

ANÁLISE *IN VITRO* E *IN SILICO* DE *FRETTING-CORROSION* NA INTERFACE HASTE-CABEÇA E HASTE-CIMENTO DE PRÓTESES DE QUADRIL *

Vinícius Oliveira dos Santos¹
Patricia Ortega Cubillos²
Claudio Teodoro dos Santos³
Wellington Gilbert Fernandes⁴
Ieda Maria Vieira Caminha⁵
Maurício de Jesus Monteiro⁶
Carlos Rodrigo de Melo Roesler⁷

Resumo

O mecanismo de *fretting-corrosion* nas interfaces haste-cabeça e haste-cimento geram íons e partículas metálicas, que podem incrementar a incidência de eventos adversos, como falhas dos implantes ou reações adversas teciduais. Isto tem motivado vários autores a investigarem as causas desse mecanismo em próteses de quadril. O presente trabalho visa identificar qual interface, haste-cabeça ou haste-cimento, é a mais afetada pelo mecanismo de *fretting-corrosion*, bem como as causas deste mecanismo e da diferença de dano entre as interfaces através de análises *in vitro* e *in silico*. Quatro pares de hastes e cabeças femorais foram avaliadas, sendo três pares para análises *in vitro* e um par para reconstrução 3D e análise *in silico*. As análises *in vitro*, ensaio de *fretting-corrosion* e análise do dano, permitiram identificar que o corpo da haste foi a superfície mais afetada pelo mecanismo *fretting-corrosion*, com uma área superior ao identificado na região do cone da haste. A análise *in silico* permitiu identificar que a micromovimentação na interface haste-cimento também foi maior do que na interface haste-cabeça. Uma maior micromovimentação tende a aumentar o dano por *fretting-corrosion*. Portanto, os resultados demonstraram que o dano por *fretting-corrosion* foi superior na interface haste-cimento, possivelmente causado pela maior micromovimentação nessa interface..

Palavras-chave: *fretting-corrosion*; interface haste-cabeça; interface haste-cimento.

IN VITRO AND IN SILICO ANALYSIS OF THE FRETTING-CORROSION IN THE STEM-HEAD AND STEM-CEMENT INTERFACE OF HIP PROSTHESIS

Abstract

The fretting-corrosion mechanism in the stem-head and stem-cement interface generate metallic debris and ions, that can increase the incidence of adverse events, as a failure of the implants or adverse tissue reactions. This has motivated several authors to investigate the causes of this mechanism in hip prosthesis. The present work aims to identify which interface, stem-head or stem-cement, is the most affected by the fretting-corrosion mechanism, as well as the causes of this mechanism and the difference of damage between the interfaces through *in vitro* and *in silico* analysis. Four pairs of femoral stems and heads were evaluated, three pairs for *in vitro* analysis and one pair for 3D reconstruction and *in silico* analysis. The *in vitro* analysis, fretting-corrosion testing, and damage analysis, allowed to identify that the stem body was the surface most affected by fretting-corrosion mechanism, with an affected area higher than the trunnion surface. The *in silico* allows to identify that the micromotion in the stem-cement interface was higher than at the stem-head interface. This high micromotion tends to increase the damage by fretting-corrosion. The results showed that the damage by fretting-corrosion was higher in the stem-cement interface, possibly caused by the higher micromotion in the interface.

Keywords: *fretting-corrosion*; stem-head interface; stem-cement interface.

- ¹ Engenheiro de Materiais, Engenheiro, pesquisador, LEBm, HU, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, SC, Brasil.
- ² Engenheira de Materiais, D.Sc., pesquisadora, LEBm, HU, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, SC, Brasil.
- ³ Engenheiro de Materiais, D.Sc., tecnologista, DEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ⁴ Técnico em Mecânica, tecnologista, DEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ⁵ Engenheira Metalúrgica, D.Sc., tecnologista, DEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ⁶ Engenheiro Mecânico, D.Sc., tecnologista, DEMP, LACPM, Instituto Nacional de Tecnologia (INT), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ⁷ Engenheiro Mecânico, D.Sc., professor, LEBm, HU, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, SC, Brasil.

1 INTRODUÇÃO

O desgaste das interfaces haste-cabeça e haste-cimento ósseo geram íons e partículas metálicas que tendem a levar o implante a falha e revisão da cirurgia de artroplastia total do quadril (ATQ). Estes íons e partículas podem gerar uma série de reações teciduais adversas, tais como inflamação, pseudotumores, osteólise e metalose [1,2]. O processo de degradação de ambas as interfaces está comumente relacionado a relação sinérgica entre corrosão e desgaste por *fretting*, resultando no mecanismo conhecido como *fretting-corrosion* [3]. Contudo, esse mecanismo ocorre por diferentes razões nas interfaces haste-cabeça e haste-cimento.

O mecanismo de *fretting-corrosion* na interface haste-cabeça é considerada como um dos principais responsáveis pela liberação de íons e partículas [4,5]. Durante as atividades diárias do paciente, a superfície de contato haste-cabeça é sujeita a elevados esforços cisalhantes e torcionais, provocando micromovimentações que geram desgaste por *fretting* da superfície de contato de um ou ambos os componentes [6]. O desgaste gerado pelo *fretting* promove uma sucessiva remoção e crescimento da camada passiva, gerando uma variação do potencial de corrosão na região afetada e aumentando a susceptibilidade a corrosão [7]. Além disso, nessa interface também são geradas frestas pelas diferenças geométricas entre os componentes. Nas frestas ocorre o consumo do oxigênio e a queda do pH, induzida pelo aumento da concentração de íons cloretos e fosfatos para balancear os cátions metálicos [8]. O pH dentro da fresta pode facilmente chegar a valores inferiores a 2, tornando assim o ambiente mais favorável a corrosão [6,9,10].

Outros autores consideram o desgaste da interface haste-cimento ósseo como uma das principais causas de revisão de ATQ [3,11,12]. Nessa interface também ocorre micromovimentação relativa entre a haste e o cimento, além da formação de frestas que tendem a ser regiões com baixo pH. O cimento ósseo geralmente possui partículas de dióxido de zircônio radiopacificado e conseguem desgastar a superfície da haste femoral durante a micromovimentação [13]. WILLERT et al. (1996) propõem que partículas metálicas do implante, em conjunto com partículas de polimetilmetacrilato e dióxido de zircônio são acumuladas nas frestas. O movimento relativo dessas partículas abrasivas em relação ao corpo da haste, em conjunto com um meio severamente corrosivo, induz o mecanismo de *fretting-corrosion*.

Os aspectos dimensionais, características do material como composição química, microestrutura e dureza também afetam a resistência do implante ao mecanismo de *fretting-corrosion*. Os estudos de *fretting-corrosion* são realizados em próteses de quadril fabricadas de diversas ligas, entre elas as ligas de cobalto-cromo-molibdênio e aço inoxidável de alto nitrogênio por serem biocompatíveis, resistentes ao desgaste e pela elevada estabilidade química ao meio e carregamento imposto quando implantadas [1,14].

O aumento da incidência de eventos adversos tem motivado vários autores a investigarem as causas de *fretting-corrosion* por meio de análises *in vitro*, através de métodos quantitativos e qualitativos de avaliação do dano gerado no implante [4,11,15–17]. Paralelamente, está sendo utilizado o método de elementos finitos para as análises *in silico* que buscam correlacionar o efeito da tensão de contato e micromovimentação no desgaste dos componentes [18–22]. Apesar disso, atualmente ainda não existe um consenso sobre qual interface, haste-cabeça ou

haste-cimento, é responsável pela maior parcela de liberação de íons e partículas após inserção da prótese no paciente.

Com base no exposto, o presente trabalho visa identificar qual interface, haste-cabeça ou haste-cimento, é a mais afetada pelo mecanismo de *fretting-corrosion*, bem como as causas deste mecanismo e da diferença de dano entre as interfaces através de análises *in vitro* e *in silico*.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo foram avaliadas quatro pares de hastes e cabeças femorais (n=4), sendo três pares (n=3) para análises *in vitro* de *fretting-corrosion* e um par (n=1) para reconstrução 3D e análise *in silico* de tensão de contato e microdeslizamento. As hastes e cabeças foram fabricados com aço inoxidável de alto nitrogênio (ISO 5832-9) e liga de cobalto-cromo-molibdênio (ISO 5832-12), respectivamente. Ambos os componentes possuíam cone tipo 12/14 e superfície polida, exceto na região do cone. O cimento ósseo utilizado foi o normalmente empregado na artroplastia total de quadril cimentada. O pó utilizado para cimentação da haste era constituído em massa por 92,5% de polimetilmetacrilato (PMMA) e 7,5% de dióxido de zircônio (ZrO₂).

2.1 Análises *in vitro* do dano por *fretting-corrosion*

O ensaio de *fretting-corrosion* nos conjuntos de hastes e cabeças foi realizado segundo procedimento recomendado pela norma ISO 7206-4, com duas modificações: foi empregado uma solução aquosa de 9,0 g/L de cloreto de sódio (NaCl) e o ensaio foi prolongado até durante 10 milhões de ciclos. O ensaio foi realizado em uma máquina de teste universal (Instron 8872, EUA), com controle de força, aplicando uma força senoidal de 300 N a 2300 N a uma frequência de 5 Hz. A haste foi posicionada e cimentada de acordo com os requisitos da norma ISO 7206-4 empregando-se cimento ósseo (PMMA) a uma distância de 80 mm do centro da cabeça femoral em relação a região distal da haste e com ângulos de flexão (α) e abdução (β) de 10° e 9°, respectivamente.

Após o ensaio, foram realizadas análises com o estereoscópio na região do cone da haste e do corpo da haste (limitada a região que estava em contato com o cimento) nas posições anterior, medial, posterior e lateral. Foram obtidas imagens nas quatro posições com um estereoscópio (Optika Microscoper SZ-CTV, Itália). A partir destas imagens, foi realizada uma análise quantitativa do dano gerado pelo mecanismo de *fretting-corrosion* através da mensuração da área afetada por *fretting-corrosion* nas quatro posições e a área total do cone da haste ou do corpo da haste. As imagens foram analisadas com o software ImageJ. Os valores expostos correspondem a área relativa (razão entre a área total afetada por *fretting-corrosion* e área total da superfície analisada) e área absoluta (área total afetada por *fretting-corrosion*).

2.2 Análise *in silico* da tensão de contato e microdeslizamento

Para análise *in silico*, a haste e a cabeça foram escaneadas com um scanner 3D (GOM ATOS II, Alemanha) para obtenção da nuvem de pontos e posteriormente foi realizada a reconstrução 3D com o software Siemens UGS NX 9.

A montagem dos componentes foi realizada através do software SolidWorks. O posicionamento da haste no cimento foi de acordo com o executado no ensaio de *fretting-corrosion in vitro*. O posicionamento da cabeça no cone da haste foi determinado a partir de análises dimensionais com uma máquina de medição de coordenadas (Baty, Inglaterra) com o componente separado e montado. O contato inicial entre cabeça-haste e haste-cimento foi considerado sem folga, similar ao realizado por outros autores [20,21].

As análises *in silico* foram realizadas com o software ANSYS. As propriedades dos materiais da haste, da cabeça e o cimento ósseo foram obtidas a partir de dados da literatura (ver Tabela 1), considerando um comportamento isotrópico bilinear.

Tabela 1. Propriedades mecânicas adotadas [23,24].

Componente	Cabeça femoral (liga de Co-Cr-Mo)	Haste femoral (aço inoxidável)	Cimento ósseo
Módulo de elasticidade	210 GPa	193 GPa	17,4 GPa
Coefficiente de Poisson	0,27	0,27	0,35
Tensão de escoamento	850 MPa	700 MPa	48 MPa
Tensão de resistência	1400 MPa	1000 MPa	76 MPa

A malha dos componentes foi elaborada com elementos tetraédricos de segunda ordem, sendo que foram adotados elementos de 1 mm na região de contato entre haste-cabeça e haste-cimento e de no máximo 2 mm distante da região de contato. O coeficiente de atrito adotado para superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento foi de 0,21 e 0,25, respectivamente. Para ambas as superfícies foi implementado a penalização por Lagrangeano aumentado, método de detecção por integração dos pontos de Gauss e a rigidez foi atualizada a cada iteração [18]. O carregamento cíclico foi aplicado até o terceiro ciclo, para estabilização do sistema, sendo avaliado o último ciclo. O critério de convergência foi uma variação inferior a 10% da distância de deslizamento e pressão de contato para ambas as superfícies, sendo que a malha foi refinada a cada repetição até atingir a variação permitida.

2.3 Análise estatística

Para avaliar se existe diferença de dureza entre o cone da haste e a cabeça e entre o cone e o corpo da haste foi adotado um teste *t* bicaudal e um teste *f* para verificar a variância. Para verificação da diferença do dano no cone e corpo da haste foi empregado um teste *t* bicaudal e pareado. O nível de significância foi de 0,05.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Análise *in vitro* de *fretting-corrosion*

As cinco hastes ensaiadas atingiram 10 milhões de ciclos sem fraturar e com uma deflexão inferior a 5 mm. Após o ensaio todas as hastes apresentavam evidências de dano por *fretting-corrosion* nas regiões do corpo e do cone (ver Figura 1).

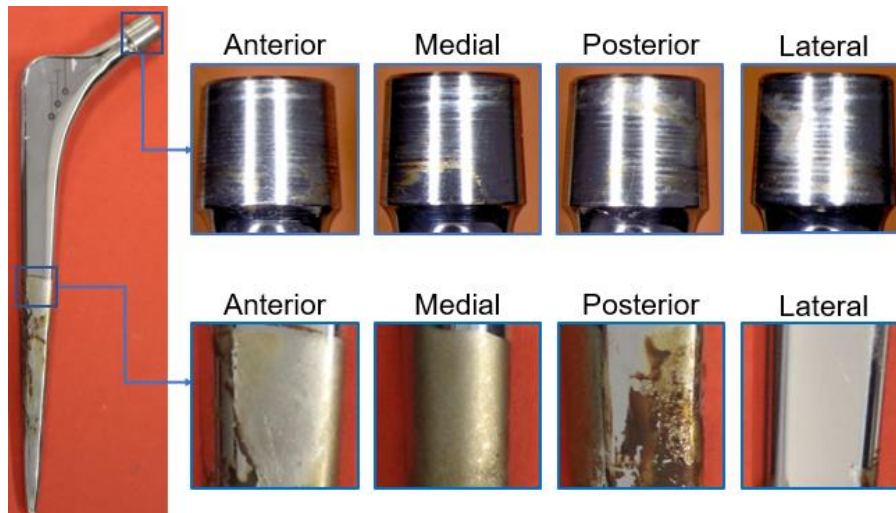


Figura 1 – Haste após o ensaio de *fretting-corrosion* e ampliações a 10x no cone da haste e do corpo.

O cone da haste apresentava evidências de ataque corrosivo em ao menos 10% da área e sinais de desgaste por *fretting* nas quatro regiões analisadas. Em relação as evidências de *fretting*, este tipo de desgaste pode ter sido agravado pela menor dureza do cone da haste em relação a cabeça. O desgaste por *fretting* tende a eliminar sucessivas vezes a camada passiva do cone, possibilitando assim a corrosão do metal [7]. Por outro lado, o fato da haste possuir uma composição química diferente da cabeça pode ter induzido uma maior corrosão no cone da haste por gerar uma maior diferença de potencial e consequentemente induzir a corrosão galvânica [14].

Em relação ao corpo da haste, existem evidências de *fretting-corrosion* em mais de 40% da superfície, principalmente na posição posterior e medial. O desgaste dessa região deve ter ocorrido possivelmente pela redução do pH nas frestas em conjunto com o desgaste pelas partículas abrasivas como óxido de zircônio. Além do mais, as frestas presentes na interface haste-cimento tendem a ser um depósito de partículas metálicas do implante, de polimetilmetacrilato e de dióxido de zircônio [9]. As partículas metálicas originadas do desgaste em conjunto com as partículas de dióxido de zircônio tendem a atuar como um terceiro corpo, induzindo um maior desgaste de ambas as superfícies. Na parte proximal da posição lateral não foi possível identificar algum tipo de dano, possivelmente pela falta de contato durante a aplicação de força cíclica.

Ao quantificar a área afetada por *fretting-corrosion* (ver Figura 2), a diferença entre o dano por *fretting-corrosion* é evidente, sendo que a superfície do corpo da haste possuía uma região afetada significativamente superior a do cone ($p < 0,05$). O corpo da haste possui uma área média afetada por *fretting-corrosion* de 839,0 mm² (46,5%), enquanto que o cone da haste possui apenas 15,6 mm² (4,2%) da área com evidência de *fretting-corrosion*. Isto é uma evidência de que possivelmente a região do corpo da haste teve um maior desgaste do que a o cone da haste.

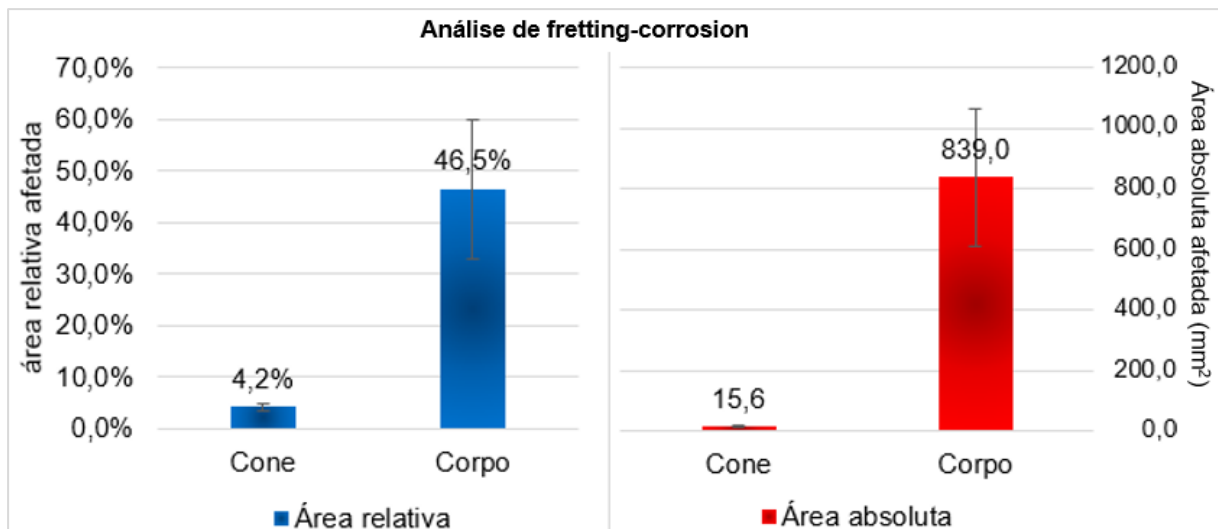


Figura 2 – Resultado da quantificação de área afetada por *fretting-corrosion*.

Diversos autores apontam o desgaste da interface haste-cabeça com uma das principais fontes de íons e partículas metálicas, classificando os efeitos adversos como ‘*trunnionosis*’ [4,5]. Os resultados demonstram uma maior área afetada por *fretting-corrosion* na interface haste-cimento. Uma maior área afetada é um indicativo de que essa interface tende a gerar uma maior quantidade de íons e partículas. Desta forma, o processo de *fretting-corrosion* nessa região pode ser potencialmente mais nocivo ao corpo humano por aumentar o potencial de efeitos adversos como inflamação, pseudotumores, osteólise e metalose [1,2]. Entretanto, uma limitação desse estudo está relacionada a ausência da quantificação de íons e partículas gerado pelo mecanismo de *fretting-corrosion* dessas superfícies isoladamente.

3.2 Análise *in silico* da tensão de contato e microdeslizamento

Na análise da interface haste-cabeça, a maior tensão de contato está localizada na parte superior da posição lateral-anterior e na parte inferior da posição medial-posterior (ver Figura 3A). No caso da interface haste-cimento, a maior tensão de contato está localizada na parte superior da posição medial-posterior (ver Figura 3B). Os valores de tensão de contato foram semelhantes, tendo a interface haste-cabeça uma tensão de contato apenas 23 MPa superior a interface haste-cimento.

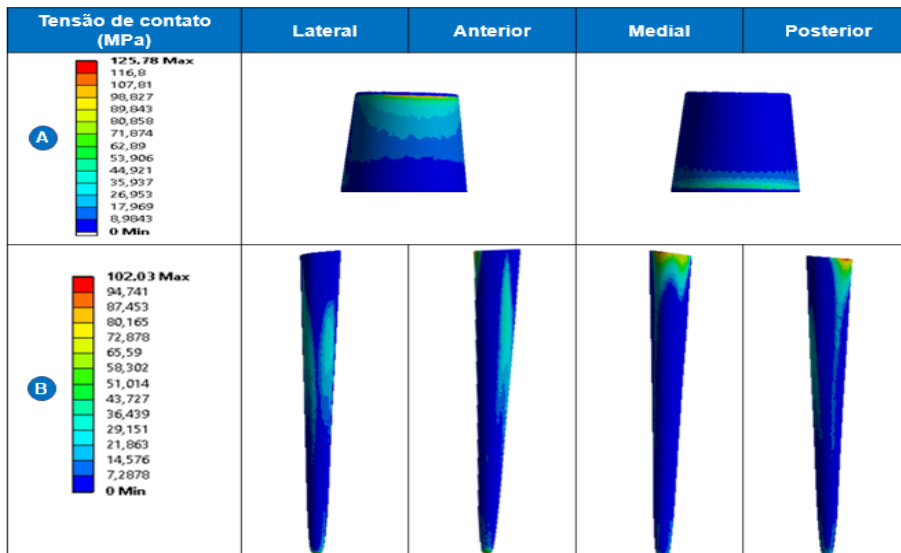


Figura 3 – Resultado da análise *in silico* da tensão de contato na interface haste-cabeça (A) e haste-cimento (B).

Ao analisar a variação da tensão média das interfaces ao longo dos ciclos de carregamento percebe-se que não houve uma variação da tensão nos três picos força compressiva máxima para ambas interfaces (ver

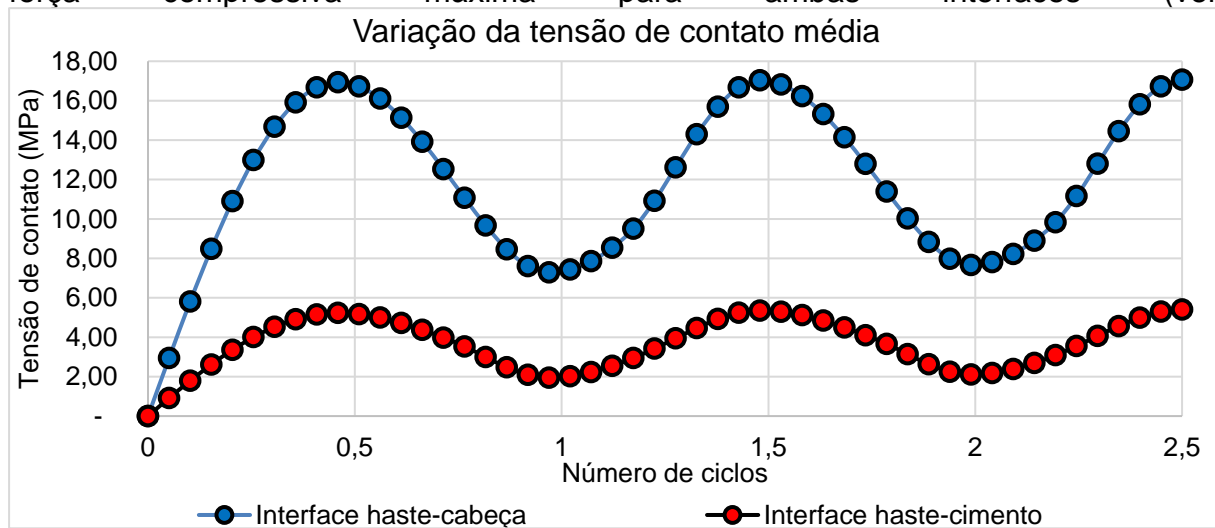


Figura 4). A tensão de contato média na interface haste-cabeça tende a ser maior do que na interface haste-cimento durante toda a avaliação, com uma diferença máxima de apenas 12 MPa.

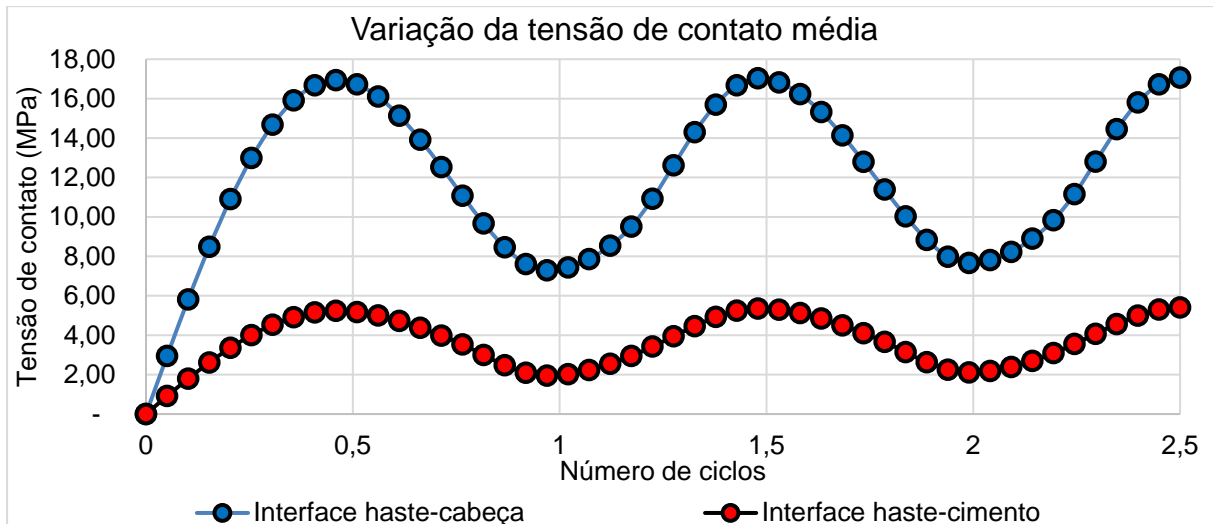


Figura 4 – Variação da tensão de contato máxima ao longo da análise *in silico*.

A tensão de contato geralmente é mensurada em análises *in silico*, pois possui uma correlação entre a tensão de contato e o dano por *fretting-corrosion*, sendo que geralmente o aumento da tensão de contato induz um maior dano [19,20]. Apesar da interface haste-cabeça possuir uma tensão de contato mais elevada, o dano por *fretting-corrosion* foi menor em comparação com a interface haste-cimento. Apesar da relevância da tensão de contato para o dano por *fretting-corrosion*, a diferença de dano presente entre as interfaces nesse estudo dificilmente pode ser justificada por esse fator, dado que a diferença de tensão de contato média foi baixa entre as interfaces analisadas e possivelmente não teve um efeito significativo.

O microdeslizamento relativo entre as superfícies também é um fator importante para compreensão do dano por *fretting-corrosion*. As regiões de maiores microdeslizamentos são semelhantes as regiões de tensões de contato superiores discutido anteriormente, exceto na interface haste-cabeça onde a maior micromovimentação passa a ser na região medial-posterior (ver Figura 5A). Na análise de microdeslizamento, existe uma diferença significativa entre as interfaces, sendo que a interface haste-cimento passa a ter uma micromovimentação superior ao identificado na interface haste-cabeça (ver Figura 5).

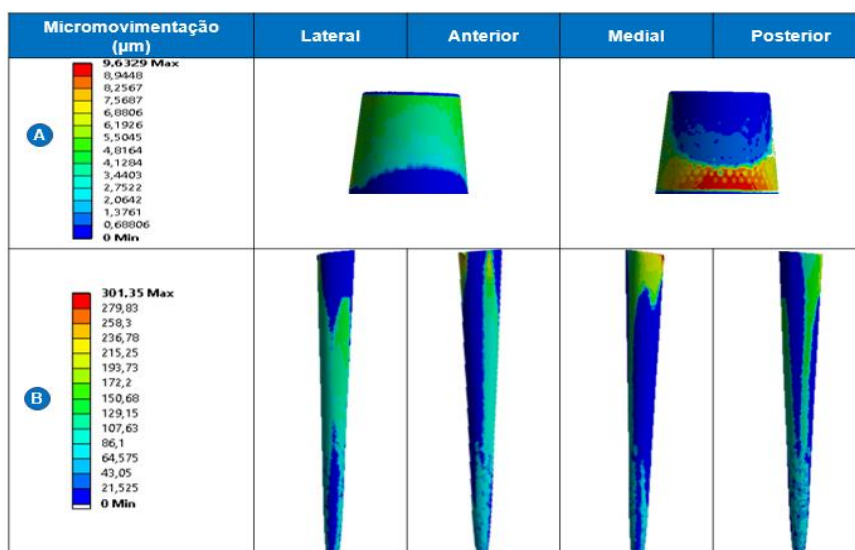


Figura 5 – Resultado da análise *in silico* da micromovimentação na interface haste-cabeça (A) e haste-cimento (B).

No primeiro pico de carga compressiva ocorre um microdeslizamento médio de 4,24 μm e 29,35 μm para as interfaces haste-cabeça e haste-cimento, respectivamente (ver Figura 6 até 1,0 s). Isto ocorre devido a acomodação dos componentes, estágio de *running-in*, promovendo um elevado microdeslizamento inicial, conhecido como subsidência [17]. Após o estágio de acomodação, ocorre um microdeslizamento de forma periódica e com uma menor amplitude (ver Figura 6 entre 1,0 s e 5,0 s). Este tipo de comportamento é classificado como micromovimentação ou *fretting* [17]. A micromovimentação mensurada na análise *in silico* foi de 1,61 μm e 13,08 μm nas interfaces haste-cabeça e haste-cimento, respectivamente. Essa amplitude de micromovimentação tende permanecer durante o ensaio de *fretting-corrosion* e por isso ocorre o processo de *fretting* nas interfaces analisadas.

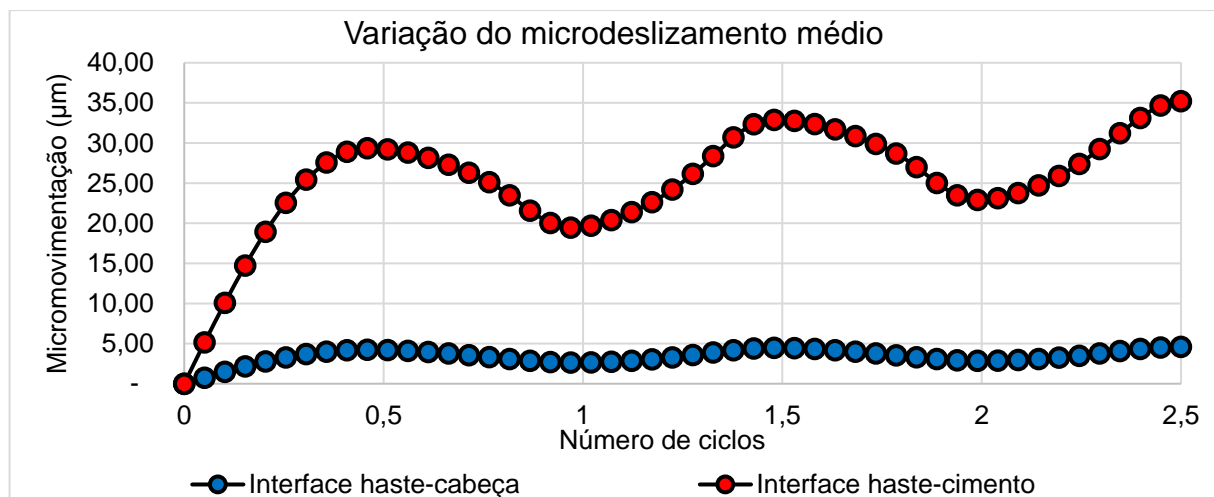


Figura 6 – Variação da micromovimentação máxima ao longo da análise *in silico*.

Os valores de subsidência e micromovimentação identificados nas duas interfaces foram semelhantes a estudos *in vitro* e *in silico* [17,21]. A análise de microdeslizamento foi a que apresentou a maior diferença entre as interfaces haste-cabeça e haste-cimento em relação a análise de tensão de contato. A maior subsidência e micromovimentação detectada na interface haste-cimento pode estar relacionada a menor rigidez do cimento ósseo em comparação com material haste, cerca de dez vezes inferior. A maior micromovimentação média identificada na interface haste-cimento possivelmente teve uma grande influência na maior área relativa afetada pelo mecanismo *fretting-corrosion* identificada na análise *in vitro*, visto que uma elevada micromovimentação tende a aumentar o dano por *fretting-corrosion* [19,20]. Nessa interface o dano ocorre principalmente devido a micromovimentação entre as partículas metálicas e de dióxido de zircônio contra o corpo da haste. Estas partículas possuem uma dureza superior ao corpo da haste e com isso desgastam a superfície do metal, eliminando assim a camada passiva sucessivas vezes e possibilitando a corrosão do metal, gerando desta forma o mecanismo de *fretting-corrosion* [9].

4 CONCLUSÃO

A análise *in vitro* permitiu identificar que o corpo da haste foi a superfície mais afetada pelo mecanismo *fretting-corrosion*, com uma área afetada consideravelmente superior ao cone da haste. Isto é um indicativo de que nesse ensaio, o desgaste do corpo da haste provavelmente gerou uma maior quantidade de íons e partículas. Isto indica que o desgaste dessa superfície pode ser potencialmente mais nocivo ao corpo humano, dado a série de reações adversas que os íons e partículas geram quando em contato com o tecido humano. No entanto, não é possível afirmar se essas partículas e íons de fato passaram para solução em grande quantidade ou ficaram retidas nas frestas.

Pela análise *in silico*, a diferença entre a tensão de contato na interface haste-cabeça e haste-cimento foi baixa, o que dificilmente justifica a diferença de dano encontrada tão elevada na análise *in vitro*. Por outro lado, a análise de microdeslizamento demonstrou que a micromovimentação mensurada na interface haste-cimento foi aproximadamente dez vezes maior do que na interface haste-cabeça. Esta maior micromovimentação tende a aumentar o dano por *fretting-corrosion*, possivelmente relacionado a micromovimentação relativa entre as partículas abrasivas acumuladas nas frestas contra o corpo da haste.

Agradecimentos

O trabalho recebeu apoio financeiro da FAPERJ, FAPESC e CNPq.

REFERÊNCIAS

- 1 Dyrkacz RMR. Corrosion at the head-neck taper interface of artificial hip joints. University of Manitoba, 2013.
- 2 Whitehouse MR, Endo M, Zachara S, Nielsen TO, Greidanus N V., Masri BA, et al. Adverse local tissue reactions in metal-onpolyethylene total hip arthroplasty due to trunnion corrosion: The risk of misdiagnosis. *Bone Jt J* 2015;97-B:1024–30. doi:10.1302/0301-620X.97B8.34682.
- 3 Pellier J, Geringer J, Forest B. Fretting-corrosion between 316L SS and PMMA: Influence of ionic strength, protein and electrochemical conditions on material wear. Application to orthopaedic implants. *Wear* 2011;271:1563–71. doi:10.1016/j.wear.2011.01.082.
- 4 Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ, Bauer TW, Paprosky W, Leurgans S. A Multicenter Retrieval Study of the Taper Interfaces of Modular Hip Prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 2002;401:149–61. doi:10.1097/00003086-200208000-00018.
- 5 R.M. S, M.G. Z, R. G, J.R. D, D.C. S. Trunnionosis: the latest culprit in adverse reactions to metal debris following hip arthroplasty. *Skeletal Radiol* 2014. doi:10.1007/s00256-014-1978-3.
- 6 Baxmann M, Pfaff AM, Schilling C, Grupp TM, Morlock MM. Biomechanical Evaluation of the Fatigue Performance, the Taper Corrosion and the Metal Ion Release of a Dual Taper Hip Prosthesis under Physiological Environmental Conditions. *Biotribology* 2017. doi:10.1016/j.biotri.2017.07.002.
- 7 Kumar S, Sankara Narayanan TSN, Ganesh Sundara Raman S, Seshadri SK. Evaluation of fretting corrosion behaviour of CP-Ti for orthopaedic implant applications. *Tribol Int* 2010;43:1245–52. doi:10.1016/J.TRIBOINT.2009.12.007.
- 8 Oskouei RH, Barati MR, Farhoudi H, Taylor M, Solomon LB. A new finding on the in-vivo crevice corrosion damage in a CoCrMo hip implant. *Mater Sci Eng C* 2017;79:390–8. doi:10.1016/j.msec.2017.05.086.
- 9 Willert HG, Brobäck LG, Buchhorn GH, Jensen PH, Köster G, Lang I, et al. Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 1996:51–75.

- 10 Arnholt C, Underwood R, MacDonald DW, Higgs GB, Chen AF, Klein G, et al. Microgrooved Surface Topography Does Not Influence Fretting Corrosion of Tapers in Total Hip Arthroplasty: Classification and Retrieval Analysis. *Modul Tapers Total Jt Replace Devices* 2015;99–112. doi:10.1520/STP159120140149.
- 11 Bryant M, Ward M, Farrar R, Freeman R, Brummitt K, Nolan J, et al. Characterisation of the surface topography, tomography and chemistry of fretting corrosion product found on retrieved polished femoral stems. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;32:321–34. doi:10.1016/J.JMBBM.2013.11.016.
- 12 Geringer J, Forest B, Combrade P. Fretting-corrosion of materials used as orthopaedic implants. *Wear* 2005;259:943–51. doi:10.1016/J.WEAR.2004.11.027.
- 13 Shearwood-Porter N, Browne M, Milton JA, Cooper MJ, Palmer MR, Latham JM, et al. Damage mechanisms at the cement-implant interface of polished cemented femoral stems. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2016;105:2027–33. doi:10.1002/jbm.b.33739.
- 14 Oladokun AO. Mechanism of fretting corrosion at the modular taper interface of hip prosthesis. *Dr Diss Univ Leeds* 2017.
- 15 Di Prima MA, Vesnovsky O, Kovacs P, Hopper RH, Ho H, Engh CA, et al. Comparison of visual assessment techniques for wear and corrosion in modular hip replacement systems. *ASTM Spec. Tech. Publ.*, vol. STP 1591, 2015. doi:10.1520/STP159120140152.
- 16 Higgs GB, Hanzlik J a., MacDonald DW, Kane WM, Day JS, Klein GR, et al. Method of Characterizing Fretting and Corrosion at the Various Taper Connections of Retrieved Modular Components from Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty. *Met Total Hip Replace Devices* 2013:146–56. doi:10.1520/STP156020120042.
- 17 Ouellette ES, Mali SA, Kim J, Grostefon J, Gilbert JL. Design, Material, and Seating Load Effects on In vitro Fretting Corrosion Performance of Modular Head-Neck Tapers. *J Arthroplasty* 2019. doi:10.1016/j.arth.2019.01.043.
- 18 Theodore W, Pierrepont J, Li Q, Miles B. A Finite Element Investigation into the Effects of Head Size and Trunnion Design on the Micromotion at the Head-Neck Interface in THR. *Appl Mech Mater* 2014. doi:10.4028/www.scientific.net/amm.553.287.
- 19 Ashkanfar A, Langton DJ, Joyce TJ. Does a micro-grooved trunnion stem surface finish improve fixation and reduce fretting wear at the taper junction of total hip replacements? A finite element evaluation. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.07.027.
- 20 Dyrkacz RMR, Brandt JM, Morrison JB, O' Brien ST, Ojo OA, Turgeon TR, et al. Finite element analysis of the head-neck taper interface of modular hip prostheses. *Tribol Int* 2014. doi:10.1016/j.triboint.2015.01.016.
- 21 Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech* 2000. doi:10.1016/S0021-9290(00)00140-8.
- 22 Blunt LA, Zhang H, Barrans SM, Jiang X, Brown LT. What results in fretting wear on polished femoral stems. *Tribol Int* 2009. doi:10.1016/j.triboint.2008.11.007.
- 23 Mark JE. *Polymer Data Handbook*. 1999.
- 24 ASM 23. *ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices*. ASM Handbook, Vol 23 Mater Med Devices 2012.