

Modelos computacionais para análise e projecto da prótese do ombro

João Folgado, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal,
e-mail: jfolgado@dem.ist.utl.pt

Carlos M. Quental, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal,
e-mail: miguel@kental.net

Nelson S. Ribeiro, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal,
e-mail: nelson.ribeiro@gmail.com

Paulo R. Fernandes, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal,
e-mail: prfernan@dem.ist.utl.pt

Jacinto Monteiro, Departamento de Ortopedia, Hospital Santa Maria, Lisboa, Portugal e Faculdade de Medicina, Universidade Lisboa, Portugal, e-mail: jac.monteiro@hsm.min-saude.pt

Introdução

A artroplastia total do ombro proporciona um tratamento para uma variedade de patologias que afectam o mecanismo funcional do ombro. Contudo, tal como nas restantes artroplastias, esta técnica está associada a um conjunto de complicações que podem conduzir à falência da prótese. O *loosening* asséptico tem sido apontado como um factor determinante para a falência da articulação artificial do ombro [1], apontando-se a acção nociva das partículas libertadas pelo desgaste da componente em polietileno como uma das principais causas do descolamento asséptico dos componentes mecânicos implantados. Este processo de falha, bem como a outras causas como a fractura periprotética, poderá também estar associado à remodelação óssea que ocorre após a inserção do implante. Neste trabalho foram desenvolvidos modelos computacionais para analisar a remodelação óssea no úmero após uma artroplastia do ombro e para analisar o desgaste da componente em polietileno.

Remodelação óssea no úmero

O osso foi modelado como um material poroso, caracterizado em cada ponto do domínio pela sua densidade. O modelo de remodelação consiste num problema de optimização de topologia, através da minimização de uma função objectivo que tem em conta a rigidez estrutural e um custo metabólico associado à manutenção da massa de osso [2]. A lei de remodelação óssea pode ser estabelecida através da equação,

$$\frac{\partial \mu}{\partial t} = \sum_{p=1}^N \left(\alpha^p \frac{\partial \mathbf{E}_{ijkl}}{\partial \mu} \boldsymbol{\varepsilon}_{ij} \boldsymbol{\varepsilon}_{kl} \right) - \kappa \quad (1)$$

onde μ representa a densidade, \mathbf{E} o tensor das propriedades elásticas, $\boldsymbol{\varepsilon}$ o tensor das extensões, k o parâmetro biomecânico associado ao custo metabólico e α^p representa o peso relativo de cada um dos N casos de carga. A resolução desta equação permite determinar a distribuição de densidade óssea. O cálculo do campo de extensões foi efectuado através do método dos elementos finitos (software ABAQUS). O

osso foi sujeito a 6 casos de carga, correspondentes a 6 diferentes movimentos. Considerou-se a acção de 10 músculos e a reacção da articulação glenomer. O parâmetro biomecânico k foi determinado com base na análise da remodelação óssea do úmero sem implante, seleccionando-se o valor que melhor reproduzia a morfologia real do osso (figura 1a). Na situação com implante (figura 1b-d), foram modeladas as variantes de haste cimentada e não cimentada, considerando-se ainda diferentes condições de simulação para as interfaces cimento-implante e osso-implante. Nos modelos *bonded* (implante completamente ligado ao cimento ou ligado ao osso, consoante a modelação de haste cimentada ou não cimentada) os resultados apresentaram uma perda, não muito acentuada, de massa óssea na região proximal do úmero. Nos modelos considerando contacto entre o implante e o cimento ou entre o implante e o osso (consoante a modelação de haste cimentada ou não cimentada), que correspondem a modelações do problema mais de acordo com as condições *in vivo*, não foi registada perda de massa óssea significativa. Estes resultados levam a concluir que o efeito de *stress shielding* e consequente remodelação óssea não é um factor preponderante para a falência protésica da componente umeral.

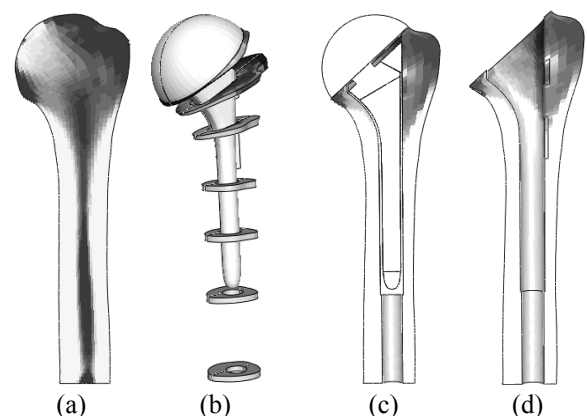


Figura 1: Remodelação óssea no úmero: resultado para osso intacto (a), modelo geométrico com implante (b), resultado com haste cimentada (c-d).

Desgaste da componente em polietileno

Na determinação do desgaste da componente em polietileno consideraram-se dois modelos de prótese: anatômica e inversa. Estas componentes foram fixas ao osso, a omoplata no caso do modelo anatômico e o úmero no caso do modelo inverso, tendo-se considerado uma fixação cimentada. No modelo de prótese anatômica consideraram-se as variantes de quilha e de pinos. Consideraram-se as condições de osso não patológico e osso patológico (artrítico) e estudou-se também a influência da diferença de raios, no desgaste, entre os componentes articulares.

O desgaste linear (ou profundidade de desgaste) W_{lin} , em cada ponto da superfície do polietileno, foi calculado com base na equação [3],

$$W_{lin} = K_w \cdot p \cdot S \quad (2)$$

onde K_w representa um coeficiente de desgaste, p a pressão de contacto e S a distância de deslizamento. Considerou-se um movimento de abdução do braço dos 5° aos 180°, segundo os dados cinemáticos e dinâmicos referidos em van der Helm [4]. Para a determinação da distribuição de pressão recorreu-se ao método dos elementos finitos (software ABAQUS). Os modelos sólidos que permitiram a construção da malha volumétrica dos ossos considerados resultaram da aplicação de técnicas de segmentação a imagens de tomografia computadorizada. Foi considerado o problema de contacto do tipo rígido-flexível - a componente metálica do implante foi modelada como uma esfera rígida.

Os resultados obtidos demonstraram que as pressões de contacto e o desgaste linear gerado em próteses anatômicas (figura 2) são maiores do que aqueles que se desenvolvem em próteses inversas (figura 3). Observou-se, no entanto, uma melhor performance das próteses anatômicas, em termos de desgaste volumétrico - o sistema articular anatômico registou menor desgaste volumétrico. Os resultados revelaram ainda que, nos dois tipos de prótese, os modelos de maior congruência (menores diferenças radiais) apresentaram os menores valores de desgaste linear e os maiores valores de desgaste volumétrico. Por último, comparando-se o desgaste entre osso artrítico com o osso não patológico, constatou-se que o desgaste linear foi inferior para osso artrítico. Contudo, o osso artrítico registou um maior desgaste volumétrico.

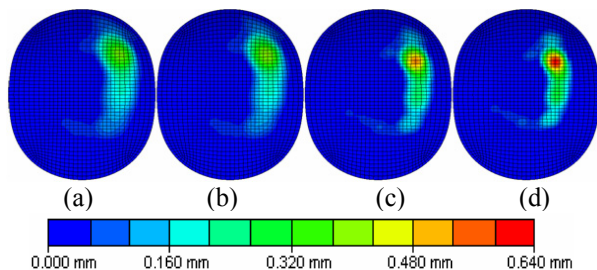


Figura 2: Desgaste linear (para 3500×365 movimentos de abdução) na prótese anatômica, modelo de quilha: diferença radial de 1.5mm (a-b), 3.5mm (c), 5mm (d); modelo de osso artrítico (a), osso normal (b-d).

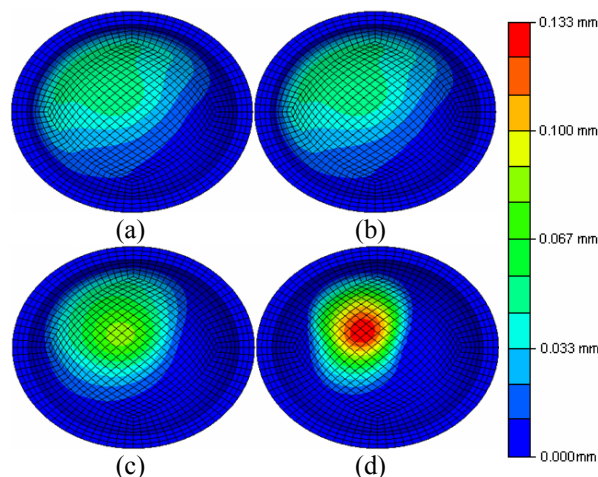


Figura 3: Desgaste linear (para 3500×365 movimentos de abdução) na prótese inversa: diferença radial de 0µm (a-b), 10µm (c), 50µm (d); modelo de osso artrítico (a), osso normal (b-d).

Comentários finais

Os modelos apresentados nesta comunicação contribuem para o melhor conhecimento da biomecânica da articulação do ombro e podem ser úteis no projecto de novos dispositivos ortopédicos. Os modelos, que utilizam conceitos de mecânica computacional, são aplicáveis ao estudo de outras juntas artificiais.

Agradecimentos

A participação no encontro foi financiada pelo projecto "Biomecânica Estrutural - Estudo de Implantes e Análise de Tecidos Moles", no âmbito do Convénio GRICES/CAPES (Proc. 4.1.3/CAPES/CPLP).

Referências bibliográficas

- [1] Bohsali K.I., Wirth M.A., Rockwood Jr. C.A., Complications of total shoulder arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery Am.*, 88(10), pp. 2279-92, 2006.
- [2] Fernandes P., Rodrigues H., Jacobs C., A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on the Trajectorial Theory of Wolff, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2, pp. 125-138, 1999.
- [3] Fialho J.C., Fernandes P.R., Eça L., Folgado J., Computational Hip Joint Simulator for Wear and Heat Generation, *Journal of Biomechanics*, 40, (11), pp.2358-2366, 2007.
- [4] van der Helm, F.C., Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism, *Journal of Biomechanics*, 27(5), pp. 527-50, 1994.