

18. Ingeniería mecánica y de la Producción

Modelagem numérica e validação experimental do ensaio de fadiga da haste femoral de uma prótese de quadril

Silva, Gustavo Vinicius Ferreira; gustavo_viniciusfs@hotmail.com; Antonialli, Armando Ítalo Sette (orientador); antonialli@ufscar.br; Moreno, Mariano Eduardo (orientador); mmoreno@ufscar.br

Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)

Resumo

A artroplastia total de quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico que envolve a restauração da articulação coxofemoral por meio da instalação de uma prótese. Considerando a criticidade de uma aplicação como essa, é imprescindível que o comportamento mecânico dos constituintes da prótese de quadril seja devidamente compreendido, promovendo uma previsão de sua resposta ante os carregamentos típicos de serviço. O processo de homologação de hastes femorais, no Brasil realizado junto à Agência Nacional de Vigilância Sanitária, envolve além de uma rígida caracterização do material empregado, a realização de ensaios de fadiga com o produto acabado, representando custos elevadíssimos para qualquer inovação de projeto no segmento. Nesse sentido, modelagem computacional e simulação numérica se apresentam como ferramentas potencialmente úteis na viabilização econômica de novas soluções. Baseado na norma ASTM F2996, o presente estudo propõe a validação de resultados obtidos mediante simulações via método dos elementos finitos, sob condições de contorno idênticas às estabelecidas pela norma ABNT NBR ISO 7206-4, a partir de ensaios de fadiga reais realizados em dois modelos comerciais de hastes femorais instrumentados com *strain-gauges*. Inferiu-se que o devido refinamento da malha em regiões com níveis críticos de deformações conduz a uma significativa redução da diferença entre as deformações reais medidas no ensaio e as obtidas pelo modelo numérico. Identificando-se, assim, condições nas quais tal modelo poderia ter suprido satisfatoriamente a necessidade de um ensaio mecânico. Dessa forma, seria possível reduzir tempo e custo associados a assuntos regulatórios envolvendo novos produtos no segmento de implantes ortopédicos.

Palavras chave: Artroplastia total de quadril, Método dos elementos finitos, *Strain-gauges*, Fadiga

Introdução

Com o envelhecimento da população, a melhoria da qualidade de vida nos países em desenvolvimento e a crescente capacidade de lidar com condições médicas antigamente intratáveis, o crescimento das aplicações médicas está assegurado (Ratner, Hoffman, Schoen, & Lemons, 2013). Surge, dessa forma, a necessidade da eliminação de falhas nos materiais empregados nessas aplicações, dentre as quais encontra-se a artroplastia total de quadril (ATQ), que essencialmente consiste na restauração da funcionalidade de uma articulação coxofemoral comprometida por meio da instalação de uma prótese constituída de um componente femoral e outro acetabular. Em geral, a haste de implante femoral é ancorada ao osso por uma fina camada de cimento de polimetilmetacrilato (PMMA) ou por um sistema sem cimento que envolve um ajuste por pressão da haste no fêmur (Shackelford, 2008), conforme mostrado pelo esquema da Figura 1.

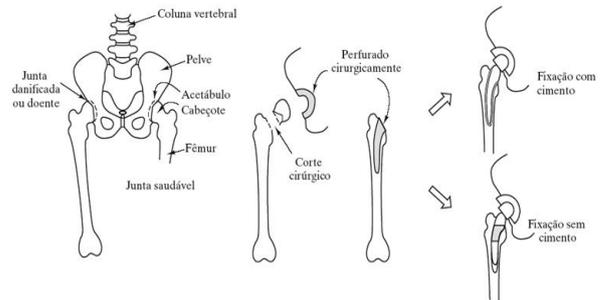


Figura 1. Esquema de uma artroplastia total de quadril (Shackelford, 2008)

Em virtude das exigências simultâneas de resistência mecânica, baixa densidade, excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade e módulo de elasticidade relativamente baixo, o desenvolvimento das hastes femorais é caracterizado como extremamente complexo (Oliveira, Campanelli, Oliveira, Guerra, & Bolfarini, 2017). Destaca-se o paradoxo, descrito por Apachitei, Leoni, Riemslog, Fratila-Apachitei, & Duszczuk (2011), envolvendo a rugosidade superficial da prótese e suas propriedades relacionadas à vida em fadiga, em que um bom acabamento superficial resulta em otimização da osteointegração, cujos princípios proporcionam projetos de componentes de implantes que atendem eficientemente critérios de desempenho fisiológicos (Yaszemski, et al., 2004), porém o torna vulnerável à fadiga, definida como uma degradação das propriedades

mecânicas que leva à falha de um material ou um componente sob carga cíclica (Meyers & Chawla, 2009).

Tito & Antonialli (2015) puderam identificar, por meio de simulação numérica, as regiões sujeitas aos níveis de tensão de Von Mises máximos e mínimos em uma haste de Thompson, concluindo que o extremo lateral (em vermelho na Figura 2) é uma porção crítica para tratamentos de superfície, visto que na referida região as tensões são predominantemente de tração, que quando em atuação cíclica, invariavelmente trazem à tona o mecanismo de falha por fadiga (Norton, 2013).

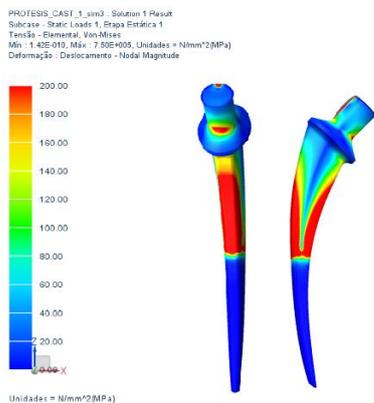


Figura 2. Distribuição da Tensão equivalente de Von Mises em uma haste de Thompson (Tito & Antonialli, 2015)

Apesar do aperfeiçoamento constante tanto dos processos de fabricação quanto dos ensaios das próteses de quadril, as fraturas por fadiga das hastes femorais são repetidamente

relatadas na literatura (Chao & López, 2007), concebendo, assim, um campo que necessita ser melhor explorado, de maneira a tornar essa aplicação médica mais eficiente. Simulações via métodos numéricos, como o método dos elementos finitos, explicitam-se como poderosas alternativas de otimização, inclusive com requisitos e orientações devidamente regulamentados pela ASTM F2996-13 (2013).

Muitos trabalhos destacam a importância da resistência à fadiga dos componentes das próteses, pois normalmente suportam cargas cíclicas durante sua vida útil (Pazos, Corengia, & Svoboda, 2010). Assim sendo, os ensaios de resistência à fadiga caracterizam um requisito para a otimização do projeto como um todo, incluindo geometria, materiais, acabamentos superficiais, revestimentos e métodos de fabricação (Ploeg, Bürgi, & Wyss, 2009). Salienta-se que a realização de ensaios de fadiga com o produto acabado é intrínseca ao processo de homologação de hastes femorais no Brasil, realizado junto à Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), o qual envolve ainda uma rígida caracterização do material empregado, representando custos elevadíssimos para qualquer inovação de projeto no segmento.

Objetivos

Realizar a modelagem em CAD (do inglês *Computer-Aided Design*) das hastes femorais de próteses de quadril cimentadas comerciais tipo Charnley e tipo Müller, para conseguintes simulações numéricas via método dos elementos finitos e validação experimental por meio de instrumentação utilizando *strain-gauges*. Uma vez validados os modelos, será possível simular outras geometrias de implante, contribuindo para a redução de tempo e custo associados a assuntos regulatórios envolvendo novos produtos no segmento de implantes ortopédicos, especialmente no que diz respeito a hastes femorais com superfícies modificadas para um maior estímulo à osteointegração.

Materiais e métodos

Visando-se atingir os objetivos propostos, inicialmente submeteu-se as hastes femorais das próteses de quadril cimentadas tipo Charnley (Figura 3a) e tipo Müller (Figura 3b) fabricadas pela Ortosintese em aço inoxidável 316L, cujas propriedades fundamentais são descritas na Tabela 1, a uma etapa de metrologia simplificada (por conta da complexidade das geometrias) utilizando-se um paquímetro universal Mitutoyo com capacidade de 200 mm e resolução de 0,05

mm, obtendo-se assim dimensões imprescindíveis tanto para a modelagem em CAD quanto para o embutimento das próteses anteriormente aos ensaios de fadiga.

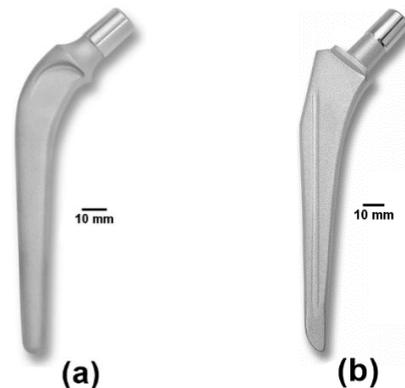


Figura 3. Hastes femorais das próteses de quadril cimentadas (a) tipo Charnley e (b) tipo Müller (Ortosintese)

A modelagem em CAD das hastes compreendeu a primeira etapa da simulação numérica, onde determinadas condições de contorno especificadas pela ABNT NBR ISO 7206-4 (2011) para hastes simétricas puderam ser aplicadas. Constatou-se que a distância CT entre o centro da cabeça (C) e a extremidade da haste (T) era de 140 mm na de Charnley e 160 mm na de Müller, ou seja, tal distância para as duas hastes estava contida no intervalo $120 \text{ mm} < CT \leq 250 \text{ mm}$, o que implica em ângulos α (no plano CKL entre o eixo de carga e o eixo da haste) igual a

Tabela 1

Propriedades do aço inoxidável 316L

Grupo	Austenítico					
Tipo	316L					
Composição química (%)	Cromo 16,0-18,0	Níquel 10,0-14,0	Molibdênio 2,0-3,0	Carbono 0,03 máx.	Manganês 2,0 máx.	Silício 1,0 máx.
Propriedades físicas	Densidade (kg/m ³) 8027,2					
Propriedades mecânicas	Módulo de elasticidade (GPa) 200			Coeficiente de Poisson 0,3		

Nota. Adaptado de "Stainless Steel Handbook", da Allegheny Ludlum Steel Corporation, 1956

10° e β (no plano perpendicular a CKL entre o eixo de carga e o eixo da haste) igual a 9° para ambas as hastes. A ilustração dos pontos e ângulos anteriormente descritos é apresentada na Figura 4.

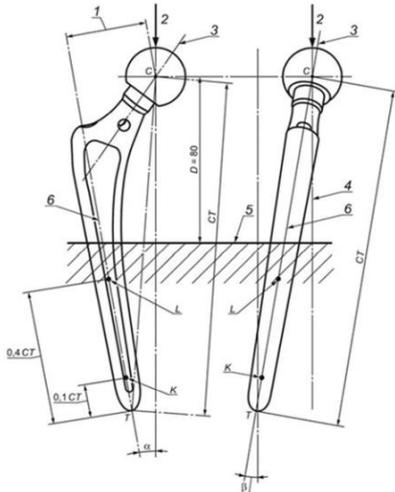


Figura 4. Orientação do corpo de prova sob ensaio para $120 \text{ mm} < CT \leq 250 \text{ mm}$ (NBR ISO 7206-4, 2011)

Seguindo-se as orientações da norma ASTM F2996-13 (2013), que

estabelece requisitos e considerações para a análise estrutural estática de hastes femorais de próteses metálicas ortopédicas de quadril usando técnicas de análise de elementos finitos (FEA) para estimar tensões e deformações, simulou-se o comportamento das hastes femorais, ante a restrição fixa a 80 mm abaixo do ponto C e carregamento de 2300 N aplicado na face circular final do tronco da haste, refinando-se as malhas compostas por elementos tetraédricos parabólicos, os quais exibem dez nós. Na Figura 5, apresenta-se os modelos em pré-processamento utilizados discretizados em elementos finitos com os devidos carregamentos e restrições.

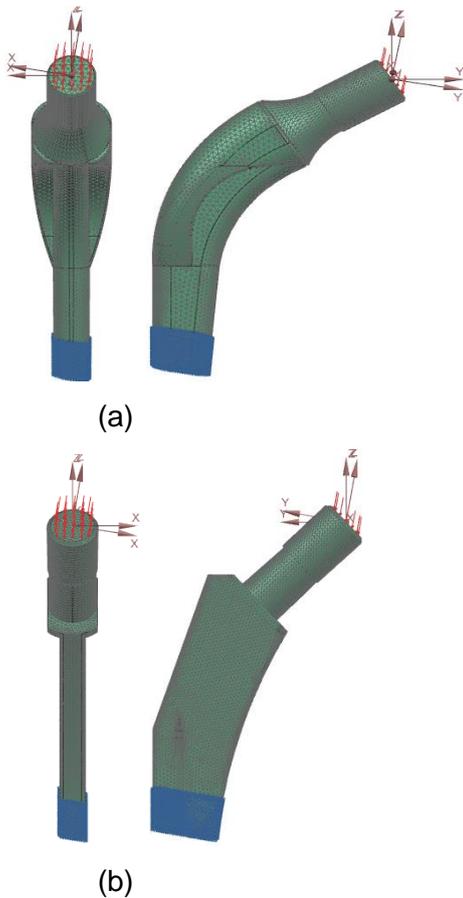


Figura 5. Modelos em pré-processamento (a) tipo Charnley e (b) tipo Müller

Após a constatação de que o custo computacional se encontrava em seu estado ótimo, ou seja, posteriores reduções do tamanho dos elementos componentes da malha não resultariam em diferenças significativas na qualidade da análise, aplicou-se de fato o método dos elementos finitos para solucionar o problema. Os recursos CAD e CAE (do inglês *Computer-Aided Engineering*) utilizados procederam do pacote Siemens NX™ 10, disponível no Núcleo de

Laboratórios de Ensino de Engenharia (NuLEEn/UFSCar).

Finalizadas as simulações numéricas, iniciou-se a validação experimental com base nos procedimentos descritos na norma ABNT NBR ISO 7206-4 (2011) com a devida instrumentação. Inicialmente traçou-se os segmentos de reta formados pelos pontos K e L, cujas distâncias com relação as extremidades (T) das duas hastes são dadas em função de CT e descritas na Tabela 2.

Tabela 2

Distâncias entre K e L de T

Ponto	Fórmula	Distância de T [mm]	
		Charnley	Müller
K	$0,1 \times CT$	14	16
L	$0,4 \times CT$	56	64

Realizou-se então a orientação das próteses com angulação lateral de 10° e angulação anterior de 9° , com relação aos segmentos de reta KL, com o auxílio de um dispositivo de fixação, como mostrado na Figura 6.



Figura 6. Orientação da prótese de Müller

Posteriormente, executou-se o embutimento das hastes femorais em cimento acrílico estéril radiopaco (RO) para fixações ósseas de aplicação manual, composto por polimetacrilato de metila (PMMA), peróxido de benzoila ($C_{14}H_{10}O_4$) e sulfato de bário ($BaSO_4$). A distância D entre o centro da cabeça (C) e o meio sólido, para ambas as próteses, correspondeu a 80 mm.

Conhecendo-se a baixa ordem de grandeza ($\mu\epsilon$) dos sinais analógicos obtidos por extensômetros de resistência elétrica (*strain-gauges*), mediante as simulações numéricas foram identificados os pontos de máxima deformação nas hastes femorais, de maneira a se efetuar a colagem dos *strain-gauges* em tais pontos e conseqüentemente se obter sinais com amplitudes de aquisição admissíveis. Para eliminar imperfeições e impurezas superficiais das regiões de colagem que viessem a prejudicar a total aderência dos sensores, realizou-se uma preparação prévia das superfícies, lixando-as manualmente, aplicando-se um condicionador composto por ácido fosfórico e um neutralizador composto por amônia líquida. Com as regiões de colagem devidamente preparadas, efetuou-se a colagem dos *strain-gauges* de 350Ω de resistência com adesivo instantâneo multiuso Tekbond 725. Para se

obter as deformações principais máximas durante o ensaio de fadiga real, os sensores foram colados segundo a disposição de uma roseta com ângulos de $0^\circ/45^\circ/90^\circ$, conforme ilustrado nas Figuras 7 e 8.

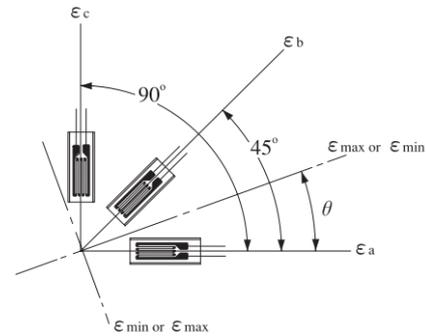


Figura 7. Roseta de extensômetros

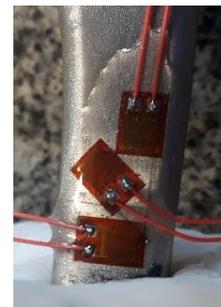


Figura 8. Disposição dos *strain-gauges* na haste de Charnley

Ao todo, foram colados sete extensômetros nas hastes, sendo três na haste de Charnley, compondo uma roseta, e quatro na haste de Müller, sendo três compondo uma roseta e um individual posicionado no pescoço em um ponto de deformação máxima identificado na simulação. Para cada extensômetro colado nas hastes, colou-se externamente, em uma peça de aço inoxidável, um

extensômetro de igual resistência, tanto para completar a ponte de Wheatstone quanto para compensar eventuais variações de temperatura que ocasionassem dilatações térmicas, haja visto que os sensores cujas deformações desejava-se obter foram montados em $\frac{1}{4}$ de ponte.

Para aquisição dos sinais emitidos pelos *strain-gauges* foram utilizados um módulo NI 9237 de entrada de *strain gauge*/ponte da Série C para ponte analógica, com capacidade de aquisição de 50 kS/s/canal e 4 canais, um chassi CompactDAQ USB cDAQ-9178 com 8 slots, quatro adaptadores NI 9949 e quatro cabos RJ50, todos da National Instruments. Como software de aquisição utilizou-se o NI DAQExpress. Programou-se a taxa de aquisição do módulo com base na capacidade máxima de armazenamento de dados do Excel e no tempo total de ensaio, de forma a se obter o máximo de pontos possível. Dividindo-se o número máximo de linhas do Excel (1048576) pela duração do ensaio (600 s), chegou-se na taxa de aquisição ideal de 1747 Hz.

A validação da simulação se deu pela realização de ensaios de fadiga na máquina de fadiga Brasvalvulas 0540150/AT, um sistema servo-hidráulico com capacidade de carregamento de ± 5 kN e curso útil aproximado de 120 mm,

disponível no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM/UFSCar). Em cada ensaio pelo qual as duas hastes foram submetidas, aplicou-se um carregamento cíclico com frequência de 15 Hz e intensidade variando entre 230 N e 2300 N, adquirindo-se concomitantemente as deformações resultantes. As Figuras 9 e 10, apresentam o aparato experimental utilizado no desenvolvimento do projeto.



Figura 9. Validação experimental – haste femoral de Charnley

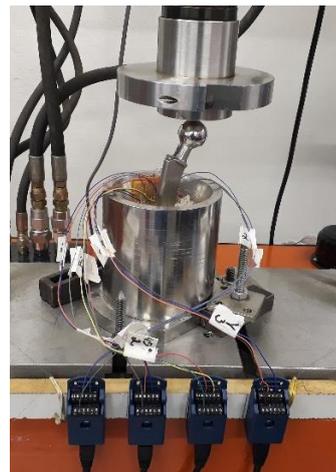


Figura 10. Detalhe da fixação da haste femoral de Müller no ensaio de fadiga

As deformações ε_x , ε_y e ε_{45° obtidas pelos *strain-gauges*, foram relacionadas por meio da deformação principal máxima ε_1 (Hibbeler, 2004), calculada segundo a Equação:

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{2} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \sqrt{2\{(\varepsilon_x - \varepsilon_{45^\circ})^2 + (\varepsilon_y - \varepsilon_{45^\circ})^2\}}]$$

Resultados e discussões

O refino das malhas do embutimento e da haste permitiu identificar o tamanho ideal dos elementos a serem utilizados, de forma a se garantir um equilíbrio entre o erro de energia de deformação e o custo computacional das simulações associado à sua redução. Na Figura 11, é apresentado o comportamento do erro de energia de deformação em função da variação do tamanho dos elementos componentes das malhas, resultado do refino de um modelo de haste femoral genérico, onde é possível aferir uma região em que o erro se torna estável independentemente da diminuição do tamanho dos elementos componentes das malhas, representando a região de otimização dos custo computacional.

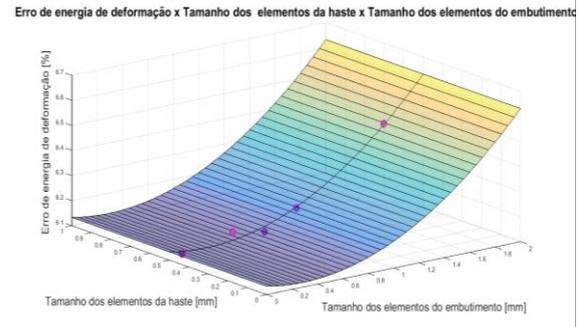


Figura 11. Comportamento do erro de energia de deformação em função do tamanho dos elementos das malhas

As malhas utilizadas nas simulações numéricas foram compostas por elementos com tamanho igual a 1 mm, em ambas as hastes femorais, resultando na quantidade de nós e elementos apresentada na Tabela 3

Tabela 3

Especificações das malhas finais

	Charnley		Müller	
	Embut. *	haste	Embut. *	haste
Número de elementos	4156	93692	6710	68358
Número de nós	6883	141999	11133	106185

*Embutimento em cimento ósseo

As Figuras 12 e 13 evidenciam o comportamento obtido da deformação principal máxima das hastes femorais devido a imposição das condições de contorno pertinentes.

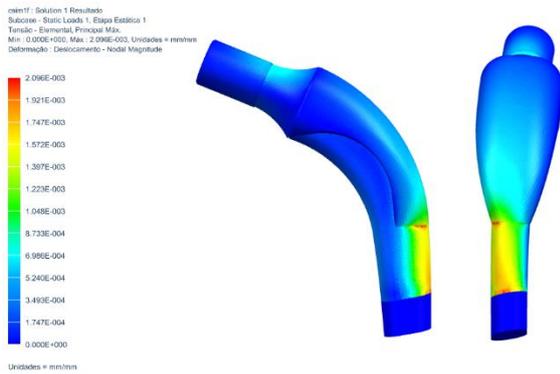


Figura 12. Deformación principal máxima - haste femoral de Charnley

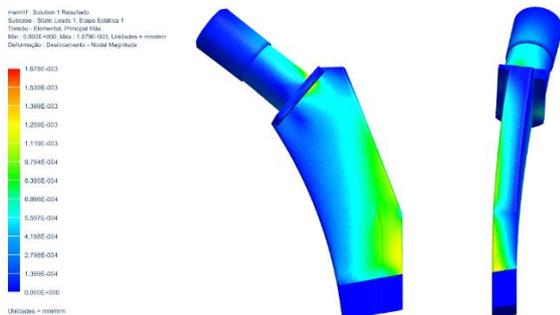


Figura 12. Deformación principal máxima - haste femoral de Müller

Em termos de intensidade de deformação, observa-se que a haste de Müller oferece uma maior resistência, sofrendo níveis de deformações menores do que os observados na haste de Charnley. As regiões de deformações máximas, no entanto, se assemelham em ambas as hastes, correspondendo ao extremo lateral (em amarelo), resultado de tensões de tração que surgem em função da inclinação lateral de 10°.

Para se validar os resultados das simulações numéricas, foram identificados

os níveis de deformação correspondentes às áreas de colagem dos *strain-gauges*. Considerou-se ainda, que a deformação no pescoço da haste de Müller obtida experimentalmente corresponderia a deformação em uma direção ortogonal ao eixo z, de forma a se obter sua deformação máxima. A Figura 13 apresenta a validação experimental da simulação concernente à haste femoral de Charnley.

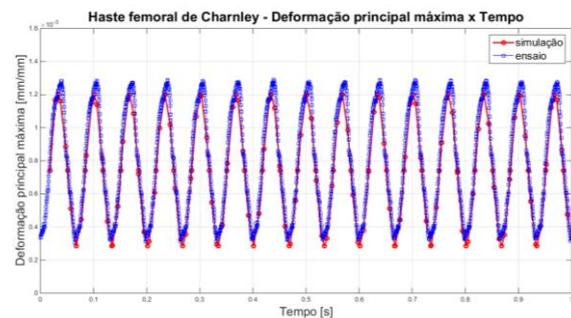
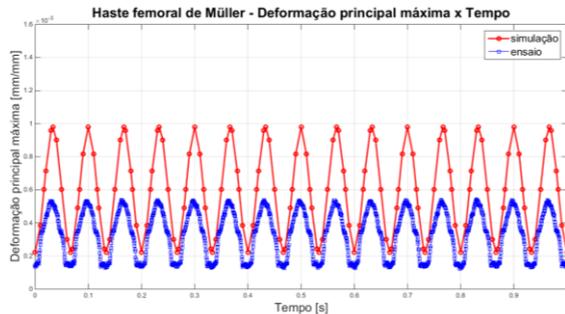


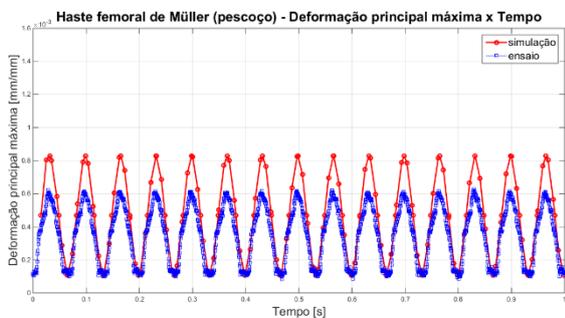
Figura 13. Validación da haste femoral de Charnley

Observa-se que as deformações máximas e mínimas na região crítica localizada no extremo lateral da haste femoral de Charnley decorrentes da simulação numérica (curva em vermelho) são 6,94% menores que as mesmas deformações obtidas experimentalmente (curva em azul), consistente com o intervalo de 3 a 7% relatado por Ploeg, Bürgi, & Wyss (2009) e utilizado como critério pelo exemplo prático da ASTM F2996-13 (2013).

A Figura 14 apresenta a validação experimental da simulação concernente à haste femoral de Müller.



(a)



(b)

Figura 13. Validação da haste femoral de Müller – (a) roseta e (b) pescoço

Analisou-se individualmente as deformações nas duas regiões críticas da haste femoral de Müller, no caso, o extremo lateral e o pescoço. Em ambas as situações, verifica-se níveis de deformações da simulação (curvas em vermelho) maiores que os obtidos experimentalmente (curvas em azul). Tomando como parâmetros as deformações máximas e mínimas, no extremo lateral apresentam-se 80,43%

maiores e no pescoço explicitam-se 31,61% maiores. A discrepância observada nesses resultados evidencia a necessidade de um refinamento nas regiões com níveis críticos de deformações.

Corroborar-se com a validação experimental a previsão feita com base nos modelos numéricos afirmando que a haste femoral de Müller oferece uma maior resistência à deformação, tendo em vista que tomando o extremo lateral, onde foi inserida a roseta de extensômetros, a amplitude da deformação principal máxima na haste femoral de Müller explicitou-se como 42,63% da amplitude da deformação principal máxima na haste femoral de Charney.

Conclusões

Os resultados obtidos demonstraram que o devido refinamento da malha em regiões com níveis críticos de deformações conduz a uma significativa redução da diferença entre as deformações reais medidas no ensaio e as obtidas pelo modelo numérico. As simulações do comportamento mecânico das hastes femorais de Charney e de Müller poderiam ter suprido satisfatoriamente a necessidade de ensaios mecânicos, evidenciando que tal metodologia poderia ser aplicada em outras geometrias de

próteses de quadril, reduzindo-se assim, tempo e custo associados a assuntos regulatórios envolvendo novos produtos no segmento de implantes ortopédicos. Adicionalmente, sabendo-se que o mecanismo de falha por fadiga se dá por meio de tensões de tração em atuação cíclica, as regiões dos modelos numéricos com níveis críticos de deformação são tanto potenciais candidatas à falha, quanto críticas para tratamentos superficiais com o intuito de otimizar o estímulo à osteointegração.

Referências bibliográficas

Allegheny Ludlum Steel Corporation. (1956). *Stainless Steel Handbook*. Pittsburgh.

Apachitei, I., Leoni, A., Riemslog, A. C., Fratila-Apachitei, L. E., & Duszczky, J. (2011). Enhanced fatigue performance of porous coated Ti6Al4V biomedical alloy. *Applied Surface Science*, 257, 6941-6944. doi:10.1016/j.apsusc.2011.03.038

ASTM F2996. (2013). *Standard Practice for Finite Element Analysis (FEA) of Non-Modular Metallic Orthopaedic Hip Femoral Stems*. West Conshohocken1: American Society for Testing and Materials.

Chao, J., & López, V. (2007). Failure analysis of a Ti6Al4V cementless HIP prosthesis. *Engineering Failure Analysis*, 14, 822-830.

doi:10.1016/j.engfailanal.2006.11.003

Hibbeler, R. C. (2004). *Resistência dos Materiais* (5ª ed.). (J. N. Silva, Trad.) São Paulo: Pearson Prentice Hall.

Meyers, M. A., & Chawla, K. K. (2009). *Mechanical Behavior of Materials*. New York: Cambridge University Press.

NBR ISO 7206-4. (2011). *Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril - Parte 4: Determinação de propriedades de resistência à fadiga e desempenho de componentes femorais com haste*. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Normas Técnicas.

Norton, R. L. (2013). *Projeto de máquinas: uma abordagem integrada*. (K. D. Stavropoulos, J. B. Aguiar, J. M. Aguiar, R. Machnievszc, & J. F. Castro, Trads.) Porto Alegre: Bookman.

Oliveira, B. J., Campanelli, L. C., Oliveira, D. P., Guerra, A. P., & Bolfarini, C. (2017). Surface characterization and fatigue performance of a chemical-etched Ti-6Al-4V femoral stem for cementless hip arthroplasty. *Surface & Coatings Technology*, 309, 1126-1134. doi:10.1016/j.surfcoat.2016.05.011

Pazos, L., Corengia, P., & Svoboda, H. (2010). Effect of surface treatments on the fatigue life of titanium for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of*

Biomedical Materials , 3, 416-424.
doi:10.1016/j.jmbbm.2010.03.006

Ploeg, H.-L., Bürgi, M., & Wyss, U. P. (2009). Hip stem fatigue test prediction. *International Journal of Fatigue*, 31, 894–905.
doi:10.1016/j.ijfatigue.2008.10.005

Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (Eds.). (2013). *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. San Diego: Academic Press.

Shackelford, J. F. (2008). *Ciência dos materiais*. (D. Vieira, Trad.) São Paulo: Pearson Prentice Hall.

Tito, A. L., & Antonialli, A. I. (2015). Identificação das regiões potencialmente críticas para tratamentos de superfície em hastes femorais não-cimentadas. *X ENEBI - Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, (pp. 745-748). Uberlândia.

Yaszemski, M. J., Trantolo, D. J., K.-U., L., Hasirci, V., Altobelli, D. E., & Wise, D. L. (Eds.). (2004). *Biomaterials in Orthopedics*. New York: Marcel Dekker, Inc.

Agradecimientos

Primeiramente, ao meu Senhor e Salvador Jesus Cristo, pois sem ele, eu nada poderia fazer. À minha família: José, Renata e Guilherme, e a minha namorada Rebeca, pelo apoio em todas as minhas empreitadas. Ao orientador e amigo professor Armando Antonialli pela confiança em mim depositada. A Heitor Vinicius Mercaldi pelo valioso apoio técnico. Ao pessoal do CCDM pela importante cooperação.

Financiamento

O projeto se enquadra no Programa Institucional de Bolsas de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação (PIBITI/CNPq/UFSCar).