

Modelos Computacionais para Análise e Projecto de Próteses da Anca

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

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

Introdução

Nesta comunicação, apresentam-se modelos computacionais desenvolvidos no seio do grupo de investigação em biomecânica do IDMEC-IST para análise e projecto de implantes ortopédicos, em particular para a prótese da anca. Estes modelos são baseados na mecânica dos sólidos e estrutural, método dos elementos finitos e técnicas de optimização.

A comunicação centra-se em dois modelos: análise da remodelação óssea e do processo de osteointegração após a artroplastia da anca com haste femorais não cimentadas e optimização de forma da haste femoral.

Remodelação óssea e osteointegração

A remodelação óssea que ocorre após uma artroplastia total da anca é um factor importante, visto que uma reabsorção excessiva de osso pode originar uma fractura ou um deficiente suporte mecânico do implante, conduzindo a eventual falha, ou originar dificuldades acrescidas numa cirurgia de revisão. A solicitação mecânica a que o osso fica sujeito é um dos factores preponderantes que levam à reabsorção óssea e depende do modo como a transferência de carga se efectua entre o osso e o implante. Numa haste não cimentada é usual a utilização de revestimento, de modo a promover uma ligação biológica entre osso e haste, para garantir a estabilidade do implante. Contudo, a existência de revestimento não é condição suficiente para assegurar uma ligação biológica, existindo factores adversos que inibem essa ligação, nomeadamente o deslocamento relativo da interface. De facto, é necessário uma boa estabilidade no período pós operativo imediato, evitando deslocamentos relativos elevados, que inibem a ligação biológica.

O modelo desenvolvido para analisar o comportamento do osso após a artroplastia combina um modelo de remodelação óssea com um modelo para determinar a

osteointegração [1,2]. O osso é modelado como um material poroso, ortotrópico de densidade variável, caracterizado pela sua densidade e orientação. A remodelação óssea é formulada como um problema de distribuição de material, através da minimização de uma função que tem em conta a rigidez estrutural e o custo metabólico associado à manutenção da massa de osso. No problema de optimização são consideradas condições de contacto na interface do osso com o implante. A possibilidade de osteointegração é definida com base no deslocamento relativo entre os corpos em contacto e caso existam condições para a osteointegração é estabelecida uma ligação entre o osso e o implante. Na figura 1 apresenta-se os resultados de remodelação óssea para hastes em Titânio e em Cobalto-Crómio (Co-Cr). As zonas mais claras correspondem a osso esponjoso de baixa densidade e as zonas escuras correspondem a osso compacto. Verifica-se uma maior absorção para a haste em Co-Cr (haste mais rígida) e em ambos os casos nota-se uma densificação na extremidade da haste e no final da zona revestida. Na figura 2 são apresentados os padrões de osteointegração para hastes com geometria e materiais diferentes. As zonas escuras correspondem a zonas onde existe fixação biológica. Admitiu-se que na zona não revestida nunca há osteointegração. A osteointegração depende da geometria da haste e quando se altera o material o padrão altera-se mais para a haste circular do que para a outra haste.

Optimização da forma da haste femoral

Como foi referido para o modelo anterior, a estabilidade inicial das próteses não cimentadas é um aspecto primordial no sucesso da artroplastia total da anca. Tensões de contacto e deslocamentos excessivos impedem a osteointegração, inibindo o crescimento ósseo.

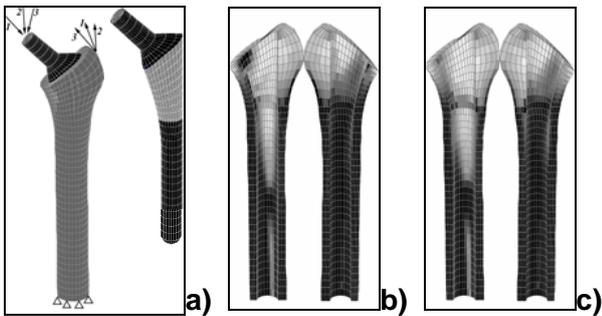


Figura 1: Remodelação óssea após a artroplastia total da anca. a) Malha de Elementos Finitos, Carregamento e Condições de Fronteira. b) haste de Titânio c) haste de Co-Cr.

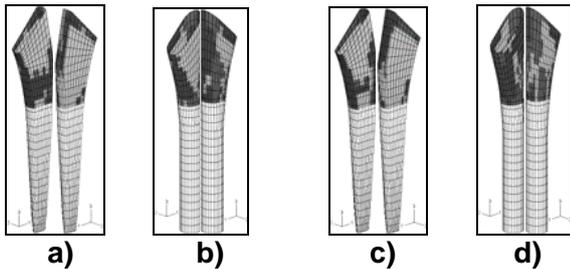


Figura 2: Padrões de osteointegração após a artroplastia total da anca. a) e b) haste de Titânio; c) e d) haste de Co-Cr.

O controlo do deslocamento relativo na interface osso-prótese e da tensão de contacto adquire elevada importância. Uma das formas de controlar estes parâmetros, é actuar sobre a geometria da haste, embora esta esteja condicionada pela anatomia do fémur. Neste modelo caracteriza-se o modo como a geometria da haste se relaciona com a estabilidade inicial. Para tal, desenvolveu-se um processo de optimização da geometria da haste da prótese da articulação da anca, onde o objectivo é minimizar o deslocamento tangencial relativo e a tensão normal de contacto na interface osso-prótese. As variáveis de projecto são parâmetros que caracterizam secções da haste definindo a sua geometria. Nas figura 3, 4 e 5 apresenta-se as geometrias optimizadas quando se minimiza o deslocamento, a tensão na interface e ainda quando se faz uma análise multi-objectivo combinando estes dois factores. As formas para minimizar o deslocamento apresentam um colar mais acentuado e uma extremidade mais larga enquanto as formas que minimizam a tensão conduzem a extremidades da haste estreitas. Com uma estratégia de optimização multi-objectivo obtém-se geometrias que traduzem o compromisso entre estes dois efeitos. Uma descrição completa do modelo pode ser encontrada em [3].

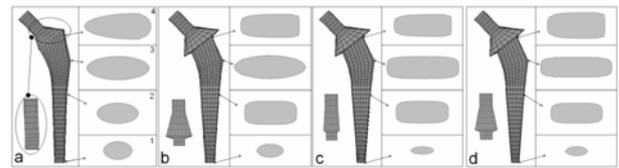


Figura 3: a) Geometria inicial. b) c) e d) Geometrias optimizadas para minimizar os deslocamentos na interface. Caso de carga 1, 2 e 3, respectivamente.

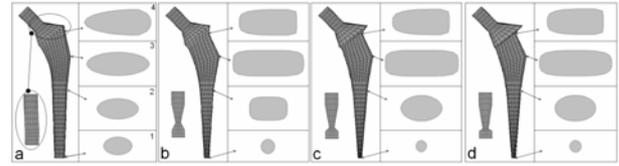


Figura 4: a) Geometria inicial. b) c) e d) Geometrias optimizadas para minimizar as tensões na interface. Caso de carga 1, 2 e 3, respectivamente.

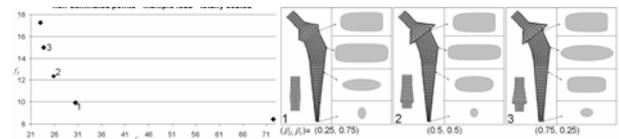


Figura 5: Pontos não dominados para a solução multi-objectivo. Geometrias optimizadas para três diferentes combinações de pesos dos objectivos.

Comentários finais

Os modelos apresentados nesta comunicação contribuem para o melhor conhecimento da biomecânica da articulação da anca e podem ser muito úteis no projecto de novos dispositivos ortopédicos. Os modelos, que utilizam conceitos de mecânica computacional e optimização estrutural, são aplicáveis ao estudo de outras juntas artificiais e também a problemas de ortodontia.

Referências bibliográficas

- [1] Fernandes P., Rodrigues H. e Jacobs C., A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on The Trajectorial Theory of Wolff, *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 2, p. 125-138, 1999
- [2] Fernandes P.R., Folgado J., Jacobs C. e Pellegrini V., A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems, *J. Biomech.*, 35(2), p. 167-176, 2002
- [3] Ruben R.B., Folgado J. e Fernandes P.R., A Three-Dimensional Model for Shape Optimization of Hip Prostheses Using a Multi-Criteria Formulation, *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 2006, *in press*