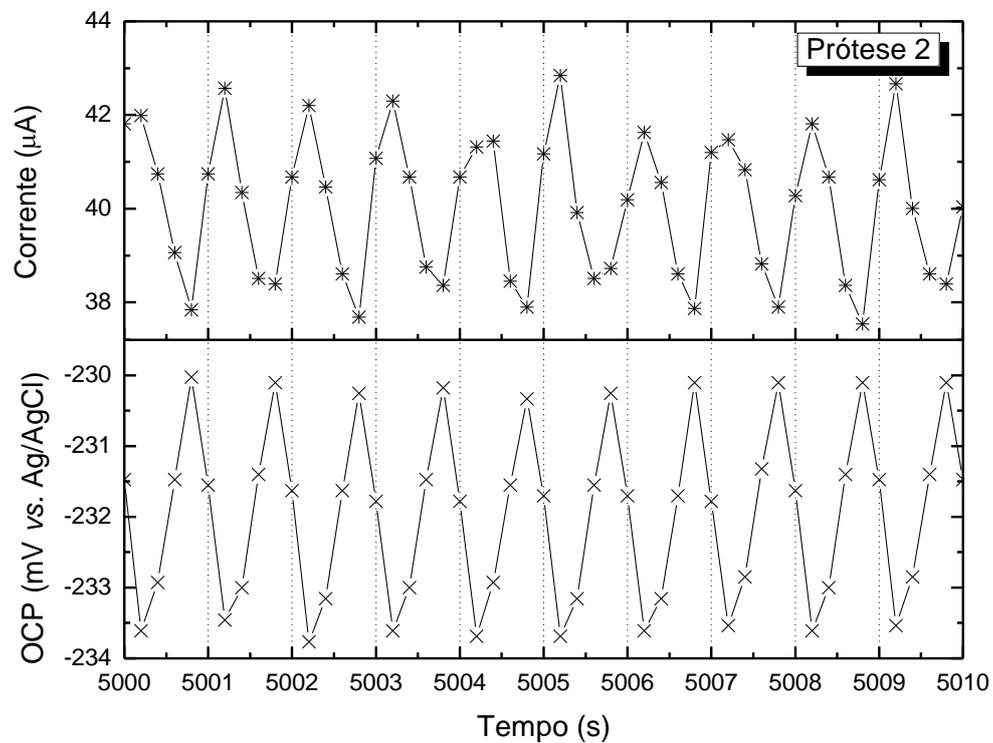
O perfil de oscilação da curva de potencial é similar ao da carga mecânica (não mostrado), ou seja, quando a carga atinge seu valor mínimo ( $F_{\min} = -2300 \text{ N}$ ), o potencial também é mínimo, e neste instante a corrente é máxima. Este comportamento está em concordância com o mecanismo proposto por Gilbert e Jacobs [3], descrito anteriormente.

O maior  $\Delta\text{OCP}$  e  $\Delta i$  e maior amplitude de variação do OCP da Prótese 1 indicam que esta pode ter taxa de corrosão por atrito maior do que a Prótese 2, porém, as diferenças também podem estar associadas a erro sistemático experimental ou são devido a pequenas diferenças de composição entre próteses de lotes diferentes. Portanto, novos ensaios e uso de técnicas complementares são necessários para se confirmar os resultados desta avaliação eletroquímica.

A realização de análises da composição química dos componentes e análises visuais e microscópicas dos danos nas superfícies do cone da haste e furo da cabeça é fundamental para uma caracterização mais completa das próteses e entendimento das diferenças em comportamento nos ensaios. Estas análises ainda não foram realizadas.



**Figura 8.** Prótese 1 – Efeito da ciclagem mecânica no comportamento das curvas de corrente e OCP. A corrente apresentou oscilação irregular.



**Figura 9.** Prótese 2 – Efeito da ciclagem mecânica no comportamento das curvas de corrente e OCP. Neste caso, a oscilação da corrente foi regular.

## 4 CONCLUSÃO

Foi observado um deslocamento significativo na corrente e potencial com a aplicação da carga cíclica devido à corrosão por atrito. Estes resultados indicaram que a Prótese 1 pode ter taxa de corrosão por atrito maior do que a Prótese 2, porém, novos ensaios e uso de técnicas complementares são necessários para se confirmar os resultados desta avaliação eletroquímica.

## Agradecimentos

**Agradecemos ao CNPq pela concessão da bolsa PIBIC. À Metrohm do Brasil e seus especialistas Jonas Motte Nogueira, André Guimarães de Oliveira, Paula Gimenes Machado e Vinícius Santos pelo suporte técnico. Ao prof. Dr. Jeremy L. Gilbert (Clemson University - MUSC) e prof. Dr. Ivan Bastos (UERJ) pelas informações que contribuíram para a montagem e teste do sistema de medida. Ao Dr. Javier Alejandro Carreno Velasco e Rodrigo Vieira Landim (INT/LAH2S) pelas sugestões e ajuda na preparação dos contra-eletrodos. Ao Dr. Jorge Arturo Hinostroza Medina por também contribuir com este trabalho.**

## REFERÊNCIAS

1. Simioni S. Manual da qualidade de implante em artroplastia de quadril. 1st ed. Curitiba: Champagnat; 2012. 106 p.
2. Rodrigues CVM. Próteses totais de quadril: diagnóstico do panorama nacional e elaboração de diretrizes para as políticas públicas. [Rio de Janeiro-RJ, Brazil]: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2006.
3. Gilbert J, Jacobs J. The Mechanical and Electrochemical Processes Associated with Taper Fretting Crevice Corrosion: A Review. In: Intergovernmental Panel on Climate Change, editor. Modularity of Orthopedic Implants [Internet]. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International; 1997. p. 45-45–15. Available from: <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9781107415324A009>
4. Cohen J. Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants. J Bone Joint Surg Am [Internet]. 1998 Oct;80(10):1554. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9801227>
5. Urban R, Jacobs J, Gilbert J, Rice S, Jasty M, Bragdon C, et al. Characterization of Solid Products of Corrosion Generated by Modular-Head Femoral Stems of Different Designs and Materials. In: Modularity of Orthopedic Implants [Internet]. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International; 1997. p. 33-33–12. Available from: <http://www.astm.org/doiLink.cgi?STP12019S>
6. Arndt ÂBM, Telles JL, Kowalski SC. O custo direto da fratura de fêmur por quedas em pessoas idosas: análise no setor privado de saúde na cidade de Brasília, 2009. Rev Bras Geriatr e Gerontol [Internet]. 2011 Jun;14(2):221–31. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1809-98232011000200004&lng=pt&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1809-98232011000200004&lng=pt&tlng=pt)
7. Chen Q, Thouas GA. Metallic implant biomaterials. Mater Sci Eng R Reports [Internet]. 2015 Jan;87:1–57. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>
8. Cubillos PO, Santos CT dos, Caminha IMV, Monteiro M de J, Abud I de C, Santos VO dos, et al. CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA E MICROESTRUTURAL DE HASTES FEMORAIS MODULARES FABRICADAS EM AÇO INOXIDÁVEL ABNT NBR ISO 5832-9. In: Anais do Congresso Anual da ABM [Internet]. São Paulo: Editora Blucher; 2016. p. 426–35. Available from: <http://abmproceedings.com.br/ptbr/article/caracterizacao-quimica-e-microestrutural-de-hastes-femorais-modulares-fabricadas-em-aco-inoxidavel-abnt-nbr-iso-5832-9>
9. Santos CT dos, Abud I de C, Monteiro M de J, Medina JAH, Fernandes WG, Caminha IMV. COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRECIPITADOS EM IMPLANTES DE QUADRIL FABRICADOS EM AÇO INOXIDÁVEL UNS S31675. In: Anais do Congresso Anual da ABM [Internet]. São Paulo: Editora Blucher; 2017. p. 2831–2831. Available from: <http://abmproceedings.com.br/ptbr/article/comportamento-mecanico-de-precipitados-em-implantes-de-quadril-fabricados-em-aco-inoxidavel-uns-s31675>

