

# Um modelo de adaptação óssea em torno de implantes considerando a evolução da interface osso-implante.

**Darlan Dallacosta**, GRANTE – Grupo de Análise e Projeto Mecânico / LEBm – Laboratório de Engenharia Biomecânica, POSMEC – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: [darlan@grante.ufsc.br](mailto:darlan@grante.ufsc.br) home-page: <http://www.grante.ufsc.br> / <http://www.hu.ufsc.br/Lebm>.

**Carlos Rodrigo de Mello Roesler**, LEBm – Laboratório de Engenharia Biomecânica, HU – Hospital Universitário, UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: [rroesler@hu.ufsc.br](mailto:rroesler@hu.ufsc.br), home page: <http://www.hu.ufsc.br/Lebm>.

**Eduardo Alberto Fancello**, GRANTE – Grupo de Análise e Projeto Mecânico / LEBm – Laboratório de Engenharia Biomecânica, POSMEC – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: [fancello@grante.ufsc.br](mailto:fancello@grante.ufsc.br) home-page: <http://www.grante.ufsc.br> / <http://www.hu.ufsc.br/Lebm>.

## Introdução

A capacidade de substituir articulações danificadas por próteses tem beneficiado uma série de indivíduos que apresentavam limitações durante a realização de atividades básicas. Uma destas classes de substituições é conhecida como artroplastia total do quadril (ATQ).

O sucesso de uma ATQ é influenciado pela capacidade do projeto da prótese em superar alguns problemas fundamentais que se originam com sua utilização: problemas na interface osso-prótese e problemas de reabsorção óssea em torno da região proximal da prótese.

Problemas na interface estão associados à formação de tecido fibroso em torno da prótese, provocado pela ocorrência de micro movimentos excessivos entre a prótese e o osso. Além de impossibilitar a osseointegração, os micromovimentos relativos danificam o tecido ósseo recém formado pelo processo de reparo. A obtenção de uma região interfacial estável, favorável ao processo de osseointegração, tem sido objeto de estudo de inúmeros pesquisadores [3].

A reabsorção óssea em torno da parte proximal da prótese é considerado outro impedimento para a longevidade da ATQ. Uma das causas deste fenômeno é a alteração do padrão natural de carregamentos sofridos pelo osso, que tem como efeito a reabsorção de massa óssea na parte proximal do fêmur.

Os modelos computacionais aplicados ao remodelamento em torno de próteses

possibilitam o acompanhamento da adaptação óssea no tempo, servindo como uma ferramenta útil no planejamento pré-cirúrgico.

No presente trabalho, será apresentada a formulação da adaptação óssea em torno de próteses, que conjuga a evolução da condição de interface osso-implante com as alterações das propriedades mecânicas do osso, adaptação periprostética.

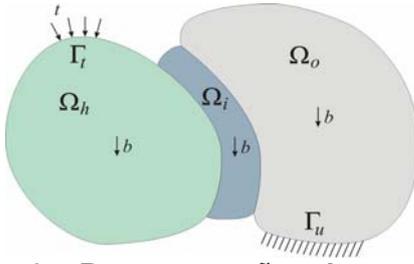
## Métodos

Neste trabalho, o osso é modelado como um material poroso com microestrutura periódica e o método de homogeneização é utilizado para determinar as propriedades macroscópicas do material. A estrutura trabecular é idealizada por uma microestrutura que fornece simetria cúbica das propriedades materiais [1].

O modelo de remodelamento consiste em calcular a densidade relativa do osso, em cada ponto, através da solução de um problema de otimização, incluindo condições de interface não-linear. A hipótese básica é de que o osso se comporta como uma estrutura ótima, capaz de aliar a máxima rigidez com a mínima utilização de material ósseo, para uma dada condição de carregamento [2] [3].

Considerando que o fêmur seja um corpo ocupando uma região aberta  $\Omega_o$ , a interface a região  $\Omega_i$  e a haste a região  $\Omega_h$ , todas com fronteira  $\Gamma$  e submetidas a forças de corpo  $\mathbf{b}$ . Na fronteira,  $\Gamma_u$  é a parte de  $\Gamma$  na qual estão impostas restrições sobre o

campo de deslocamentos e  $\Gamma_t$  a região de  $\Gamma$  onde atuam as forças  $t$ .



**Figura 1: Representação do problema generalizado com condições de interface.**

O problema de minimização da energia interna é estabelecido, na forma geral, por:

$$\text{Min.}_{u,\rho} \Psi(\mathbf{u}, \rho) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_o} \mathbf{C}^h \boldsymbol{\varepsilon}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(u) d\Omega_o \quad (1)$$

$$\text{Sujeito a: } \int_{\Omega_o} \rho d\Omega_o = \bar{V}, \quad (2)$$

$$\int_{\Omega_o} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_o + \int_{\Omega_i} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_i + \int_{\Omega_h} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_h - t(\mathbf{v}) = 0 \quad (3)$$

$$\rho_{\min} \leq \rho(\mathbf{x}) \leq 1 \quad \mathbf{x} \in \Omega \quad (4)$$

$$\text{Obs.: } t(\mathbf{v}) = \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{f} \cdot \mathbf{v} d\Gamma \quad (5)$$

Onde eq. (2), eq. (3) e eq. (4) correspondem, respectivamente, a restrição de volume  $\bar{V}$ , satisfação de equilíbrio e limites laterais sobre  $\rho$ . Onde,  $\mathbf{C}^h$  representa as propriedades materiais homogeneizadas,  $\boldsymbol{\varepsilon}$  o tensor de deformações de Green,  $\boldsymbol{\sigma}$  o tensor de tensões de Cauchy e  $\rho$  a densidade relativa.

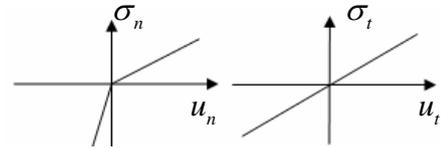
O problema de otimização é resolvido via critério de otimalidade e as condições de estacionariedade são obtidas a partir do Lagrangeano:

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega_b} \mathbf{C}^h \boldsymbol{\varepsilon}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(u) d\Omega_b + \int_{\Omega_o} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_o + \int_{\Omega_i} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_i + \int_{\Omega_h} \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega_h - t(\mathbf{v}) + \alpha \left( \int_{\Omega_b} \rho d\Omega_b - \bar{V} \right) \quad (6)$$

A introdução das condições de interface no problema de otimização, faz com que a

solução não recaia em um problema auto-adjunto. Portanto, deve-se resolver dois problemas de elementos finitos para cada caso de carga, um problema não-linear, devido à não linearidade do material da interface, e outro linear, ou seja, o próprio problema adjunto.

A interface é modelada como uma fina camada de elementos do tipo *Gasket*, onde podem ser encontrados diferentes tipos de material. Cada elemento da interface admite a co-existência de três tipos de material: osso colado, osso descontínuo e tecido fibroso. Tais elementos apresentam comportamento desacoplado nas direções normal e tangencial. Na direção normal o comportamento é bi-linear e na direção tangencial o comportamento é linear (Figura 2).



**Figura 2: Comportamento constitutivo da interface.**

Tanto na direção normal quanto na direção tangencial as equações constitutivas são escritas em função da densidade óssea na vizinhança da interface e em função de um estímulo mecânico em cada ponto da interface. Neste trabalho assume-se como estímulo os níveis de deformação que cada elemento de interface é submetido. Assim, para cada iteração do processo simulado, realiza-se uma avaliação do ambiente mecânico interfacial e, com base na densidade relativa e nas deformações normal e tangencial de cada elemento de interface, faz-se a evolução das parcelas de tecido fibroso e osso interfacial de cada elemento.

### Referências bibliográficas

- [1] Bagge, M., Remodeling of bone structures. Ph.D. Thesis - Technical University of Denmark, 1999.
- [2] Fernandes, P., Rodrigues, H., Jacobs, C., A model of bone adaptation using a global optimization criterion based on the trajectorial theory of Wolff, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, v. 2, p. 125–138, 1999.
- [3] Roesler, C. R., Adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos, Tese – Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.