

MODELO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA CONSIDERANDO SOBRECARGA EM UM FÊMUR 3D UTILIZANDO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

G. W. O. Dicati*, J. E. Gubaua*, E. G. F. Mercuri** e J. T. Pereira*

*PG-Mec/Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** DEA/Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: gabyoening@hotmail.com

Resumo: O osso possui a capacidade de constantemente alterar sua estrutura interna através da aplicação de carregamentos externos, substituindo o tecido antigo por tecido novo. Esse processo é conhecido como remodelação óssea. Inúmeros modelos são encontrados na literatura da área que procuram descrever esse processo através de diferentes estímulos mecânicos. Mas, poucos consideram a possibilidade de reabsorção quando o osso está sujeito à sobrecarga. Assim, o corrente estudo busca avaliar o processo de remodelação óssea utilizando o modelo de Jacobs [2] e propondo uma modificação pela inserção de conceitos de sobrecarga. Para tal, é utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF) aplicado a um fêmur tridimensional utilizando o *software* Abaqus e uma subrotina em linguagem Fortran, UMAT (*User Material*).

Palavras-chave: Remodelação óssea, Sobrecarga, Método dos Elementos Finitos, Abaqus, UMAT.

Abstract: Bone tissue has a constant ability to change its internal structure through the application of external loads, replacing the old tissue for new one. This process is known as bone remodeling. Several models are found in the literature describing this process through different mechanical stimuli, but few consider the possibility of resorption when bone is subjected to overload. Thus, the current study aimed to evaluate the bone remodeling process using the model of Jacobs [2], adding up the concepts of overload. Finite Element Method (FEM) is used in a three-dimensional femur in Abaqus software and subroutines UMAT (*User Material*) developed using Fortran.

Keywords: Bone remodeling, Overload, Finite Element Method, Abaqus, UMAT.

Introdução

Julius Wolff (1836-1902), no início do século XIX, foi o primeiro pesquisador a discutir a existência de uma relação entre a aplicação de carregamentos e a estrutura óssea. O osso é um tecido vivo que possui a capacidade de alterar sua estrutura interna constantemente, removendo o tecido antigo e formando novo, devido à aplicação de carregamento externo. Esse processo é denominado remodelação óssea [1].

Vários modelos mecânicos e biológicos podem ser encontrados na bibliografia da área com o objetivo essencial de descrever a remodelação óssea. Um modelo muito importante foi proposto por Jacobs [2] com base em Beaupré *et al.* [3] utilizando a densidade de energia de deformação (DED) como estímulo mecânico em um modelo bidimensional de um fêmur humano. Este modelo inspirou vários outros pesquisadores. Novos estímulos foram inseridos ao modelo original, como por exemplo, o modelo de Chen *et al.* [4] que utiliza o conceito de densidade de energia de deformação mássica (DEDM) como estímulo no tecido. Além destes, Garijo *et al.* [5] apresentou o processo de remodelação em um fêmur bidimensional e tridimensional.

A Figura 1.a apresenta o comportamento da taxa de remodelação proposto por Jacobs [2]. Li *et al.* [6], McNamara e Prendergast [7] e Souza [8], viram a necessidade de ser incorporada à formulação matemática a possibilidade de ocorrer reabsorção óssea em níveis elevados de tensão. A Figura 1.b apresenta o modelo proposto, que leva em consideração reabsorção óssea em níveis elevados de tensão.

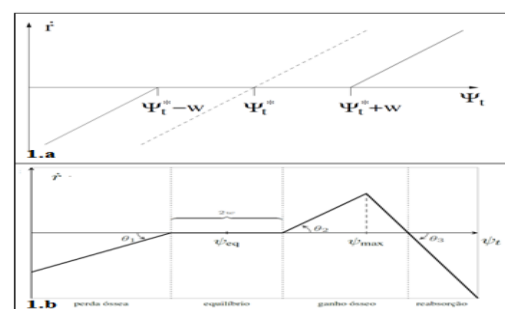


Figura 1: Comportamento da taxa de remodelação. (1.a) Modelo de remodelação sugerido por Jacobs [2]. (1.b) Modelo proposto neste trabalho, baseado em Jacobs [2] e modificado para análise de sobrecargas.

O corrente estudo tem como objetivo analisar o processo de remodelação óssea utilizando o modelo proposto por Jacobs [2] e incorporando a possibilidade de haver reabsorção óssea quando existe sobrecarga. A abordagem apresentada é implementada em um modelo tridimensional de um fêmur humano, utilizando o MEF

implementado no *software* Abaqus e adicionando a sub-rotina UMAT.

Materiais e métodos

O modelo proposto por Jacobs [2] tem como estímulo mecânico a DED, dado por

$$\psi_t = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \bar{\sigma}_i^{-m} \right)^{\frac{1}{m}}, \quad (1)$$

onde n_i é o número de ciclos diários do carregamento do tipo i , $\bar{\sigma}_i$ é o escalar tensão efetiva naquela região do tecido associado ao carregamento e o expoente m é uma constante empírica associada ao material. O osso responde a mudanças no estímulo tensorial diário a nível microscópico (tecido ósseo) [2, 3], Ψ_t , sendo a taxa de remodelação, \dot{r} , dada por

$$\dot{r} = \begin{cases} c[(\psi_t - (\psi_t^* - w))] & \text{se } \psi_t < (\psi_t^* - w) \\ 0 & \text{se } (\psi_t^* - w) \leq \psi_t \leq (\psi_t^* + w) \\ c[(\psi_t - (\psi_t^* + w))] & \text{se } \psi_t > (\psi_t^* + w). \end{cases} \quad (2)$$

Nesse caso, ρ é a densidade aparente na região, Ψ_t^* é o nível constante de estímulo de tensão diário no tecido que não resultará em mudanças na densidade óssea, w é metade da largura de um intervalo denominado zona morta (valores de estímulo que não provocam formação ou reabsorção óssea) e c é uma constante que determina a velocidade de remodelamento.

Segundo Beaupré *et al.* [3] e Martin *et al.* [9], há uma relação entre a tensão aparente do material, $\bar{\sigma}(\rho)$, e o escalar de tensão efetiva no tecido, para uma dada densidade aparente, ρ , na forma

$$\bar{\sigma}(\rho) = \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^2 \bar{\sigma}_t, \quad (3)$$

sendo ρ_c a densidade de um osso cortical. Assim, o estímulo aparente diário com base no valor de tensão efetiva $\bar{\sigma}_i$, pode ser posto como

$$\psi = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \bar{\sigma}_i^{-m} \right)^{\frac{1}{m}}. \quad (4)$$

A tensão aparente no material é definida como

$$\bar{\sigma}_i = \sqrt{2EU_i}, \quad (5)$$

sendo E o módulo de Young médio no ponto e U_i o valor da DED, dada por $U_i = \frac{1}{2} \varepsilon : C : \varepsilon$, sendo ε o tensor de deformação e C o tensor de constantes elásticas.

A área superficial específica S_v pode ser aproximada em termos de densidade aparente [10,11], ρ , sendo esta obtida diretamente de uma tomografia, na forma

$$S_v = -0,07 + 8,1\rho - 7,2\rho^2 + 5,1\rho^3 - 2,1\rho^4 + 0,23\rho^5. \quad (6)$$

A evolução da densidade depende da superfície disponível no tecido e pode ser posta como

$$\dot{\rho} = S_v \dot{r} \rho_c, \quad (7)$$

O módulo de elasticidade (E) é obtido experimentalmente por Jacobs [2]:

$$E(\text{MPa}) = E(\rho) = 3790,0 \times \rho^3, \quad (8)$$

Com o intuito de simular a reabsorção do tecido ósseo em estímulos mecânicos muito elevados ($\psi_t > \psi_{\text{máx}}$), é proposta uma modificação na equação da taxa de remodelamento de Jacobs [2], dada por

$$\dot{r} = \begin{cases} c_1[\psi_t + (w - \psi_t^*)] & \text{se } \psi_t < (\psi_t^* - w) \\ 0 & \text{se } (\psi_t^* - w) \leq \psi_t \leq (\psi_t^* + w) \\ c_2[(\psi_t - (w + \psi_t^*))] & \text{se } (\psi_t^* + w) < \psi_t \leq \psi_{\text{máx}} \\ c_3[\psi_t + (z - \psi_{\text{máx}})] & \text{se } \psi_t > \psi_{\text{máx}} \end{cases}, \quad (9)$$

sendo

$$z = \frac{c_2}{c_3} [(\psi_{\text{máx}} - \psi_t^*) - w]. \quad (10)$$

Neste caso, $\psi_{\text{máx}}$ é o estímulo onde ocorre a maior taxa de remodelação óssea, c_1 , c_2 e c_3 são constantes que determinam a velocidade de remodelação e são determinadas a partir da tangente dos ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3 respectivamente, conforme apresentado na Figura 1.b. A partir desse ponto a taxa de remodelação tende a diminuir, podendo assumir valores negativos para valores muito elevados de estímulo.

Implementação computacional

Para análise do processo de remodelamento ósseo é utilizado um modelo tridimensional de um fêmur humano [11] aplicando seis cargas e dividindo-as em cinco etapas, totalizando 30 cargas, para simular os principais esforços, conforme é mostrado na Figura 2. Conforme Greenwald e Haynes [12], as áreas de aplicação dos carregamentos ocupam 70% da área total da cabeça do fêmur. Na literatura, encontram-se modelos bidimensionais com casos de carga que, quando aplicados em um modelo tridimensional, geram resultados predominantemente de flexão. As intensidades das cargas aplicadas são mostradas na Tabela 1 [5].

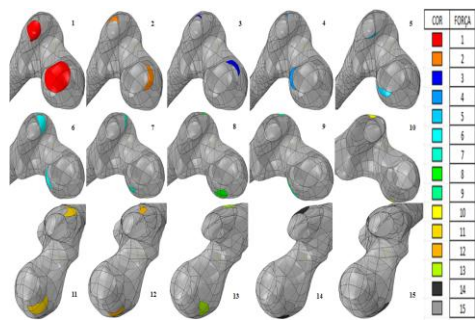


Figura 2: Áreas de aplicação das cargas.

Tabela 1: Cargas aplicadas ao modelo.

Carga	Magnitude (N)	Áreas aplicadas
COMP – 1	2317	1, 2, 3, 4, 5
COMP – 2	1158	6, 7, 8, 9, 10
COMP – 3	1548	11, 12, 13, 14, 15
TRAC – 1	703	1, 2, 3, 4, 5
TRAC – 2	351	6, 7, 8, 9, 10
TRAC – 3	468	11, 12, 13, 14, 15

O modelo tridimensional do fêmur é analisado através do MEF utilizando o *software* Abaqus versão 6.12-1. Através desse método é possível obter as distribuições de tensões e deformações que ocorrem quando os esforços são aplicados. A partir desses resultados obtidos, determinam-se o estímulo mecânico, a taxa de remodelamento, a densidade e a rigidez para cada ponto de integração de cada elemento finito. Na análise, utiliza-se o elemento tetraedro C3D4 e, para a discretização do modelo, são utilizados 204.640 elementos e 39.087 nós.

Para evitar concentrações de tensões devido às condições de contorno, foi inserido na extremidade inferior do tronco do fêmur, um sólido flexível com as mesmas propriedades do osso humano, suprimindo-o na apresentação dos resultados.

Para adicionar um material onde a densidade varia ao longo tempo é necessário customizar o *software* Abaqus pela inserção de uma sub-rotina em linguagem Fortran. Assim, utiliza-se a sub-rotina UMAT (*User Material*). As constantes materiais são apresentadas na Tabela 2. O processo é iniciado considerando um valor de densidade inicial de $1,92 \times 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$ ao longo de todo fêmur [11].

Tabela 2: Constantes utilizadas na análise computacional.

Parâmetro	Valor	Unidade
ν	0,3	-
ψ_t^*	40	MPa
$\psi_{m\acute{a}x}$	150	MPa
m	4	-
n_i	3000	Ciclos/dia
c_1	10^{-5}	(mm/dia)/(MPa/dia)

c_2	3×10^{-5}	(mm/dia)/(MPa/dia)
c_3	10^{-5}	(mm/dia)/(MPa/dia)
w	$0,125\psi_t^*$	MPa
ρ_c	$2,0 \times 10^{-6}$	kg/mm^3
Δt	7	Dias

Resultados e Discussão

Nessa seção são apresentados os resultados de remodelação óssea para 700 dias com o modelo proposto por Jacobs [2] (Fig. 3a) e modificado com conceitos de sobrecarga (Fig. 3b).

Para ambos os casos apresentados na Figura 3, um padrão similar ao padrão de *checkerboard* pode ser observado próximo às áreas de aplicação das forças (cabeça do fêmur e trocanter maior), no qual os elementos adjacentes remodelados são ou completamente saturados (densidade máxima) ou reabsorvidos (densidade mínima) [4]. As regiões cortical e trabecular do osso são homogêneas ao longo do fêmur, isto é, sem a formação de uma faixa de densidade intermediária para ambos os casos. As principais diferenças obtidas nos resultados são uma maior região com densidade intermediária próxima à área do trocanter maior apresentada no modelo proposto e a formação mais rápida do padrão de *checkerboard* para o modelo de Jacobs [2].

Para avaliação da influência da constante c_3 no modelo proposto, foram adotados os valores de 7×10^{-6} , 10^{-5} e $1,2 \times 10^{-5}$ e um corte no plano coronal do fêmur (similar ao corte da Figura 3) para comparação e análise dos resultados obtidos. Quando c_3 é maior que 10^{-5} , pode-se verificar uma maior formação de osso cortical na área de transição entre a nuca e o corpo do fêmur (nuca, trocanter menor e corpo), e consequentemente, uma menor formação de osso trabecular. Pode-se notar ainda a formação de um padrão similar ao padrão de *checkerboard* na região do trocanter maior e na cabeça/nuca do fêmur. Para valores menores ou iguais a 10^{-5} , a formação desse padrão apresenta valores intermediários de densidade junto com os valores de máximo e mínimo que caracterizam o *checkerboard*.

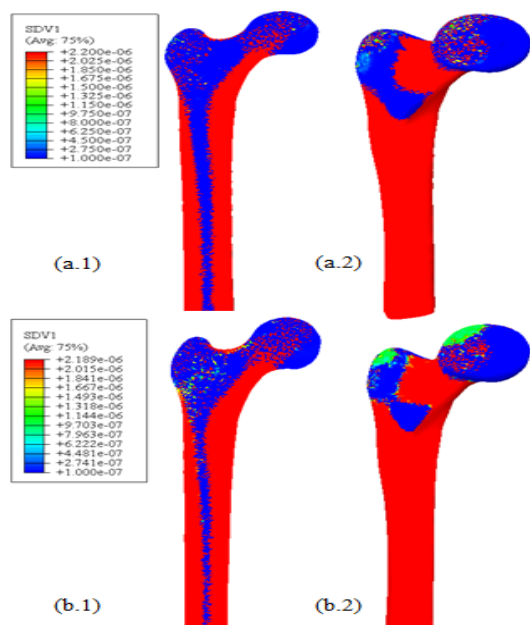


Figura 3: Campos de densidade do tecido ósseo (SDV1) para 700 dias de carregamento, considerando como estímulo: (a) modelo de Jacobs [2] e (b) modelo modificado considerando sobrecarga. (a.1, b.1, vistas em corte mesial do plano coronal; a.2, b.2, vistas 3D).

Conclusões

O modelo desenvolvido por Jacobs [2], apresentado na Figura 1.a, mostra que, caso o estado de tensões em uma região tenha valores extremamente elevados, a DED também o terá e, portanto, a taxa de remodelação. Com isso, há a tendência de um aumento irreal das densidades na região. A Figura 1.b apresenta uma modificação do modelo proposto por Jacobs [2] pela incorporação da possibilidade de ocorrer reabsorção óssea em elevados níveis de tensão. Quando o estímulo (ψ) em um elemento finito ultrapassa o valor máximo ($\psi_{máx}$), diminui-se a taxa de deposição de material e o ganho de rigidez local. Assim, os elementos que estão próximos tendem a ter um estímulo maior, resultado em um aumento na taxa de deposição na região. Por isso, o modelo modificado apresenta uma camada de tecido ósseo cortical mais espessa do que o modelo original.

Conforme Souza [8], é possível verificar ao longo da análise que o modelo de Jacobs [2] apresenta uma variação de densidade excessivamente rápida devido a este considerar a totalidade da superfície interna ativa durante a remodelação.

A formação de *checkerboard* é ocasionada devido a uma tendência do algoritmo utilizado, já que o mesmo tende para uma configuração com maior rigidez média na região. Esse fenômeno é relatado na bibliografia.

Para avaliação experimental, sugere-se para um trabalho futuro comparar os resultados obtidos nesse trabalho com uma radiografia de pessoas com as características do modelo.

Referências

- [1] Lemaire V, Tobin FL, Greller LD. Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities. *Journal of Theoretical Biology*, 2004; 229:293-309.
- [2] Jacobs, C. R. (1994) Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. PhD Dissertation. Department of Mechanical Engineering, Stanford University.
- [3] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. *Journal Orthopaedic Research*, 1990; 8:651-661.
- [4] Chen G, Pettet G, Percy M, McElwain DLS. Comparison of two numerical approaches for bone remodeling. *Medical Engineering & Physics*, 2007; 29:134-139.
- [5] Garijo N, Martínez J, García-Aznar JM, Pérez MA. Computational evaluation of different numerical tools for the prediction of proximal femur loads from bone morphology. *Computer Methods in Applied Mechanical Engineering*, 2014; 268:437-540.
- [6] Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulation the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials*, 2007; 23: 1073-1078.
- [7] Mcnamara, LM, Prendergast PJ. Bone remodeling algorithms incorporating both strain and micro-damage stimuli. *Journal of Biomechanics*, 2007; 40:1381-1391.
- [8] Souza LAF. Modelo numérico anisotrópico de remodelação óssea interno fundamentado na mecânica do dano contínuo [tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná, 2013.
- [9] Martin RB. Porosity and specific surface of bone. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1990; 8:651-661.
- [10] Corso LL. Aplicação de Procedimentos de Otimização e Remodelamento Ósseo na Simulação e Análise de Problemas de Biomecânica [dissertação] Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.
- [11] GradCab [internet]. 2014 Jun. Available from: <http://www.gradcad.com>
- [12] Greenwald AS, Haynes DW. Weight-bearing areas in the human hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1972; 54:157-163.