

IDENTIFICAÇÃO DAS REGIÕES POTENCIALMENTE CRÍTICAS PARA TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE EM HASTES FEMORAIS NÃO-CIMENTADAS

Ana Letícia Lopes Tito, UFSCar, analetito@gmail.com
Armando Ítalo Sette Antonialli, UFSCar, antonialli@ufscar.br

Resumo. Próteses de quadril não-cimentadas requerem tratamentos de superfície para viabilizar sua osteointegração restabelecendo, assim, a funcionalidade da articulação coxofemoral. No entanto, tais tratamentos costumam reduzir de maneira bastante pronunciada a vida em fadiga dos implantes. Este trabalho tem como objetivo avaliar a distribuição de tensões na haste femoral de uma prótese não-cimentada por meio de simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos, identificando as regiões potencialmente críticas para tratamentos de superfície, considerando seu impacto na resistência à fadiga. Para tanto, foram definidas condições de contorno idênticas àquelas especificadas da norma ABNT NBR ISO 7206-4, que estabelece as condições de ensaio de fadiga desses componentes. Os resultados mostram que as porções medial e lateral da haste são as mais solicitadas mecanicamente e que, portanto, os tratamentos de superfície devem ser evitados especialmente na região lateral, já que nela predominam as tensões trativas. Esse conhecimento pode contribuir com uma nova geração de projetos aprimorados para próteses de quadril.

Palavras chave: prótese de quadril, simulação numérica, fadiga.

1. INTRODUÇÃO

A artroplastia total de quadril (ATQ) 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 (Shackelford, 2008). Em relação ao tipo de fixação do componente femoral ao osso, as próteses podem ser classificadas como cimentadas ou não-cimentadas, sendo as primeiras dependentes da presença de um cimento ósseo – geralmente polimetil-metacrilato (PMMA) – na interface com o osso, enquanto, nas últimas, a fixação é produto de ancoragem mecanobiológica (Katti, 2002).

Para permitir a integração da haste femoral ao osso no caso de próteses não-cimentadas, é necessário que seja feito algum tratamento em sua superfície, como revestimento poroso por plasma ou deposição de hidroxiapatita (Barbucci, 2002). No entanto, diversos estudos apontam para a diminuição da resistência à fadiga do implante em decorrência de tais tratamentos (Apachitei *et al.*, 2011).

O objetivo deste trabalho é identificar, por meio de simulação numérica, as regiões da haste femoral associadas a maiores níveis de tensão e, portanto, mais sujeitas à ocorrência de trincas de fadiga considerando eventuais tratamentos de superfície.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A identificação das regiões potencialmente críticas para tratamento de superfícies foi proposta para um modelo comercial de prótese de quadril, a haste de Thompson (Fig. 1)(Fuentes, 2012), disponível em uma base de dados de domínio público.

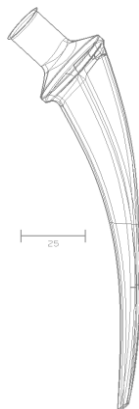


Figura 1. Haste de Thompson (Fuentes, 2012)

O material escolhido, para ambos os modelos, foi a liga de titânio Ti-6Al-4V ELI, especificada pela norma ASTM F136 (2013), comumente utilizada na fabricação de implantes em razão de sua biocompatibilidade, boa resistência à fadiga e baixo módulo de elasticidade, além de baixa densidade e boa resistência à corrosão (Barbucci, 2002). A Tab. (1) (Lampman, 1990) contém as propriedades mecânicas necessárias às simulações numéricas: o módulo de elasticidade “E”, o coeficiente de Poisson “ ν ” e o módulo de cisalhamento “G”.

Tabela 1. Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V ELI (Lampman, 1990).

liga	E (GPa)	ν	G (GPa)
Ti-6Al-4V ELI (ASTM F136)	114	0,34	42

A liga em questão é comercializada na condição recristalizada; portanto, é razoável adotar, para as hastes, um modelo isótropo linear elástico até o limiar da sua tensão de escoamento, 795 MPa (ASTM, 2013), o qual pode ser expresso pela lei de Hooke generalizada (Roesler, Harders e Baeker, 2007), em que σ_x , σ_y e σ_z são as tensões normais em um determinado nó da malha, τ_{yz} , τ_{zx} e τ_{xy} as tensões cisalhantes, ϵ_x , ϵ_y e ϵ_z as deformações lineares e γ_{yz} , γ_{zx} e γ_{xy} as deformações angulares.

As simulações numéricas foram realizadas com o recurso computacional Siemens NX Nastran 8 em condições de contorno idênticas àquelas especificadas da norma ABNT NBR ISO 7206-4 (2011), que estabelece as condições de ensaio de fadiga de componentes femorais de próteses de quadril. Como pode ser visto na Fig. (2) (ABNT, 2011), o nível do meio de embutimento, em que a haste deve ficar engastada, situa-se 80 mm abaixo do centro da sua cabeça. Seu eixo (KL) deve se posicionado inclinado de $\alpha = 10^\circ$ e $\beta = 9^\circ$ em relação à direção da aplicação da carga (2) de 2300 N.

O modelo de malha escolhida para realizar a simulação foi do tipo tetraédrico 3D para elementos sólidos com tamanho de $0.5 \text{ mm} \pm 10\%$. Com isso, foi possível gerar 679870 elementos de malha e 993603 nós, possibilitando uma maior precisão dos resultados. Pelo fato da peça representar um modelo do objeto real algumas aproximações foram consideradas para análise, tais como ausência de deformidades oriundas do processo de fabricação e rugosidades do material. Ambos foram desprezados, ainda que interfiram na distribuição de tensão ao longo da peça, pois o software não era capaz de levar em consideração esses fatores para realizar a simulação.

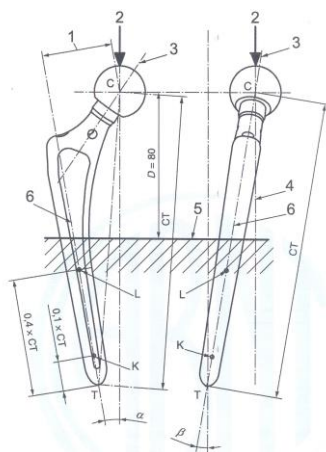


Figura 2. Condições de contorno empregadas nas simulações, conforme a norma ABNT NBR ISO 7206-4 (2011).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Fig. (3), abaixo, exprime os resultados da simulação numérica para a tensão de Von Mises na haste de Thompson, sendo possível identificar, por meio da escala de cores, as regiões associadas a maiores ou menores níveis de tensão.

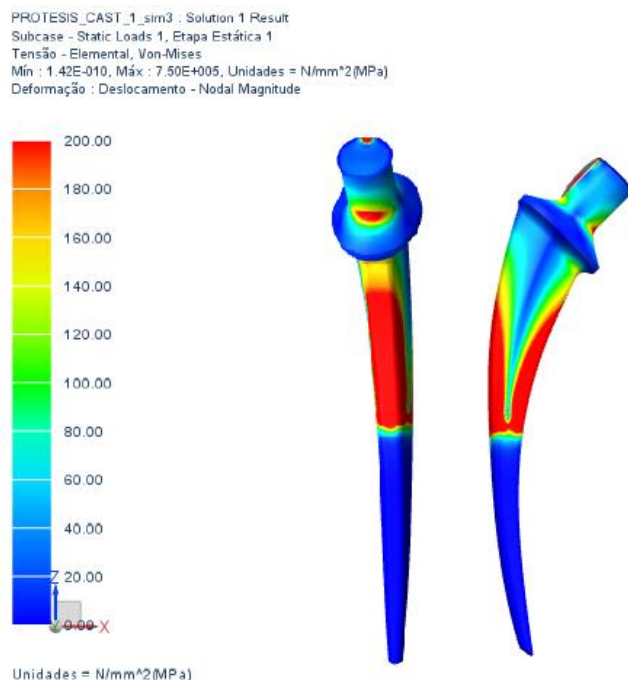


Figura 3. Distribuição da Tensão equivalente de Von Mises: (a) vista medial e (b) vista anterior.

Percebe-se que a haste femoral apresenta uma distribuição bastante desigual de tensões, decorrência da flexão resultante da carga aplicada na sua cabeça. Sendo assim, as tensões são predominantemente compressivas na região medial (Fig. 3 (a)) e trativas na porção lateral.

A região do colar está sujeita aos menores níveis de tensão, da ordem de 20 MPa (porção azul da Fig. 3 (b)), e boa parte do centro da haste experimenta tensões inferiores a 100 MPa (porções azul-clara e verde da Fig. 3 (b)). Os maiores níveis de tensão são verificados nos extremos medial e lateral em torno de 200 MPa (porções vermelhas da Fig. 3 (b)) e, embora estejam bastante abaixo do limite de escoamento da liga de titânio, 795 MPa, essas regiões podem ser consideradas críticas para tratamentos de superfície ao passo que tendem a reduzir bastante a resistência à fadiga do componente.

4. CONCLUSÕES

Considerando que as tensões na região lateral da haste de Thompson apresentam natureza trativa, pode-se concluir que, nelas, os tratamentos de superfície são proibitivos por apresentarem risco à nucleação de trincas de fadiga em serviço.

Para evitar tais ocorrências desastrosas, os fabricantes de implantes têm superdimensionado seus produtos, o que significa elevação de custos e, conseqüentemente, do preço de venda ao consumidor.

A adoção de uma sistemática seletiva para os tratamentos de superfície de próteses não-cimentadas pode contribuir com uma nova geração de projetos aprimorados para próteses de quadril que sustentem longas vida em fadiga, indispensável requisito para a certificação do produto, sem prejuízos à osteointegração e, portanto, ao restabelecimento da funcionalidade dessa articulação.

5. REFERÊNCIAS

- ABNT, 2011, “NBR ISO 7206-4: Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril - Parte 4: Determinação das propriedades de resistência à fadiga e componentes femorais com haste”, Rio de Janeiro, Brasil, 14 p.
- ALI, 2011, “Hip implant”. 9 Outubro 2013 <<https://grabcad.com/library/hip-implant>>.
- Apachitei, I., Leoni, A., Riemsdag, A.C., Fratila-Apachitei, L.E., Duszczek, J., 2011, “Enhanced fatigue performance of porous coated Ti6Al4V biomedical alloy”, Applied Surface Science, Vol. 257, pp. 6941-6944.
- ASTM, 2013, “F136: Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)”, West Conshohocken, USA, 5 p.
- Barbucci, R., 2002 “Integrated Biomaterials Science”, Ed. Springer, New York, USA, 1037 p.
- Beer, F.P., Johnston Jr, E.R., 1996, “Resistência dos materiais”, Ed. Makron Books, São Paulo, Brasil, 1255 p.

- Fuentes, E., 2012, “Hip Replacement Prosthesis”. 9 Outubro 2013 <<https://grabcad.com/library/hip-replacement-prosthesis>>.
- Katti, K.S., 2004, “Biomaterials in total joint replacement”, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, Vol. 39, pp. 133-142.
- Lampman, S., 1990, “Wrought Titanium and Titanium Alloys”, ASM Handbook Vol.2, ASM International, pp. 592-633.
- Roesler, J., Harders, H., Baeker, M., 2007, “Mechanical Behaviour of Engineering Materials: Metals, Ceramics, Polymers, and Composites”, Ed. Springer, Berlin, Germany, 534 p.
- Shackelford, J.F., 2008, “Ciência dos materiais”, Ed. Pearson Prentice Hall, S.Paulo, Brasil, 576 p.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos (CCDM/DEMa/UFSCar) pela colaboração técnica.

7. ABSTRACT

IDENTIFYING POTENTIALLY CRITICAL ZONES REGARDING TO SURFACE TREATMENTS ON CEMENTLESS FEMORAL STEMS

Cementless hip prostheses require surface treatments in order to make osseointegration feasible, so restoring functionality of the coxofemoral joint. However, these treatments usually produce a harmful reduction of implants fatigue life. This work aims to evaluate stress distribution over a cementless prosthesis femoral stem by numerical simulation using the finite element method, identifying potentially critical zones regarding to surface treatments, considering their impact over fatigue strength. For that, identical to ABNT NBR ISO 7206-4 standard, which establishes fatigue testing procedures for these components, boundary conditions were fixed. Results show that medial and lateral portions of the stem are more severely loaded, and then surface treatments must be avoided specially on stem lateral, as tensile stresses prevail. This knowledge may contribute with a new generation of hip prostheses improved designs.

Keywords: hip prosthesis, numerical simulation, fatigue.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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