

Simulação computacional para testes pré-clínicos de implantes ortopédicos

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng., Laboratório de Engenharia Biomecânica, Hospital Universitário, Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: roesler@hu.ufsc.br

Eduardo Alberto Fancello, DSc. Eng., Grupo de Análise de Sistemas Mecânicos / Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: fancello@grante.ufsc.br

Introdução

A perda de massa óssea em torno de próteses de quadril não cimentadas tem sido atribuída ao projeto do implante e à qualidade óssea pré-operatória. A inserção da haste metálica dentro da cavidade medular altera os níveis de tensão no volume ósseo, e por isto o fêmur remodela-se [1,2]. Os fatores dependentes do implante que determinam o grau de reabsorção óssea (*stress-shielding*) incluem o módulo de elasticidade do material do implante, sua geometria (ajuste), e as características da interface osso-implante (tipo de adesão). A qualidade óssea pré-operatória é geralmente utilizada como critério para a indicação ou não desta classe de implantes. Um modelo computacional da adaptação mecânica do osso é obtido integrando-se um método numérico (geralmente o Método dos Elementos Finitos) com um modelo matemático do comportamento adaptativo do osso, que associa os carregamentos externos aplicados com os sinais mecânicos que servem de estímulo para a adaptação. Modelos assim obtidos podem ser de grande benefício para a prática clínica e para a indústria ortopédica, pois servem para identificar a tendência geral da adaptação do osso frente a um projeto específico de implante. No presente trabalho são apresentados resultados preliminares da aplicação de um modelo da adaptação mecânica do osso. No primeiro exemplo, o modelo é utilizado para comparar a quantidade de perda óssea induzida por uma haste de liga de Titânio em relação à haste de Cromo-Cobalto. No segundo, é predita a evolução da perda de massa óssea quando a prótese é implantada em ossos com diferente qualidade óssea inicial.

Materiais e Métodos

O modelo baseia-se em técnicas de Otimização Topológica e em um esquema recursivo de atualização para prever a

redistribuição do material ósseo no domínio. Assumindo que o osso adapta sua estrutura distribuindo a massa de forma a maximizar sua rigidez para as cargas aplicadas, o problema de otimização consiste em minimizar a energia de deformação total com uma restrição na quantidade de massa disponível. A partir de um ponto de vista biológico, este comportamento é visto como uma tentativa do osso impedir gastos metabólicos desnecessários com a manutenção de massa óssea em locais cuja sollicitação mecânica tenha sido diminuída devido à alteração no carregamento [3]. As variáveis de projeto são as frações volumétricas relativas elementares μ ($\mu_{\min} < \mu \leq 1$), e são tais que $\mu = 1$ corresponde ao osso cortical enquanto $\mu = \mu_{\min}$ representa espaço vazio. Valores intermediários de μ correspondem ao osso trabecular. O funcional energia de deformação é dado por:

$$U = \frac{1}{2} a_{\mu}(u, u) = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_{\mu} \varepsilon(u) \cdot \varepsilon(u) d\Omega$$

onde \mathbb{C} é a matriz de propriedades elásticas materiais, u corresponde aos deslocamentos, Ω é o domínio aberto ocupado pelo osso, o operador $a(\cdot, \cdot)$ representa o trabalho realizado pelas forças internas e ε é o tensor de deformações. O problema de otimização da rigidez óssea com volume restrito é dado por:

$$\min U(u, \mu) = \frac{1}{2} a_{\mu}(u, u)$$

tal que

$$h(\mu) = \int_{\Omega} \mu d\Omega - \bar{V} = 0, \quad \mu \in L_2(\Omega), \quad \mu_{\min} \leq \mu < 1$$

$$a_{\mu}(u, v) - l(v) = 0 \quad \forall v \in Var$$

onde \bar{V} é a quantidade de volume avaliada e $l(v)$ corresponde ao trabalho das forças externas. O problema é resolvido com o emprego de critérios de otimalidade, requerendo a satisfação de condições locais de estacionaridade a cada passo do

processo de adaptação. Em forma discreta, e considerando μ constante por elemento, a condição de estacionaridade do funcional Lagrangiano com respeito à variável de projeto, avaliada na solução u , resulta na lei de remodelamento, escrita como a seguinte condição local:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = -\frac{1}{2} \int_{\Omega_i} \frac{1}{2} \frac{\partial C_\mu}{\partial \mu_i} \varepsilon(u) \cdot \varepsilon(u) d\Omega + \lambda V_i^S = 0$$

onde λ corresponde ao multiplicador de Lagrange da restrição de volume e V_i^S denota a fração de volume sólido no elemento. Para cada ponto do volume, a relação entre a densidade e o módulo de elasticidade do osso é modelada através de uma microestrutura artificial tipo SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*).

Resultados

Tomando-se como configuração inicial a mesma estrutura óssea, foram realizadas duas simulações da adaptação óssea, uma em torno de haste de liga de Ti ($E=110\text{GPa}$) e outra em torno de haste de liga Cr-Co ($E=200\text{GPa}$). A prótese de Ti preserva um maior estoque ósseo frente àquela de Cr-Co. Em termos de padrões de adaptação, pode-se observar a atrofia do calcar mais pronunciada, o afinamento cortical lateral e a perda medial na metáfise geralmente associadas com as hastes de Cr-Co. Em termos globais, a perda de massa óssea foi de 5,5% para a haste de Ti e 12,8% para a haste Cr-Co. Na literatura, o motivo de menor nível de perda óssea da liga de Ti é atribuído a sua menor rigidez frente às ligas de Cr-Co.



Figura 1: Distribuições finais de densidades previstas. Esq.- haste de Ti.

A qualidade óssea é um parâmetro diretamente associado com a quantidade de massa da estrutura óssea. No segundo exemplo, tomando-se como configurações

iniciais uma estrutura óssea com quantidade de osso 10% superior à outra, foram realizadas duas simulações para o mesmo modelo de haste de Ti, como forma de investigar a influência da qualidade óssea inicial na quantidade de perda óssea resultante da adaptação.



Figura 2: Distribuições finais de densidades previstas. Esq.-qualidade óssea inicial superior.

As simulações mostram uma relação inversa entre a qualidade óssea inicial e a perda de massa óssea, a mesma relação encontrada em estudos com cadáveres [4].

Conclusão

Apesar das simulações em sistemas osso-implante bi-dimensionais serem inapropriadas para efeitos de avaliações de casos clínicos reais, os exemplos apresentados demonstram o potencial da ferramenta computacional desenvolvida.

Referências

- [1]Bugbee, W.D., Culpepper, W., Engh, C.A., Long term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement, JBJS – Am. 1007, 1997.
- [2]D'Antonio, J.A., Capello, W.N., Manley, M.T., Remodeling of bone around HAP-coated femoral stems, JBJS – Am. 1226, 1996.
- [3]Fernandes, P.R., 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., 1999.
- [4]Engh, C.A. e Hopper, R.H., The odyssey of porous coated fixation, The Journal of Arthroplasty, 2002.