



**Simpósio de Métodos
Numéricos em Engenharia**

25 a 27 de outubro, 2017

Avaliação da remodelação óssea utilizando elemento finito tetraédrico linear ou quadrático para discretização do modelo sólido

Gabriela Wessling Oening Dicati, José Eduardo
Gubaua, Jucélio Tomás Pereira
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Universidade Federal do Paraná
Curitiba, Brasil
jose.gubaua@yahoo.com.br

Barbara Belisa Soffiatti, Jucélio Tomás Pereira
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade Federal do Paraná
Curitiba, Brasil

Resumo—A remodelação óssea é o processo pelo qual o tecido ósseo é renovado sistematicamente ao longo da vida, por meio da substituição de tecido danificado e velho por um novo e saudável. A simulação deste processo pode ser realizada por meio de métodos numéricos computacionais. Entre eles, destaca-se o Método dos Elementos Finitos, o qual é uma ferramenta de engenharia que permite a determinação dos campos de tensões, deformações e deslocamentos ocorrentes em diversas estruturas, utilizando diferentes tipos de elementos. O presente estudo tem como objetivo utilizar esta ferramenta para avaliar o processo de remodelação óssea em um fêmur humano tridimensional, discretizando-o com elementos sólidos tetraédricos linear ou quadrático, a fim de se avaliar qual seria a melhor opção para este tipo de análise. Sobre o fêmur é aplicado um carregamento que simula o passo de uma caminhada. A modificação do campo de densidades é realizada por meio do modelo de remodelação óssea isotrópico de Stanford. O problema de *checkerboard* é tratado com a suavização do campo de tensões para quando é utilizado o elemento linear. Para o desenvolvimento da análise são utilizados os *softwares* Abaqus, Matlab e Fortran. As análises mostram a eficiência da suavização do campo de tensões, tanto para a caracterização do osso como a mitigação do *checkerboard*. Já a utilização do elemento tetraédrico linear sem nenhuma técnica produz um resultado de baixa qualidade.

Palavras-chave—*remodelação óssea; método dos elementos finitos; checkerboard; diferentes tipos de elementos.*

I. INTRODUÇÃO

Ossos são órgãos responsáveis por funções das quais se destacam a sustentação do corpo humano, proteção de órgãos vitais e frágeis, e auxílio na locomoção. Por conta disto, eles recebem uma grande intensidade de carregamento durante as atividades diárias de um indivíduo. Esses carregamentos criam campos de tensões e deformações no osso que induzem a sua adaptação, em um processo denominado remodelação óssea (R.O.). Em outras palavras, as células que eliminam o tecido ósseo antigo (osteoclastos) e o substituem por novo (osteoblastos) trabalham conforme os estímulos recebidos.

O avanço tecnológico permite utilizar ferramentas matemáticas e de engenharia para simular esse processo. Uma ferramenta amplamente utilizada é o Método dos Elementos Finitos (MEF), o qual discretiza o domínio a ser analisado em uma quantidade finita de pequenos subdomínios, denominados elementos. Nestes são determinados os deslocamentos ocorrentes devido às ações das condições de contorno. Existem vários tipos de elementos que podem ser utilizados, sendo que suas características podem variar de acordo com a necessidade da análise como, por exemplo, em sua dimensão (uni, bi ou tridimensional), seu tipo (sólido, plano, casca, viga, barra etc.), sua geometria (triangular, quadrilátero, hexaédrico

tetraédrico, etc.) e sua ordem das equações de interpolação (linear, quadrático, cúbico etc.).

A utilização do método de elementos finitos (MEF), aliada com a programação de rotinas de modelos de remodelação óssea, proporciona que as análises do processo sejam estudadas computacionalmente.

Um grande número de modelos de R.O. são encontrados na literatura [1-10, 12]. Dentre estes, as simulações são realizadas utilizando diferentes elementos, como os planos com equações de interpolação lineares [1-7] ou quadráticas [8-9], além dos elementos sólidos lineares [10-14] e quadráticos [15-16].

Um dos problemas encontrados na análise de R.O. utilizando elementos lineares é o aparecimento do fenômeno numérico denominado *checkerboard*. Apesar de ser um fenômeno atribuído a malhas retangulares, este pode surgir em simulações bi e tridimensionais, utilizando diferentes elementos. Este é um padrão oscilatório derivado da relação exponencial entre o módulo de elasticidade e a densidade do tecido ósseo. Devido à sua ocorrência, tem-se um resultado de baixa qualidade. Na literatura são encontrados alguns trabalhos que buscam diminuir a ocorrência do fenômeno de *checkerboard* [1,17-18].

Este estudo tem como objetivo comparar análises de R.O. utilizando elementos tetraédricos lineares ou quadráticos para a discretização do modelo sólido do fêmur humano.

II. METODOLOGIA

A. Modelo isotrópico de Stanford

O modelo isotrópico de Stanford [1] utiliza a como estímulo mecânico para o processo de R.O. a densidade de energia de deformação (DED), sendo determinado a partir das tensões atuantes e avaliado perante um valor de referência, na forma

$$\psi_t = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \bar{\sigma}_{t_i}^{-m} \right)^{\frac{1}{m}} \quad (2)$$

onde n_i é u número referente ao ciclo de carga diário aplicado sobre o tecido ósseo referente ao carregamento do tipo i , e σ_{t_i} é o escalar que quantifica a intensidade da tensão efetiva no tecido que está relacionada ao carregamento aplicado e m é um expoente empírica.

De acordo com Beaupré et al. [6], o osso responde ao estímulo mecânico (ψ_t) de modo que a taxa de remodelação, \dot{r} , pode ser escrita como

$$\dot{r} = \begin{cases} c [(\psi_t - (\psi_t^* - w))] & \text{se } \psi_t < (\psi_t^* - w), \\ 0 & \text{se } (\psi_t^* - w) < \psi_t < (\psi_t^* + w), \\ c [(\psi_t - (\psi_t^* + w))] & \text{se } \psi_t > (\psi_t^* + w). \end{cases} \quad (3)$$

Nesse caso, ψ_t^* é o valor central da região que caracteriza o nível constante de estímulo de tensão diário no

tecido e que não resultará em mudanças na densidade óssea (região denominada de “zona morta”), c é uma constante que determina a velocidade da remodelação e w é a metade do intervalo da zona morta. Para quando o estímulo for maior, existirá a formação do tecido, enquanto que, quando o estímulo for menor, ocorrerá uma maior reabsorção (Fig. 1).

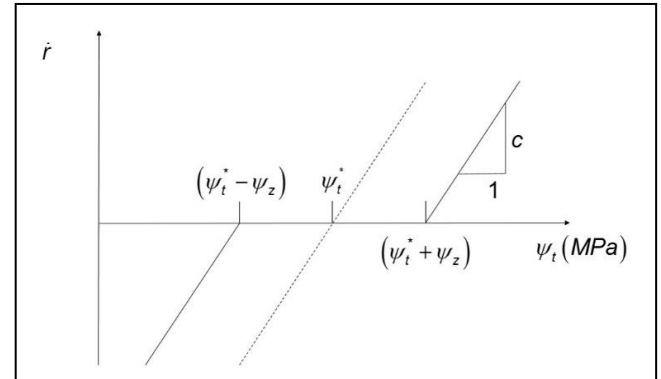


Figura 1. Comportamento da taxa de remodelação \dot{r}

B. Suavização de tensões

Na abordagem considerando o elemento linear e suavização de tensões, para cada ciclo de carga, não são utilizados os valores de tensões em cada elemento $\hat{\sigma}$ diretamente (campo obtido por meio do pós-processamento da solução de MEF), mas emprega-se um campo de tensões suavizado. Logo, sabendo que para um dado nó compartilhado por um total de N_{el} elementos existem N_{el} diferentes valores de tensão $\hat{\sigma}$. Dessa forma, estima-se que o vetor das tensões recuperadas (σ_{No}^*) para o nó pode ser obtido via média simples dos valores elementares, na forma [18]

$$\sigma_{No}^* = \frac{1}{N_{el}} \sum_{j=1}^{N_{el}} (\hat{\sigma}_i)_j, \quad (1)$$

onde $(\hat{\sigma}_i)_j$ é o vetor de tensões obtidos via MEF, para o i -ésimo nó do j -ésimo elemento do conjunto. Posteriormente, determina-se o vetor de tensões suavizadas para cada elemento σ_{el}^* como sendo a média aritmética dos valores de tensões nodais que compõem o elemento [18].

C. Fluxogramas dos processos

As Fig. 1 e 2 apresentam os fluxogramas das análises realizadas no corrente estudo. As análises que não envolvem o processo de suavização de tensões são realizadas pelo *software* de MEF Abaqus (Fig. 2). Quando a suavização de tensões é utilizada, emprega-se juntamente com o Abaqus o *software* Matlab (Fig. 3). Nesta, o Abaqus resolve o problema de valor de contorno e processa as tensões. Já o Matlab recebe as tensões e realiza os processos de suavização e de remodelação óssea.

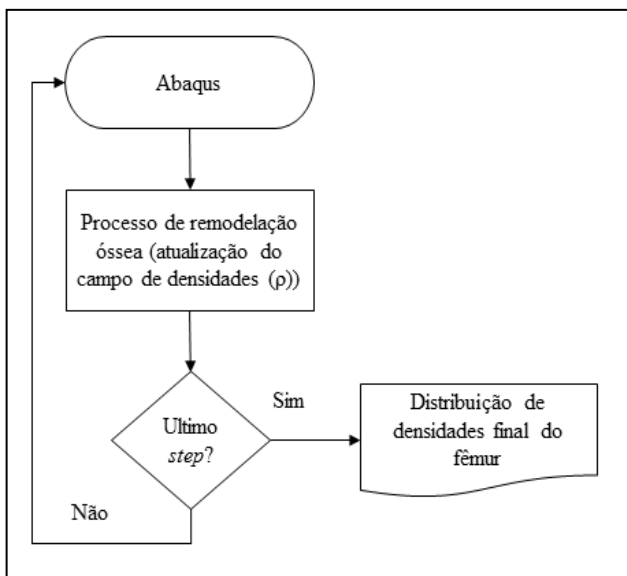


Figura 2. Fluxograma do processo de remodelação óssea considerando análises com elemento linear e quadrático

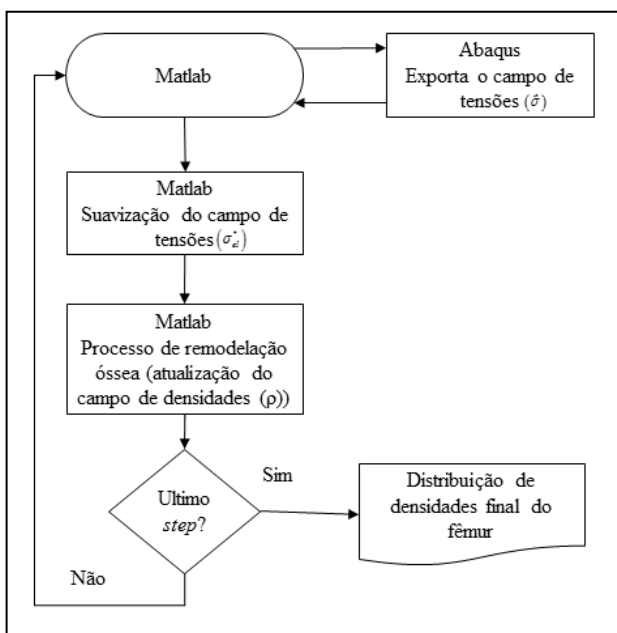


Figura 3. Fluxograma do processo de remodelação óssea considerando a suavização do campo de tensões para o elemento linear

D. Modelo de Elementos Finitos

O modelo sólido tridimensional utilizado para as análises do processo de R.O. é apresentado em sua totalidade na Fig. 4. Este é desenvolvido a partir de um conjunto de imagens obtidas via tomografia computadorizada.

O carregamento aplicado simula o passo de uma caminhada [11,19]. Este é dividido em três movimentos, sendo o primeiro o momento em que o pé toca o chão, o segundo e o terceiro são referentes ao movimento de adução e abdução respectivamente. O carregamento é composto por

forças de compressão na cabeça femoral devido ao contato com o acetábulo, também, por forças musculares no trocanter maior. As intensidades e direções das forças aplicadas no modelo são apresentadas na Tabela I.

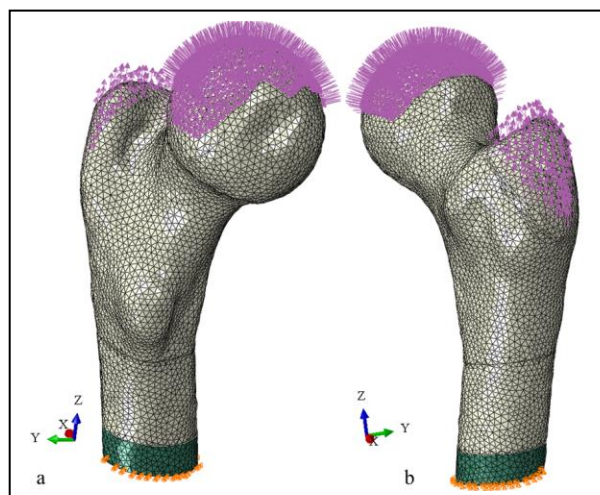


Figura 4. Carregamento aplicado sobre o modelo, sendo vistas (a) posterior e (b) anterior.

TABELA I: INTESIDADES E ORIENTAÇÕES DO CARREGAMENTO APLICADO

Forças que compõem o carregamento		
Carga	Intensidade (N)	Orientação (graus) ¹
Compressão-1	1158	Pressão (normal à superfície)
Compressão-2	2317	Pressão (normal à superfície)
Compressão-3	1548	Pressão (normal à superfície)
Tração-1	351	(0.149, -0.06241, 0.9869)
Tração-2	703	(-0.3232, 0.3878, 0.8632)
Tração-3	468	(-0.3827, -0.4073, 0.8292)

Um sólido elástico, isotrópico e linear é unido perfeitamente na porção média da diáfise femoral para simular as forças de reação ocorrentes na articulação do joelho. Sob este são inseridas condições de contorno de Dirichlet homogêneas.

Duas malhas são utilizadas neste estudo. A primeira discretiza o modelo sólido utilizando elementos tetraédricos lineares, denominados pelo *software* Abaqus C3D4 (*Continuum-3D-4nodes*), em 147,638 elementos e 27,819 nós. A segunda malha discretiza o modelo sólido em elementos tetraédricos quadráticos, denominados C3D10 (*Continuum-3D-10nodes*), em 114,961 elementos e 164,524 nós.

Todas as análises partem de uma configuração homogênea de densidades no valor de $1,00 \text{ e}^{-6} \text{ kg/mm}^3$. Os carregamentos são aplicados e as propriedades do material (densidade aparente e módulo de elasticidade) são atualizadas até que o número de *steps* seja alcançado.

¹ Sistema de coordenadas é orientado com o eixo “x” na direção lateral-medial, “y” na direção anterior-posterior e “z” na direção inferior-superior.

E. Parâmetros do modelo de Stanford

As principais variáveis do modelo de R.O. de Stanford utilizadas neste estudo são apresentadas na Tabela II.

TABELA II: VARIÁVEIS DO MODELO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

Parâmetro	Símbolo	Valor	Unid.
Velocidade de remodelação	c	2.0×10^{-5}	(cm/dia)/(MPa/dia)
Estímulo de referência	Ψ_t^*	50.0	MPa
Constante empírica	m	4	-
Número de ciclos	n	3000	Ciclos/dia
Metade da zona morta	w	$0.125 \times \Psi_t^*$	MPa
Densidade cortical máxima	ρ_c	2.0×10^{-6}	kg/mm ³
Intervalo de tempo	Δt	1	Dia
Porcentagem de superfície interna ativa	k	1	-

III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As Fig. 5, 6 e 7 apresentam as distribuições de densidades resultantes para 1000 dias de carregamento para a abordagem utilizando elemento linear, quadrático e para a abordagem com o modelo discretizado por elementos lineares, porém utilizando tensões suavizadas para o processo de R.O. respectivamente.

Para todas as abordagens, existe a possibilidade de realizar uma análise de comparação, de forma qualitativa, com a distribuição característica de um fêmur real (Fig. 8). Nas distribuições podem ser visualizados os principais aspectos morfológicos do fêmur como a formação do tecido cortical e a cavidade medular no entorno e no centro da diáfise femoral respectivamente. A distribuição de densidade trabecular característica na epífise proximal e um baixo nível de densidade referente ao triângulo de Ward e à fôvea.

Ao visualizar as três abordagens utilizadas no estudo, nota-se que para o mesmo modelo de R.O., tem-se uma variação na distribuição de densidades ao longo do fêmur. Isso se dá, principalmente, pela forma como o vetor de tensões é determinado para cada uma das abordagens utilizadas, já que estas são de fundamental importância para a determinação do estímulo mecânico e posterior, densidades do modelo de R.O.. Para o elemento linear (Fig. 5), tem-se um ponto de integração e as tensões são determinadas para este, sendo constante ao longo do elemento. No elemento quadrático (Fig. 6), há quatro pontos de integração e, portanto, a distribuição de tensões ao longo do elemento é linear. Por fim, para a abordagem com tensões suavizadas (Fig. 7), inicialmente, a tensão é determinada para o ponto de integração do elemento linear, porém com o processo aplicado, tem-se uma distribuição melhorada do cálculo de tensões a partir da média nodal imposta aos elementos.

Outro ponto de interesse é que com a utilização da abordagem de tensão constante ao longo do elemento (Fig. 5), ocorrerá a formação de um padrão oscilatório de densidades conhecido como *checkerboard* [1,17]. Neste, elementos adjacentes são totalmente saturados (densidade máxima) ou reabsorvidos (densidade mínima) para regiões de densidade intermediária. Pode-se notar que há grande melhoria na utilização do elemento quadrático (Fig. 6) e quase eliminação do *checkerboard* na abordagem de tensões suavizadas (Fig.7).

IV. CONCLUSÕES

O corrente estudo compara diferentes abordagens elementares para simular o processo de R.O. em um fêmur humano. As distribuições obtidas representam qualitativamente algumas regiões características quando comparado ao fêmur real.

Nota-se que devido ao *checkerboard* ocorrido no resultado, a abordagem utilizando o elemento linear, sem nenhum modo de controle do fenômeno, torna-se inviável. Este é um problema puramente numérico causado pelo modo de determinação do campo de tensões.

Já para o fêmur discretizado com o elemento quadrático, a formação do *checkerboard* é diminuída, porém ainda apresenta um padrão oscilatório em regiões de densidades intermediárias, como na cabeça femoral. Além disso, a utilização de um elemento quadrático é mais custosa, principalmente, devido ao tempo de processamento para a execução da análise.

Para a abordagem considerando a suavização de tensões, o padrão de *checkerboard* é praticamente eliminado. Além disso, as regiões de densidade intermediária na porção proximal do fêmur (cabeça, colo e trocanter maior) são melhores caracterizadas, ou seja, esta é a abordagem mais próxima da distribuição real de forma qualitativa. Porém, nota-se que a distribuição apresenta algumas diferenças como, por exemplo, a espessura das corticais. Isso se dá pelos parâmetros e carregamento de referência do modelo de R.O.. Logo, é necessária uma melhor caracterização destes parâmetros para que a distribuição numérica seja mais próxima em relação à real e, assim, a avaliação pode ser realizada não só qualitativa, mas quantitativa.

Como sugestões para trabalhos futuros pode-se citar a realização de análises utilizando diferentes elementos finitos, como o hexaedro e o pentaedro, além de outros graus das funções de interpolação.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao UFPR/PG-Mec (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná) pela estrutura e ao CAPES/CNPq pelo financiamento das bolsas de estudo.

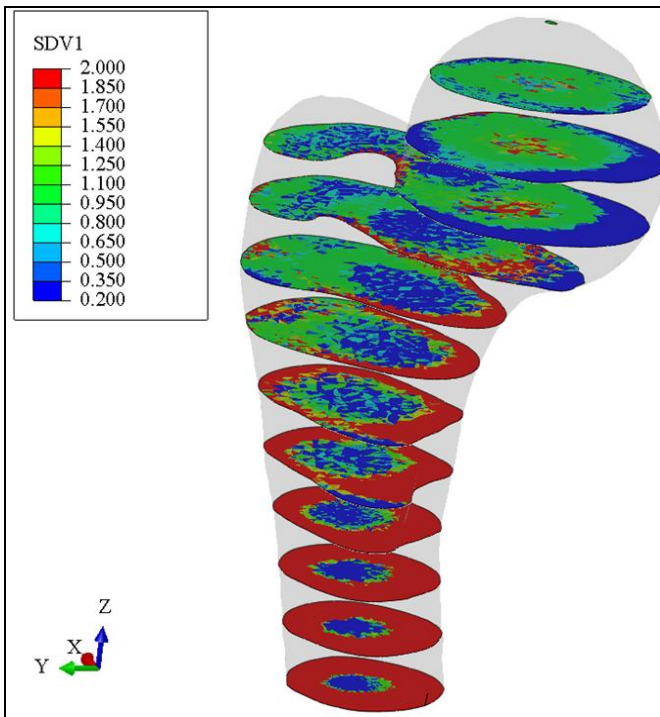


Figura 5. Distribuição de densidades (SDV1 – g/cm³) considerando o elemento finito tetraédrico linear

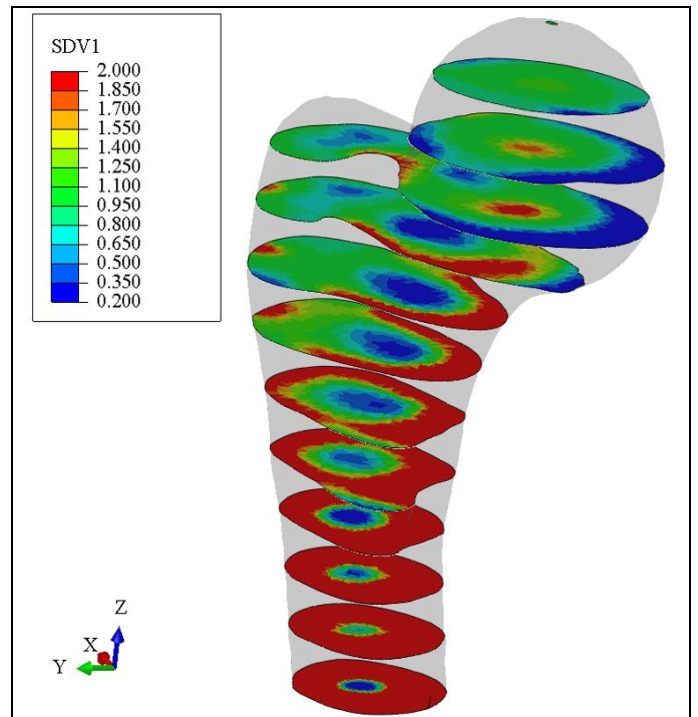


Figura 7. Distribuição de densidades (SDV1 – g/cm³) considerando o elemento finito tetraédrico linear com suavização do campo de tensões

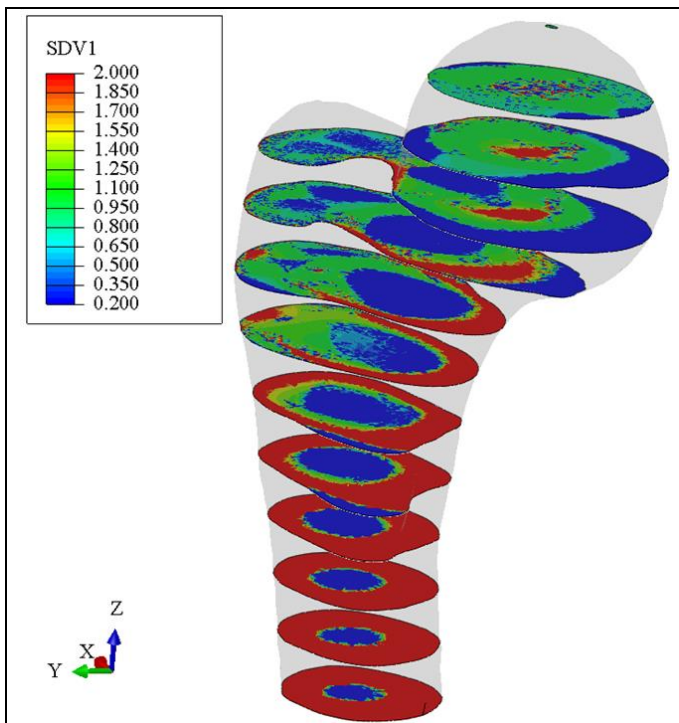


Figura 6. Distribuição de densidades (SDV1 – g/cm³) considerando o elemento finito tetraédrico quadrático

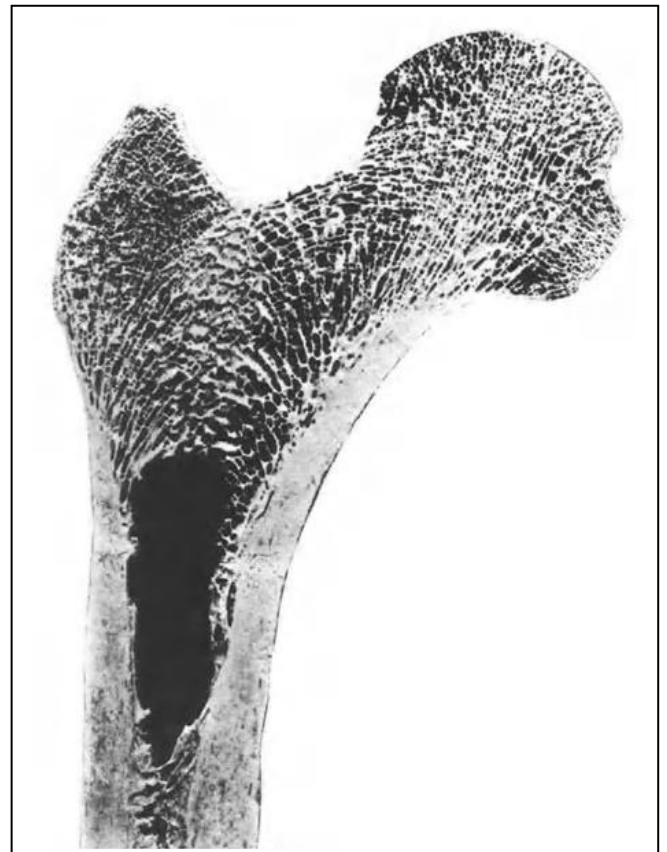


Figura 8. Fotografia contendo a distribuição de tecido ósseo de um fêmur humano [20].

REFERÊNCIAS

- [1] Jacobs, C. R., Levenston, M. E., Beaupré, G. S., Simo, J. C., Carter, D. R., Numerical instabilities in bone remodeling simulations: the advantages of a node-based finite element approach. *J Biomech*, v. 28, pp. 449-459, 1995.
- [2] Weinans, H., Hiskes, R., Grootenboer, H. J., The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech*, v. 25, pp. 1425-1441, 1992.
- [3] Souza, A. A. F., Modelo numérico anisotrópico de remodelação óssea interna fundamentado na mecânica do dano contínuo. Tese, Universidade Federal do Paraná, 2009.
- [4] Fernández, J. R. García-Aznar, J. M. Martínez, R. Viaño, J. M., Numerical analysis of a strain-adaptive bone remodelling problem. *Comput Methods Appl Mech Eng*, v. 199, pp. 1549–1557, 2010.
- [5] Doblare, M. García, J. M., Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *J Biomech*, v. 35, pp. 1-17, 2002.
- [6] Beaupré, G. S. Orr, T.E. Carter, D.R., An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. *J Orthop Res*, v.8, 651-661, 1990.
- [7] Garijo, N. Fernández, J. R. Pérez M.A., Gacia-Aznar, J. M., Numerical stability and convergence analysis of bone remodeling model. *Comput Methods Appl Mech Eng*, v. 271, pp. 253-268, 2014.
- [8] Mercuri, E. G. F., Modelagem multiescala de tecidos mineralizados considerando a micromecânica da dinâmica celular. Tese, Universidade Federal do Paraná, 2012.
- [9] Daniel, A.L., Um modelo mecanobiológico multiescala para remodelamento ósseo. Dissertação, Universidade Federal do Paraná, 2013.
- [10] Stülpner, M.A. Reddy, B.D. Starke, G.R. Spirakis, A. A three-dimensional finite analysis of adaptive remodeling in the proximal femur. *J Biomech*, v. 30, 1063-1066, 1997.
- [11] Dicati, G. W. O., Análise comparativa entre os modelos de Stanford isotrópico e anisotrópico para remodelação óssea utilizando o método dos elementos finitos 2d e 3d. Dissertação, Universidade Federal do Paraná, 2015.
- [12] Scannell, P T., Prendergast, P. J. Cortical and interfacial bone changes around a non-cemented hip implant: Simulations using a combined strain/damage remodeling algorithm. *Med Eng Phys*, v. 31, pp. 477-488, 2009.
- [13] Dallacosta, D. Simulação tridimensional da remodelação óssea em torno de próteses de quadril. Dissertação, Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.
- [14] Doblare, M. García, J. M., Application of an anisotropic bone remodeling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement. *J Biomech*, v. 34, pp. 1157-1170, 2001.
- [15] Neuert, M. A., Dunning, C. E. Determination of remodeling parameters for a strain-adaptive finite element model of the distal ulna. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 227, pp. 994–1001, 2013.
- [16] Turner, A. W. L. et al. Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results. *J Orthop Res*, v. 23, pp. 705–712, 2005.
- [17] Chen, G.; Pettet, G.; Pearcy, M. McElwain, D. L. S., Comparison of two numerical approaches for bone remodeling. *Med Eng Phys*, vol. 29, pp. 134-139, 2007.
- [18] Silva, J., Gubau, J. E., Dicati, G. W. O., Pereira, J. P., Análise de diferentes metodologias para evitar a formação do padrão similar de checkerboard em uma análise de remodelação óssea bidimensional. In. XXXVI Iberian Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering (CILANCE 2015), 2015.
- [19] Gubau, J. E., Análise numérica da influência da rigidez de próteses femorais no processo de remodelação óssea associado à técnica cirúrgica de Artroplastia total de quadril. Dissertação [Mestrado em Engenharia Mecânica], Universidade Federal do Paraná, 2016.
- [20] Wolff, Julius. *The Law of Bone Remodeling*, 1986.