



ANÁLISE NUMÉRICA DO SISTEMA FÊMUR-CIMENTO-IMPLANTE DE UMA PRÓTESE DE QUADRIL FRATURADA

Vinícius Oliveira dos Santos ^[https://orcid.org/0000-0002-6484-8794], Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), Centro Nacional de Análise de Explantes (CNAEx), vinicius.oliveira.s@posgrad.ufsc.br

Amaury Sousa Sá ^[https://orcid.org/0000-0002-1578-2442], Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), amaurysousasa@gmail.com

Renir Reis Damasceno Neto ^[https://orcid.org/0000-0003-3247-1950], Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), Centro Nacional de Análise de Explantes (CNAEx), damasceno.renir@posgrad.ufsc.br

Patricia Ortega Cubillos ^[https://orcid.org/0000-0001-9264-8004], Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), Centro Nacional de Análise de Explantes (CNAEx), p.ortega@ufsc.br

Eduardo Alberto Fancello ^[https://orcid.org/0000-0001-9085-3901], GRANTE, eduardo.fancello@ufsc.br

Carlos Rodrigo de Mello Roesler ^[https://orcid.org/0000-0002-9430-7059], Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), Centro Nacional de Análise de Explantes (CNAEx), r.roesler@ufsc.br

Resumo. Apesar da fratura da haste femoral ser rara, compromete a saúde e a qualidade de vida, agravando a dependência funcional e a restrição de mobilidade do paciente. O objetivo do estudo é reconstruir sistema fêmur-cimento-implante de quadril e simular os esforços mecânicos, durante a marcha humana, para auxiliar na elucidação da causa raiz da fratura in vivo de uma haste femoral. A metodologia foi dividida em 5 etapas: 1ª, reconstrução 3D da haste; 2ª, posicionamento da haste no fêmur; 3ª, reconstrução 3D do cimento e do fêmur; 4ª, simulação numérica dos esforços mecânicos durante a marcha humana; 5ª, Estimativa da vida em fadiga. A análise numérica conseguiu estimar o local de máxima tensão, e o tipo de condição de carregamento que gerou a falha in vivo. O nível de tensão identificado foi insuficiente para gerar a falha em 1 ano. Com isso, possivelmente, a falha não ocorreu por design inadequado.

Palavras chave: Análise numérica, haste femoral, fratura, fadiga, marcha humana.

1. INTRODUÇÃO

A fratura da haste femoral é uma causa de falha pouco frequente, apesar de ser uma complicação bem conhecida na Artroplastia Total de Quadril. Os registros de explantes da Austrália e Reino Unido reportam uma frequência de fratura de hastes femorais de 1,1 a 3,6% (AOANJRR 2021; NJR 2021). Apesar de pouco frequente, a falha da haste pode comprometer a saúde e a qualidade de vida do paciente, agravando a dependência funcional e a restrição de mobilidade.

A origem dos defeitos na microestrutura da haste pode estar associada à fragilização do componente, como grãos grosseiros e heterogêneos, presença de inclusões, precipitação de carbonetos nas bordas dos grãos ou falhas no método de fabricação. Tais defeitos podem levar a fadiga, que está tipicamente associada à solda da haste. Fatores clínicos também podem estar associados à fratura da haste femoral, devido a um mal posicionamento do implante ou a uma má técnica de cimentação, elevado nível de atividade física ou excesso de peso (Swarts et al. 2008).

Enquanto a pessoa está em pé e estática, o somatório das componentes de força e momento, em qualquer direção, devem se anular. Durante a marcha humana existem duas fases distintas, quando o pé está em contato com o chão e quando está em balanço. O papel do músculo abdutor é de balancear as cargas laterais e controlar a perna em balanço. Em cada uma destas etapas existem picos de esforços cíclicos, que podem ser estudados para melhor entender como os movimentos afetam o sistema do quadril após a cirurgia (Lunn, Lampropoulos, and Stewart 2016).

A análise numérica, via método de elementos finitos, é bastante utilizada para estudar o comportamento dos componentes, pois torna possível simular os esforços reais sem a necessidade de uma análise experimental, que pode envolver um maior custo financeiro e tempo investido. As análises buscam identificar a influência do design, do material e da técnica operatória no comportamento mecânico do sistema osso-cimento-implante (Taylor and Prendergast 2015).

Apesar ser um método amplamente conhecido na literatura, a aplicação deste para avaliar esforços gerados por atividades diárias nos pacientes pós ATQ é pouco discutida. Assim, o presente estudo tem o objetivo de contribuir com essa deficiência, que é reconstruir sistema fêmur-cimento-implante de um paciente e simular os esforços mecânicos durante a marcha humana, a fim de auxiliar na elucidação da causa raiz da fratura in vivo de uma haste femoral.

2. METODOLOGIA

O Centro Nacional de Análise de Explantes recebeu uma haste, que fraturou após 1 ano de uso. O paciente era do gênero masculino, tinha 76 anos, a prótese de quadril estava na perna direita, e não foi reportado a massa corporal do paciente. A haste era de aço inoxidável, fixada por cimentação, corpo polido, sem colar, 130 mm de comprimento, e cone do tipo 12/14. A cabeça era de aço inoxidável, sem revestimento, tipo colo curto, e cone do tipo 12/14. Para tentar elucidar



a razão da fratura foi elaborado uma metodologia para reconstrução do sistema fêmur-cimento-implante, e simulação dos esforços mecânicos durante a marcha humana. A metodologia foi dividida em 5 etapas, descritas nos itens a seguir.

2.1. Reconstrução 3D dos implantes

A reconstrução 3D foi realizada utilizando o *software* SolidWorks® e pode ser dividida em quatro estágios principais: Primeiramente foi adicionado uma imagem da haste fraturada com uma régua no plano frontal para ser utilizada como guia (ver Fig. (1)A); Então, a haste foi seccionada em três partes para mensurar suas seções com um paquímetro, e a partir dessas medidas foi modelado a seção transversal em diferentes alturas (ver Fig. (1)B e C); Para transformar as seções transversais em um sólido foi utilizado a ferramenta “Loft de ressalto/base” (ver Fig. (1)D), onde o resultado final da reconstrução 3D pode ser visto na Fig. (1)E. A cabeça também foi reconstruída, a partir da medição com um paquímetro do diâmetro, da altura e da profundidade do cone.

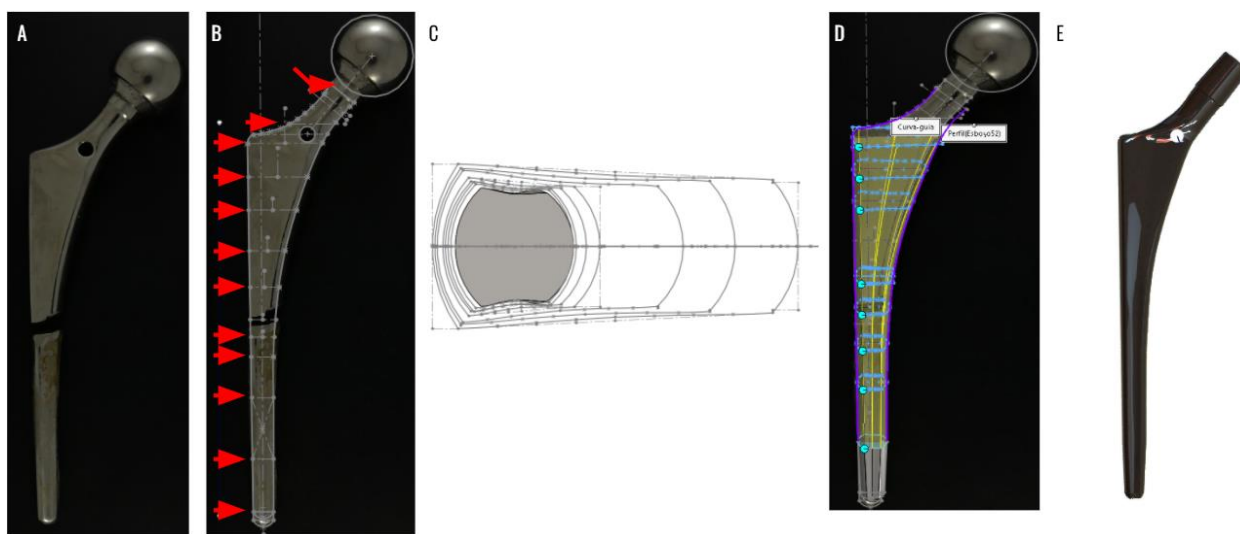


Figura 1. Ilustração do procedimento de reconstrução 3D da haste.

2.2. Posicionamento dos implantes

Para uma adequada avaliação do posicionamento dos componentes da ATQ, é recomendada uma análise radiográfica anteroposterior (AP) pélvica, com o quadril em extensão e máxima rotação interna. Com esta radiografia é possível definir o ângulo de inclinação acetabular, que é medido entre o eixo longitudinal e o eixo acetabular, quando projetado sobre o plano coronal. Já a radiografia em perfil permite medir a angulação anterior-posterior (Vanrusselt et al. 2015). Dessa forma, a partir da análise da radiografia (Fig. (2)A), a haste reconstruída foi posicionada no fêmur direito (Zygote, USA), utilizando o *software* SolidWorks® (Fig. (2)B).

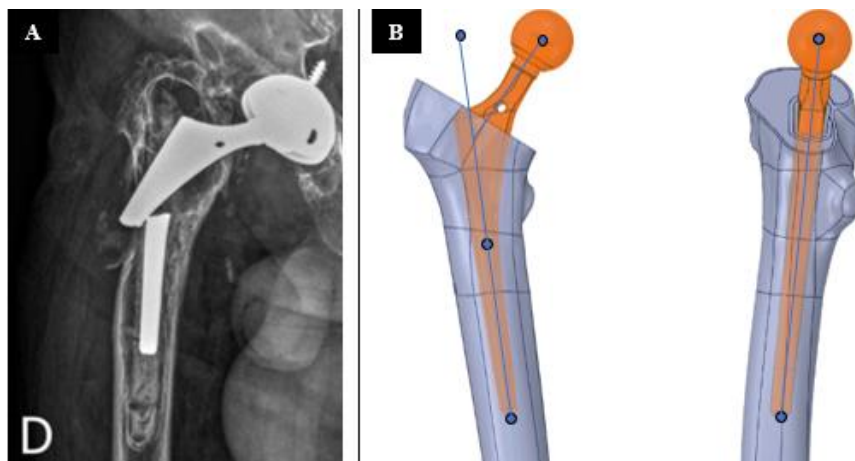


Figura 2. Radiografia da haste fraturada no fêmur (A) e ilustração do posicionamento a partir das radiografias.



2.3. Reconstrução 3D do cimento ósseo e do fêmur

Após o posicionamento da haste no fêmur foi modelado o cimento ósseo, a partir criação de uma casca externa com 2 mm de espessura e o cimento foi prolongada por 20 mm na extremidade distal da haste (ver Fig. (3)), valores comumente utilizados para fixação de cimento (Breusch and Malchau 2005). Um fêmur direito (Zygote, USA) foi utilizado para criação das camadas de osso cortical, osso trabecular e canal medular. A espessura do osso cortical, na região da metáfise proximal, varia de menos de 0,5 mm a mais de 4 mm, com um valor médio de 1,3 mm (Poole et al. 2012). A espessura do osso cortical na diáfise proximal varia de 5,8 e 6,8 mm, com uma média de 6,4 mm (Someya et al. 2020). Assim, para a análise numérica, o osso cortical foi modelado com uma espessura cortical de 1,3 mm na região da metáfise proximal e 6,4 na diáfise proximal (ver Fig. (3)). O canal medular é composto por medula óssea, que possui uma rigidez praticamente nula, logo o canal medular foi considerado vazio.

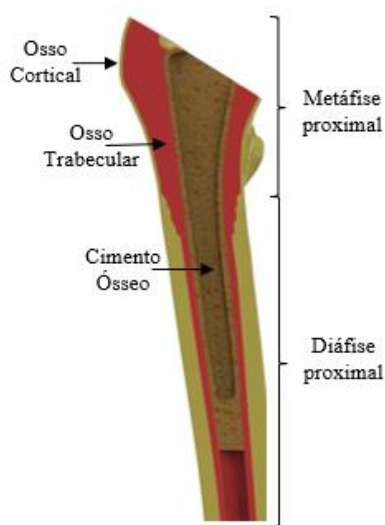


Figura 3. Ilustração da haste: osso cortical (bege), osso trabecular (vermelho) e cimento ósseo (amarelo).

2.4. Simulação numérica dos esforços mecânicos durante a marcha humana

As propriedades mecânicas da haste ($E = 192,0$ GPa; $\nu = 0,27$), cabeça femoral ($E = 192,0$ GPa; $\nu = 0,27$), osso cortical ($\sigma_Y = 108$ MPa; $E = 15,5$ GPa; $\nu = 0,28$), osso trabecular ($\sigma_Y = 85$ MPa; $E = 0,4$ GPa; $\nu = 0,30$) e cimento ósseo ($\sigma_Y = 76$ MPa; $E = 2,7$ GPa; $\nu = 0,35$) foram obtidos a partir de dados publicados na literatura (ASM 23 2012; Bayraktar et al. 2004; Mark 1999; Mendes 2006; Moulgada et al. 2014). Para haste e cabeça femoral foi adotado um limite de escoamento de 386 MPa, valor obtido após conversão dos valores de dureza Vickers.

O carregamento imposto representa a marcha de uma pessoa de 75 kg, que equivale a massa corporal média de todos os pacientes recebidos, visto que não foi reportado a massa do paciente estudado. O sistema de referência do fêmur direito foi adotado. Forças foram aplicadas em diferentes regiões: P0 na cabeça femoral; P1 na região lateral e no centro do trocanter maior e P2 na região lateral e abaixo do trocanter maior. Os dados de carga utilizados neste estudo podem ser baixados em um banco de dados público (www.orthoload.com). O modelo musculoesquelético foi simplificado de acordo com o modelo descrito por Heller et al. (2005). Todas as fibras do glúteo foram agrupadas no músculo abdutor. No ponto P1, a força aplicada está relacionada ao músculo abdutor e às partes proximais e distais do músculo tensor fáscia lata (ver Fig. (4)A, B e C). No ponto P2 a força aplicada está relacionada ao músculo vasto lateral (ver Fig. (4)D). A força de contato do quadril foi aplicada na cabeça femoral, ponto P0 (ver Fig. (4)E). A extremidade mais distal do fêmur foi modelada com uma condição totalmente restrita (ver Fig. (4)F). A análise numérica foi realizada utilizando-se o método dos elementos finitos com o software comercial ANSYS®.

O modelo linear isotrópico elástico foi considerado apropriado para os objetivos específicos da análise via MEF. Uma malha adaptativa foi aplicada aos componentes utilizando elementos tetraédricos de segunda ordem com um tamanho inicial de 1,0 mm para haste, 1,0 mm para região de contato haste-cimento e 2,0 mm para os demais componentes. O contato inicial da interface haste-cabeça, haste-cimento, cimento-osso e trabecular-cortical foi considerado sem folga. A condição de contato entre os ossos trabecular e cortical foi considerada como “bonded”, enquanto uma condição de contato com atrito foi utilizada para as interfaces haste-cabeça ($\mu = 0,11$), haste-cimento ($\mu = 0,13$), cimento-cortical e cimento-trabecular ($\mu = 0,30$) (Fessler and Fricker† 1989; Geringer, Atmani, and Forest 2009; Janssen, Mann, and Verdonshot 2009). O método de penalização tipo Lagrange aumentado foi utilizado para as interfaces, com integração por pontos de Gauss e a rigidez atualizada a cada iteração (Theodore et al. 2014).

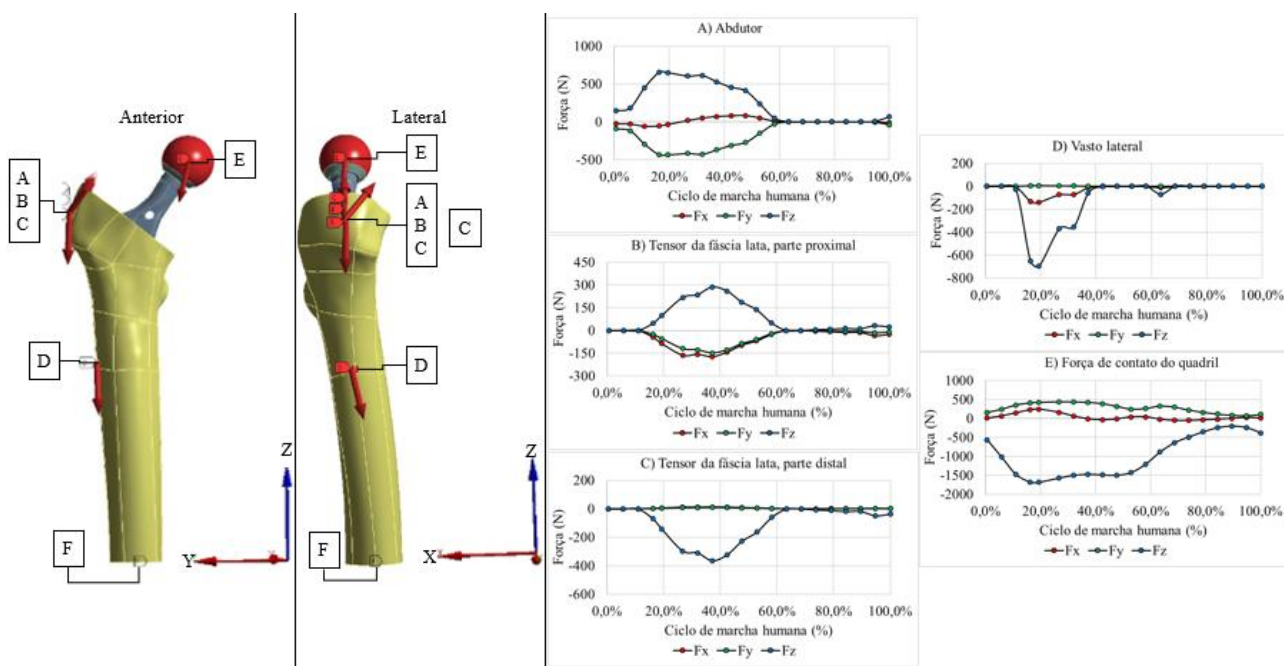


Figura 4. Ilustração dos perfis de carregamento (A, B, C, D e E), e da região totalmente restrita (F).

As distribuições de tensões foram registradas para todas as etapas de carregamento. O ciclo de caminhada corresponde a uma combinação de cargas, variando em termos de magnitude e direção em função do tempo, sendo que 19% do ciclo de caminhada corresponde ao instante em que as maiores tensões equivalente de von Mises e tensão máxima principal ocorrem na haste (ver Fig. (4)). A malha foi refinada, principalmente nas regiões de maiores tensões equivalentes de von Mises e tensão máxima principal, até que a variação da máxima tensão equivalente de von Mises e a tensão máxima principal fossem inferiores a 5%, entre a última solução e a solução anterior, em 19% do ciclo de caminhada.

2.5. Estimativa de vida sob fadiga

O cálculo de vida sob fadiga foi realizado conforme o critério de Goodman modificado. Para tanto, após a análise numérica, foram calculadas as tensões principais no instante de solicitação máxima (max) e mínimo (min), para em seguida calcular as tensões alternadas (σ_a) e médias (σ_m) equivalentes pela hipótese de von-Mises, conforme Eq. (1), Eq. (2), Eq. (3) e Eq. (4). Em seguida, foi determinado a tensão alternante (σ_N), conforme equação Eq. (5).

$$\sigma_a = (\sigma_{\max} - \sigma_{\min})/2 \quad (1)$$

$$\sigma_m = (\sigma_{\max} + \sigma_{\min})/2 \quad (2)$$

$$\sigma_{vm-a} = \sqrt{(\sigma_{1a})^2 + (\sigma_{2a})^2 + (\sigma_{3a})^2 - \sigma_{1a}\sigma_{2a} - \sigma_{2a}\sigma_{3a} - \sigma_{1a}\sigma_{2a}} \quad (3)$$

$$\sigma_{vm-m} = \sqrt{(\sigma_{1m})^2 + (\sigma_{2m})^2 + (\sigma_{3m})^2 - \sigma_{1m}\sigma_{2m} - \sigma_{2m}\sigma_{3m} - \sigma_{1m}\sigma_{2m}} \quad (4)$$

$$\sigma_N = \sigma_{vm-a} / (1 - \frac{\sigma_{vm-m}}{\sigma_u}) \quad (5)$$

A tensão limite de fadiga é influenciada por fatores como carregamento, tamanho, superfície, temperatura, e a confiabilidade da estimativa da vida sob fadiga, que normalmente não ultrapassam 8% dos valores médios (Norton 2013). Por isso, é necessário calcular uma tensão limite de fadiga corrigida (σ_u^*), a partir da Eq.(6).

$$\sigma_u^* = C_{Carreg} C_{Tamanho} C_{Superf} C_{Temp} C_{Conf} \sigma_u \quad (6)$$

Sendo: C_{carreg} é o fator de carregamento, igual a 1 para flexão; $C_{tamanho}$ é o fator de tamanho, igual a 1 para um diâmetro equivalente menor do que 8 mm; C_{Superf} é o fator de superfície, igual a 0,9 para uma superfície polida e com dureza inferior



a 200 HB (igual 200 HV); C_{Temp} é o fator de temperatura, igual a 1 para temperatura inferior a 450 °C; C_{conf} é o fator de confiabilidade, igual a 0,814 para uma confiabilidade de 99%.

Por fim, o número de ciclos necessário para induzir a falha sob fadiga foi determinado, conforme Eq.(7), Eq.(8) e Eq.(9).

$$N = \frac{m}{\sqrt{\sigma_N/C}} \quad (7)$$

$$C = 0,8 \sigma_u \sqrt[1000]{m} \quad (8)$$

$$m = - \left(\log_{10} (0,8 \sigma_u / \sigma_u^*) \right) / 3 \quad (9)$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados da análise numérica indicam que a região com maior valor da máxima tensão principal (σ_1) encontra-se a uma distância de aproximadamente a 70,5 mm em relação extremidade distal da haste (ver Fig. (5)A) e na região de transição anterior-lateral (ver Fig. (5)C). A altura de valor da máxima tensão principal foi próximo ao local de fratura da haste, que ocorreu em uma distância de 68,6 mm em relação a extremidade distal da haste (ver Fig. (5)B). O local de maior valor da máxima tensão principal (ver Fig. (5)C), também coincide com a região de possível nucleação da trinca, próximo a região de transição anterior-lateral (ver Fig. (5)D). A distribuição de tensão, pela análise numérica, coincide com o modo de falha identificado in vivo de fadiga por flexão unidirecional. Dessa forma, a análise numérica realizada conseguiu estimar o local de máxima tensão, e o tipo de condição de carregamento que gerou a falha in vivo.

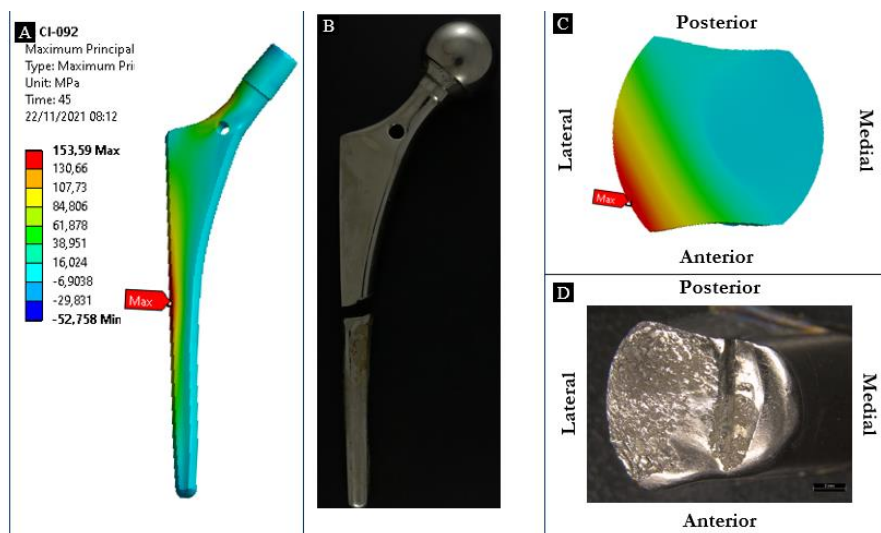


Figura 5. Ilustração da distribuição de tensão no corpo da haste (A) e na seção transversal (C). Imagens da haste fraturada (B) e da superfície de fratura (D).

Após a análise numérica foi estimado a vida sob fadiga, baseado no critério de Goodman modificado, conforme equações 2 a 4. Na região de máxima tensão principal, a tensão alternante foi 91 MPa. Ao aplicar as equações 3 e 4, estima-se uma vida sob fadiga $1,1 \cdot 10^9$ ciclos. O paciente permaneceu com a haste por 1 ano, sendo equivalente a cerca de $1,0 \cdot 10^6$ a $2,0 \cdot 10^6$ ciclos (Kinkel et al. 2009). Dessa forma, pela análise numérica, a tensão trativa sobre haste, possivelmente, seria insuficiente para induzir uma fratura por fadiga em 1 ano, pelo menos para a configuração adotada quanto a força aplicada, posição do implante em relação ao fêmur e suporte ósseo total ao redor da haste. Contudo, é válido ressaltar que, existem incertezas quanto ao método numérico, tendo em vista que é considerado apenas a atividade de caminhada, e outras atividades podem induzir uma maior solicitação mecânica na haste, suficientemente elevada para nuclear a trinca.

4. CONCLUSÃO

A análise numérica do sistema fêmur-cimento-implante demonstrou a região de máxima tensão trativa próximo ao local de nucleação da trinca in vivo, além de que o sentido de distribuição de tensão coincide com o modo de falha identificado de fadiga por flexão unidirecional. A estimativa de vida sob fadiga foi três ordens de grandeza acima do



número de ciclos in vivo. Dessa forma, possivelmente, a falha não ocorreu por problemas relacionados ao design. A falha pode ter sido uma combinação de fatores, onde deve ser considerada a possibilidade que as propriedades do material (microestrutura e dureza) não estivessem com os requisitos mínimos exigidos pelas normas técnicas para esta liga metálica. Para corroborar esta hipótese é necessária a caracterização do material.

5. REFERÊNCIAS

- AOANJRR. **National Joint Replacement Registry -- Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty -- Annual Report 2021**Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, 2021.
- ASM 23. ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices. **ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices**, 2012.
- BAYRAKTAR, H. H.; MORGAN, E. F.; NIEBUR, G. L.; et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. **Journal of Biomechanics**, 2004.
- BREUSCH, S. J.; MALCHAU, H. **The well-cemented total hip arthroplasty : theory and practice**. Springer, 2005.
- FESSLER, H.; FRICKER†, D. C. Friction in femoral prosthesis and photoelastic model cone taper joints. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, 1989.
- GERINGER, J.; ATMANI, F.; FOREST, B. Friction-corrosion of AISI 316L/bone cement and AISI 316L/PMMA contacts: Ionic strength effect on tribological behaviour. **Wear**, 2009.
- HELLER, M. O.; BERGMANN, G.; KASSI, J. P.; et al. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 1155–1163, 2005.
- JANSSEN, D.; MANN, K. A.; VERDONSCHOT, N. Finite element simulation of cement-bone interface micromechanics: A comparison to experimental results. **Journal of Orthopaedic Research**, 2009.
- KINKEL, S.; WOLLMERSTEDT, N.; KLEINHANS, J. A.; HENDRICH, C.; HEISEL, C. Patient activity after total hip arthroplasty declines with advancing age. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 467, n. 8, p. 2053–2058, 2009. Springer.
- LUNN, D. E.; LAMPROPOULOS, A.; STEWART, T. D. Basic biomechanics of the hip. **Orthopaedics and Trauma**, v. 30, n. 3, 2016.
- MARK, J. E. **Polymer Data Handbook**. 1999.
- MENDES, R. **Estudo experimental comparativo dos cimentos ósseos nacionais** Renato Mendes, 2006. Pontifícia Universidade Católica.
- MOULGADA, A.; BOUZIANE, M. M.; BACHIR BOUIADJRA, B.; et al. Finite element simulation of stress distribution in the different components of Ceraver-Osteal hip prosthesis: Static and dynamic analysis. **Mechanika**, 2014.
- NJR. **18 th Annual Report 2020 - National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man**National Joint Registry, 2021.
- NORTON, R. L. **Projeto de máquinas**. Bookman Editora, 2013.
- POOLE, K. E. S.; TREECE, G. M.; MAYHEW, P. M.; et al. Cortical thickness mapping to identify focal osteoporosis in patients with hip fracture. **PLoS ONE**, 2012.
- SOMEYA, K.; MOCHIZUKI, T.; HOKARI, S.; et al. Age- and sex-related characteristics in cortical thickness of femoral diaphysis for young and elderly subjects. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, 2020.
- SWARTS, E.; KOP, A.; JONES, N.; et al. Microstructural features in fractured high nitrogen stainless steel hip prostheses: A retrieval study of polished, tapered femoral stems. **Journal of Biomedical Materials Research - Part A**, 2008.
- TAYLOR, M.; PRENDERGAST, P. J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities? **Journal of Biomechanics**, 2015.
- 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. **Applied Mechanics and Materials**, v. 553, p. 287–292, 2014.
- VANRUSSELT, J.; VANSEVENANT, M.; VANDERSCHUEREN, G.; VANHOENACKER, F. Postoperative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know. **Insights into Imaging**, 2015.

6. AGRADECIMENTOS

O estudo contou com o apoio do Fundo Nacional de Saúde (FNS), Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Ministério da Saúde.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.