



ANÁLISE DO PROCESSO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA VIA MODELO DE STANFORD ANISOTRÓPICO EM MODELOS BIDIMENSIONAL E TRIDIMENSIONAL DO FÊMUR HUMANO

Gabriela Wessling Oening Dicati

José Eduardo Gubaua

Jéderson da Silva

Jucélio Tomás Pereira

gabyoening@hotmail.com

jose.gubaua@yahoo.com.br

dasilva.jederson@gmail.com

prof_jucelio_tomas@hotmail.com

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica - Universidade Federal do Paraná

Av. Cel. Francisco H. dos Santos, 210, Jardim das Américas, 81.531-970, Paraná, Curitiba, Brasil.

Resumo. *O estudo da remodelação óssea iniciou no final da década de 1890, quando o cirurgião e anatomista alemão Julius Wolff, publicou uma série de artigos que apresentava uma relação entre o tecido ósseo e os esforços aos quais está submetido. Este processo acontece conforme o nível de estímulo gerado quando um carregamento é aplicado, ou seja, em áreas mais solicitadas, o nível de formação de material será maior. Em locais onde a tensão é baixa, ocorrerá uma maior reabsorção. Jacobs et al. (Jacobs, C. R.; Simo, J. C.; Beaupré, G. S.; Carter, D. R. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. Journal of Biomechanics, v. 30, p. 603-613, 1997) desenvolveram um modelo que considera a anisotropia, onde a matriz de rigidez evolui e as propriedades físicas variam conforme a direção. Objetiva-se avaliar a remodelação óssea, em um fêmur humano bidimensional e tridimensional. Utiliza-se o modelo de Jacobs et al. (1997), comparando os resultados obtidos com os da referência. Aplica-se o Método dos Elementos Finitos (MEF) através do software Abaqus para o tridimensional, que é customizado com uma sub-rotina UMAT e o software Matlab para o bidimensional. Os resultados obtidos apresentam uma caracterização qualitativa da distribuição do campo de densidades indo de encontro aos resultados encontrados na literatura.*

Palavras-chave: *Remodelação óssea, Modelo anisotrópico, Método dos Elementos Finitos, Abaqus, UMAT.*

1 INTRODUÇÃO

O osso é o tecido mais rígido encontrado no corpo humano, tendo como funções principais a sustentabilidade do corpo contra a ação da gravidade, fornecer a rigidez para as ações musculares diárias e atuar como proteção para órgãos que são vitais como, por exemplo, o coração e o cérebro (BAGGE, 1999). Além disso, o osso é um material vivo com comportamento complexo e que possui a capacidade de se renovar ao longo do tempo, substituindo o tecido velho e danificado por um novo e saudável (LEMAIRE *et al.*, 2004). Esse processo de renovação é denominado remodelação óssea e ocorre a partir da modificação da aplicação de carregamento externo.

O propulsor dos estudos referentes à remodelação óssea é o anatomista e cirurgião alemão Julius Wolff (1836-1902), que publicou uma série de artigos no final do século XIX, desenvolvendo a chamada lei de Wolff, a qual sugere a existência de uma relação entre a estrutura óssea e os esforços sobre ela aplicados. A ideia consiste em uma visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade às diversas solicitações externas. Em regiões do tecido ósseo onde exista um campo de tensões mais elevado, existirá uma formação de um tecido menos poroso, enquanto que em locais menos solicitados mecanicamente, existirá uma maior reabsorção óssea (porosidade maior). A lei de Wolff ainda afirma que, perante uma mudança de estímulos anteriores, a remodelação óssea ocorre segundo direções preferenciais associadas às direções de maiores tensões mecânicas. Esta afirmação tem conduzido à elaboração dos mais variados modelos analíticos e empíricos nos últimos anos (DALLACOSTA, 2007).

Na bibliografia da área são encontrados diferentes tipos de modelos mecânicos e biológicos com o objetivo de descrever o comportamento da remodelação óssea. Os modelos apresentados levam em consideração o comportamento anisotrópico do tecido ósseo sob a ação de carregamentos externos. Com isso, considera-se que as propriedades físicas variam de acordo com a direção considerada.

Um dos trabalhos mais importantes da área é o modelo de remodelação apresentado por Jacobs *et al.* (1997), o qual insere o conceito de anisotropia ao modelo de remodelação óssea de Stanford (Jacobs, 1994). Esse trabalho parte de uma configuração isotrópica e, com a atualização da matriz de rigidez, tende a um comportamento anisotrópico do material. Outro conceito aplicado aos modelos de anisotropia é a inserção do conceito da Mecânica do Dano. Doblaré e García (2001) desenvolvem um modelo anisotrópico de remodelação, com o objetivo de estudar o comportamento de um fêmur proximal antes e depois de uma substituição total de quadril. Este modelo considera a remodelação óssea no âmbito de uma teoria geral de reparação de dano seguindo os princípios estudados por Lemaitre (1996) a respeito da Mecânica do Dano Contínuo. O estímulo mecânico, que dirige as respostas celulares nesse processo, é dependente dos tensores de remodelação e de deformação. A matriz de dano é definida em termos da densidade aparente (associada à porosidade) e do tensor *fabric* definido por Cowin (1986), que define a anisotropia do tecido ósseo e estabelece os valores e direções principais da distribuição de massa óssea. Rüberg (2003) utiliza como base o modelo de Doblaré e García (2001) e propõe um modelo de remodelação que simula a adaptação da estrutura óssea interna e o alinhamento das direções principais como uma resposta ao ambiente mecânico, considerando a evolução do dano e a mineralização.

Outro trabalho na mesma linha é desenvolvido por Souza (2009), o qual propõe um algoritmo numérico de remodelação anisotrópica, com base na teoria da Mecânica do Dano Contínuo. A ideia central do autor é simular a porosidade como dano, similar ao trabalho de

Doblaré e García (2001). Porém, em seu trabalho, o autor incorpora na formulação matemática a possibilidade de haver reabsorção óssea em níveis elevados de deformação, quando se excede o limite de dano acumulado nos tecidos ósseos. O trabalho é aplicado em simulações bidimensionais de ossos longos (particularmente o fêmur proximal humano) com e sem prótese.

O fêmur é o maior e mais pesado osso do corpo humano e possui um importante papel de dar sustentação ao esqueleto. Por ser um osso longo, é convenientemente dividi-lo em três regiões: proximal (cabeça do fêmur), média (corpo) e distal (côndilos e epicôndilos). A seguir é dada uma maior ênfase à região proximal do fêmur, por ser o objeto de estudo deste trabalho.

A região proximal (Fig. 1) pode ser dividida basicamente em três partes: cabeça, tronco (pescoço, colo ou nuca) e tubérculos (trocanteres). A cabeça femoral arredondada é dividida em duas partes, uma articulável a qual está em contato com o acetábulo e fornece todas as condições para os movimentos, e uma segunda parte não articulável, onde está localizada uma depressão áspera, denominada fóvea, que é localizada próxima ao centro desta. A fóvea possui a função de fixar o ligamento da cabeça do fêmur, a qual ajuda a suportar os esforços aplicados devido à compressão exercida pelo acetábulo, além de fornecer o local para a entrada de artérias para nutrição da cabeça femoral. A região de constrita, onde existe o apoio da cabeça sobre o corpo é chamada pescoço (também denominado colo ou nuca do fêmur) e é um local comum para a ocorrência de fraturas em idosos (VAN DER GRAAFF, 2003). A maior protuberância na lateral superior da região proximal do fêmur é o trocater maior. Nele estão inseridos os músculos abdutores e adutores externos. O trocater menor é o local onde o músculo iliopsoas é inserido. Entre os trocanteres existe a região intertrocanterica, formada pela crista intertrocanterica no lado posterior e a linha intertrocanterica no lado anterior.



Figura 1. Região proximal do fêmur humano. (Sobotta, 2006)

O presente estudo tem como objetivo implementar e avaliar o processo de remodelação óssea em modelos bidimensional e tridimensional do fêmur humano. Para tal, utiliza-se o modelo de remodelação óssea apresentado por Jacobs *et al.* (1997), que considera o material com comportamento anisotrópico. Utiliza-se o Método dos Elementos Finitos através do

software Matlab R2013A (bidimensional) e do Abaqus versão 6.12-1 (tridimensional), customizando com uma sub-rotina UMAT (*User Material*), desenvolvida em linguagem Fortran, para que as propriedades sejam modificadas ao longo da análise.

2 MÉTODOS

O modelo de remodelação anisotrópico utilizado é apresentado por Jacobs *et al.* (1997), sendo este desenvolvido a partir do modelo de Beaupré *et al.* (1990).

A teoria de Jacobs *et al.* (1997) parte da premissa de que, se um modelo isotrópico é adotado, as propriedades constitutivas do material (módulo de Young, coeficiente de Poisson) podem ser obtidas diretamente através da densidade aparente, (ρ) , como

$$E[\text{MPa}] = E(\rho) = b\rho^{(\beta)} = \begin{cases} 2014 \rho^{2,5} & \text{se } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763 \rho^{3,2} & \text{se } \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}, \quad (1)$$

$$\nu = \begin{cases} 0,2 & \text{se } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \\ 0,32 & \text{se } \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}, \quad (2)$$

onde $b(\rho)$ e $\beta(\rho)$ são funções do modelo isotrópico dada como uma *Power Law* do Módulo de Young em função da densidade.

Por outro lado, não é possível determinar todos os termos da matriz de rigidez anisotrópica somente em termos de densidade aparente, embora essa tenha uma influência significativa sobre esta matriz. Assim, nesse modelo é considerado que a densidade e a matriz de rigidez são independentes, mas, acopladas. Com isso, a densidade exerce uma influência na taxa de mudança da rigidez, que por sua vez atua na taxa de mudança da densidade. A seguir é apresentada a teoria de remodelação de Stanford que responde a um comportamento adaptativo de forma anisotrópica.

Na formulação de Beaupré *et al.* (1990) é considerado que a resposta do tecido ósseo, e , a um carregamento mecânico é determinada a partir da diferença entre o estímulo mecânico de equilíbrio no tecido, ψ_t^* , e o estímulo decorrente do estado de tensões diário no tecido, ψ_t , na forma

$$e = \psi_t - \psi_t^*, \quad (3)$$

sendo ψ_t o estímulo de tensão diário no tecido dado por

$$\psi_t = K \frac{\sqrt{\varepsilon : C : \varepsilon}}{\rho^{2-\beta/2}}. \quad (4)$$

Nesse caso, ε é o tensor de deformações infinitesimais, C é o tensor de rigidez constitutivo do material e K é um escalar definido por

$$K = \rho_c^2 n^{1/m} \sqrt{b}, \quad (5)$$

sendo ρ_c a densidade do osso cortical, n o número de ciclos diários de carregamento, m uma constante empírica característica do material.

Dois critérios são utilizados para determinar o tipo da resposta à remodelação. Quando há reabsorção, f^r é ativa e quando há formação óssea, f^f é ativa, tal que

$$\begin{aligned} f^r(\varepsilon, C, \rho) &= (\psi_t^* - w) - \psi_t \\ f^f(\varepsilon, C, \rho) &= \psi_t - (\psi_t^* + w) \end{aligned} \quad (6)$$

sendo w é metade da largura de um intervalo denominado zona morta (valores de estímulo que não provocam formação ou reabsorção óssea).

A evolução da densidade do material (ρ) está diretamente relacionada à área superficial disponível para formação e reabsorção do tecido ósseo, S_v . Assim, é essencial determinar a quantidade de osso disponível por unidade de volume. Uma aproximação para a área superficial é obtida por Martin (1984). Aznar (1999) aprimorou a obtenção da área superficial apresentando uma aproximação satisfatória através de um polinômio de quinto grau, determinado empiricamente e dependente da porosidade (p), de modo que

$$S_v = 32,3p - 93,9p^2 + 134p^3 - 101p^4 + 28,8p^5 \quad (7)$$

Corso (2006) realizou uma aproximação em termos de densidade aparente para a área superficial específica, obtidas diretamente de uma tomografia

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

A partir dos parâmetros apresentados na Eq. (6) e da superfície disponível, S_v , definida na Equação (8), é possível obter a taxa de mudança de densidade de acordo com

$$\dot{\rho} = \begin{cases} -cf^r(\varepsilon, C, \rho)S_v(\rho)\rho_c, & \text{se } f^r \geq 0, f^f < 0 \\ cf^f(\varepsilon, C, \rho)S_v(\rho)\rho_c, & \text{se } f^r < 0, f^f \geq 0 \\ 0, & \text{se } f^r < 0, f^f < 0 \end{cases} \quad (9)$$

Sendo c a velocidade de remodelação. No modelo de remodelação anisotrópico de Jacobs *et al.* (1997), a taxa de evolução do tensor de rigidez constitutivo, C , é dado por

$$\dot{C} = \frac{\beta \dot{\rho}}{\rho} \frac{\sigma \otimes \sigma}{\sigma : \varepsilon} \quad (10)$$

Através das Eq. (9) e (10) pode-se notar que a matriz constitutiva, C , e a densidade, ρ , estão acopladas. Portanto, a matriz constitutiva já não pode mais ser obtida única e diretamente da densidade, como no caso isotrópico.

Em cada incremento de tempo Δt , as propriedades do material são atualizadas em cada ponto de integração dos elementos, através do método de integração de Euler. A atualização da densidade é dada por

$$\rho^{(n+1)} = \rho^{(n)} + \dot{\rho}^{(n)} \Delta t, \quad (11)$$

onde $\rho^{(n+1)}$ é a densidade óssea atualizada, $\rho^{(n)}$ é a densidade atual para cada ponto de integração de cada elemento finito e, Δt , o intervalo de tempo referente ao período do processo de remodelação óssea para um ciclo de carregamento. A atualização da matriz de rigidez constitutiva é dada por

$$C^{(n+1)} = C^{(n)} + \frac{\beta \dot{\rho}^{(n)}}{\rho^{(n)}} \frac{\sigma^{(n)} \otimes \sigma^{(n)}}{\sigma^{(n)} : \varepsilon^{(n)}} \Delta t, \quad (12)$$

sendo $C^{(n+1)}$ o tensor de rigidez constitutiva atualizado, $C^{(n)}$ tensor de rigidez constitutivo atual, $\rho^{(n)}$ a densidade óssea atual, $\sigma^{(n)}$ e $\varepsilon^{(n)}$ os tensores de tensão e deformação respectivamente.

A utilização destas equações de forma direta pode levar a dificuldades de estabilidade numérica. Se a evolução da densidade, $\dot{\rho}$, é negativa (reabsorção), é possível que o tensor de rigidez constitutivo, C , passe a se comportar de uma forma, em que, não seja mais uma matriz positiva definida. Esta dificuldade pode ser superada se o algoritmo for reescrito em termos de uma atualização do tensor de flexibilidade para os casos onde a evolução da densidade, $\dot{\rho}$, é menor do que zero. Nesse caso, considerando um material anisotrópico, a expressão genérica para a relação constitutiva elástica pode ser posta como

$$\varepsilon = D : \sigma, \quad (13)$$

onde o tensor constitutivo de flexibilidade, D , pode ser escrito em termos do tensor de rigidez constitutivo, como

$$D = C^{-1}. \quad (14)$$

Ainda, a taxa de evolução do tensor de flexibilidade torna-se

$$\dot{D} = -D : \dot{C} : D. \quad (15)$$

Substituindo a Equação (10) nesta expressão, tem-se a taxa de variação do tensor D com o tempo dado por

$$\dot{D} = -\frac{\beta \dot{\rho}}{\rho} \frac{\varepsilon \otimes \varepsilon}{\sigma : \varepsilon}. \quad (16)$$

Assim, a estrutura final do algoritmo se dá pela atualização da densidade, na Equação (11). Se a taxa de evolução da densidade é maior ou igual a zero, atualiza-se o tensor constitutivo de rigidez, de acordo com a Equação (12). Caso contrário, se a taxa de evolução da densidade é menor do que zero, tem-se

$$D_n = C_n^{-1}. \quad (17)$$

A atualização do tensor de flexibilidade, D , que também é realizada utilizando o método de integração de Euler, é dado por

$$D^{(n+1)} = D^{(n)} + \frac{\beta \dot{\rho}^{(n)}}{\rho^{(n)}} \frac{\varepsilon^{(n)} \otimes \varepsilon^{(n)}}{\sigma^{(n)} : \varepsilon^{(n)}} \Delta t. \quad (18)$$

sendo $D^{(n)}$ o tensor de flexibilidade atual e $D^{(n+1)}$ o tensor de flexibilidade atualizado. Ao final do algoritmo, o tensor de rigidez constitutivo recebe o valor da inversa do tensor de flexibilidade, tal que

$$C^{(n+1)} = \left(D^{(n+1)} \right)^{-1}. \quad (19)$$

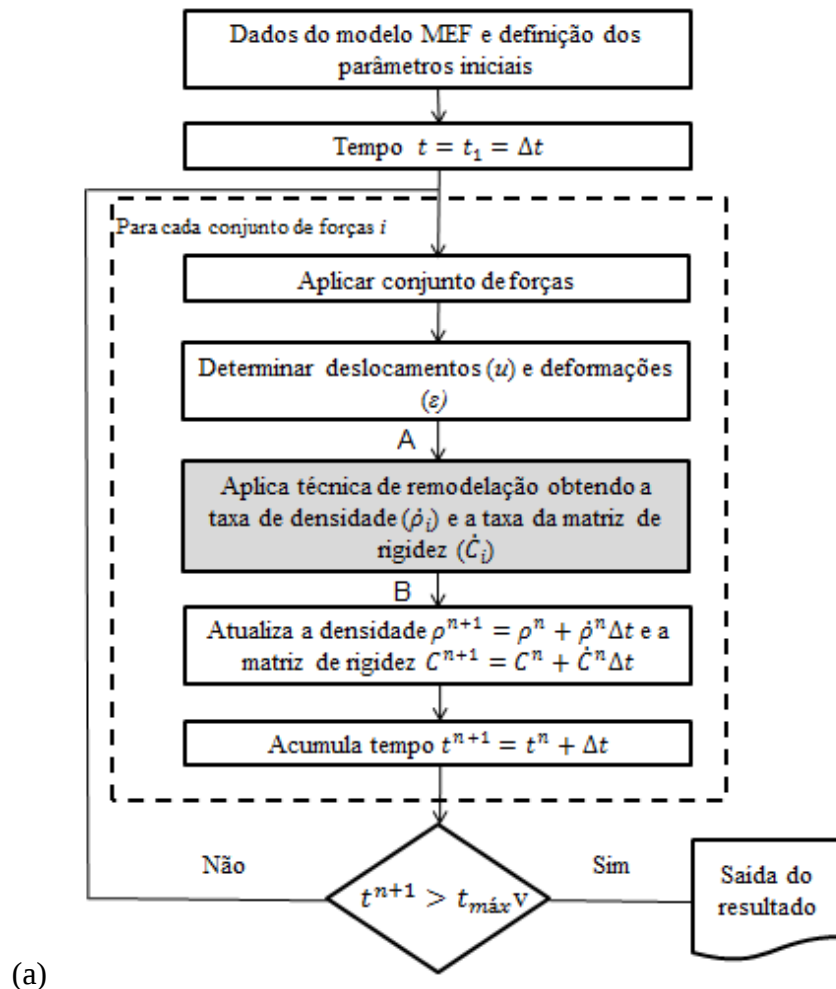
Com a atualização do tensor de rigidez constitutivo, as propriedades do tecido ósseo do fêmur são atualizadas e procede-se a aplicação de um novo conjunto de forças. Dessa forma,

obtêm-se o estímulo mecânico, tendo um ganho ou perda de densidade e, assim, avalia-se todo o processo de remodelação óssea.

As constantes materiais necessárias para execução do método de Jacobs *et al.* (1997) são apresentadas na Tabela 1 e o fluxograma com os modelos MEF e anisotrópico de remodelação óssea de Stanford na Fig. 2.

Tabela 1. Constantes utilizadas na análise computacional do modelo de Jacobs *et al.* (1997)

Parâmetros	Valores	Unidades
c	$2,0 \times 10^{-5}$	(mm/dia)/(MPa/dia)
ψ_t^*	50,0	Mpa
m	4,0	-
n_i	3000	Ciclos/dia
W	$0,125 \times \psi_t^*$	MPa
ρ_c	2,0	g/cm ³
Δt	1	Dia



Continua

Figura 2. Fluxograma do MEF (a) e do modelo anisotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração de cada elemento finito.

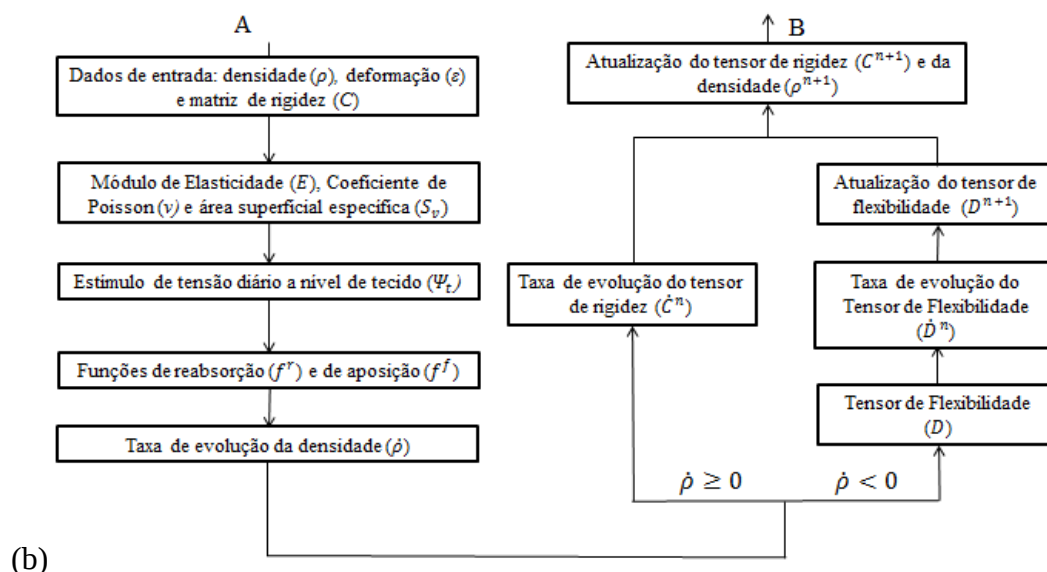


Figura 2. Fluxograma do MEF (a) e do modelo anisotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração de cada elemento finito.

3 IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL

Nesta seção são apresentados os modelos de elementos finitos utilizados nesse estudo, com ênfase aos elementos empregados e às condições de contorno de Neumann e Dirichlet aplicadas.

Para verificação da remodelação óssea, em ambos os modelos do fêmur humano inicialmente são empregados campos homogêneos de densidades, considerando um valor de densidade de $1,0 \text{ g/cm}^3$ ao longo de todo o fêmur. Durante a análise, a estrutura interna do osso (densidade e propriedades mecânicas) se adapta conforme a aplicação do estímulo mecânico e, quando a convergência da análise é atingida, o fêmur apresenta uma distribuição heterogênea de densidade (Garijo *et al.*, 2014). Neste estudo, o valor mínimo de densidade é fixado em $0,001 \text{ g/cm}^3$ devido à possibilidade de causar instabilidades numéricas no algoritmo de remodelação e na solução do sistema de equações de elementos finitos. Um valor máximo, referente ao máximo valor de densidade cortical utilizado neste trabalho, também é fixado, sendo este igual a $2,00 \text{ g/cm}^3$. É considerado que o processo ocorre durante Δt dias, sendo que para cada dia são aplicados n ciclos de carga.

3.1 Modelo bidimensional do fêmur humano

O modelo bidimensional é desenvolvido utilizando o *software* Matlab R2013A, onde é realizada toda a programação do MEF e da remodelação óssea. Em resumo, dado um caso de carregamento, são obtidas, em sequência, as distribuições de deformações, tensões e estímulo mecânico. Através destas, obtém-se, para cada ponto de integração e em cada elemento finito, a taxa de remodelação, a densidade e a rigidez constitutiva. O modelo bidimensional é discretizado em 4.392 elementos do tipo CST (*Constraint Strain Triangle*) e 2.379 nós. Como este é um elemento com funções de forma linear e 2 graus de liberdade, a distribuição de tensões é considerada constante em todo o elemento. A densidade também é considerada constante.

As intensidades das cargas aplicas ao modelo são as mesmas apresentadas por Jacobs *et al.* (1997) e são visualizadas na Tab. 2. Estas cargas caracterizam o carregamento global que surge durante uma caminhada, o qual é formado fundamentalmente por três casos de carga distintos e que representam três movimentos durante a execução da mesma. O primeiro refere-se ao momento em que os pés tocam o chão, enquanto que os outros dois representam dois movimentos alternativos de abdução (ato de afastar membros ou parte de membros do plano médio do corpo humano) e adução (ato de movimentar um membro no sentido do plano médio do corpo humano). O carregamento global é composto por cargas de compressão sobre a cabeça do fêmur, devido o contato desta com a o acetábulo da pélvis e de tração, referentes às reações musculares. Tais cargas são aplicadas sequencialmente aos pares ao longo da análise. Para evitar singularidades e o modelo ser mais realista, cada carga de compressão é distribuída de maneira uniforme sobre um segmento correspondente a 20 elementos, enquanto que, as de tração estão sobre cinco. A Fig. 2 mostra a malha utilizada, bem como as condições de contorno de Dirichlet e de Neumann aplicadas, respectivamente, na extremidade inferior do fêmur e na cabeça femoral e no trocanter maior (Jacobs *et al.* 1997).

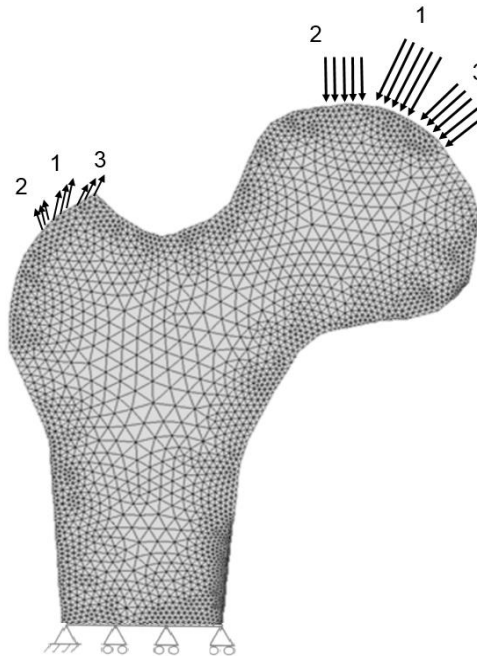


Figura 3. Modelo geométrico bidimensional discretizado e com condições de contorno de Neumann e Dirichlet aplicadas.

Tabela 2. Carregamento aplicado sobre o modelo bidimensional.

Carga	Magnitude (N)	Orientação (graus) em relação ao eixo vertical
Compressão -1	2317	24
Compressão -2	1158	-15
Compressão -3	1548	56
Tração-1	703	28
Tração-2	351	-8
Tração-3	468	35

3.2 Modelo tridimensional do fêmur humano

Para a análise da remodelação óssea tridimensional é utilizado o modelo sólido do fêmur humano (Grabcad, 2014), apresentado na Fig. 4. São aplicadas trinta cargas distribuídas sobre trinta áreas, sendo quinze na cabeça do fêmur e quinze no trocanter maior (Fig. 5). As intensidades das cargas são as mesmas apresentadas no trabalho de Jacobs *et al.* (1997) e seguem o mesmo esquema de aplicação do modelo bidimensional, ou seja, são aplicadas sequencialmente aos pares ao longo da análise. Informações de dois trabalhos são utilizadas para determinar as áreas de aplicação das cargas. Para a cabeça do fêmur, conforme Greenwald e Haynes (1972), as áreas de aplicação dos carregamentos ocupam 70% da área total, e para o trocanter maior, as áreas utilizadas nesse trabalho são similares as áreas apresentadas por Bagge (1999).

No modelo tridimensional proposto, as cargas são divididas com objetivo de analisar o comportamento do processo de remodelação decorrente dos esforços de flexão e torção atuarem simultaneamente. Utiliza-se esse carregamento devido ao fato de que um caso de carga bidimensional pode provocar somente a situação de combinação de compressão e flexão pura. As cargas e as áreas as quais foram aplicadas são apresentadas na Tabela 3. Um sólido com comportamento elástico e linear é inserido na extremidade inferior do fêmur com o objetivo de evitar a formação de regiões de concentrações de tensões. Sobre este, são aplicadas condições de contorno de Dirichlet homogêneas.

O modelo tridimensional do fêmur é analisado através do Método dos Elementos Finitos utilizando o *software* Abaqus 6.12-1. Através desse Método é possível obter as distribuições de tensões e deformações que ocorrem quando os esforços são aplicados e, assim, é possível determinar o estímulo mecânico, a taxa de remodelação, a densidade e a rigidez para cada ponto de integração de cada elemento finito. Esse processo ocorre durante Δt dias no qual são aplicados n ciclos de carga. Na análise, utiliza-se o elemento finito sólido tetraedral C3D4 sendo que para a discretização do modelo completo, foram utilizados 90.852 elementos e 18.108 nós (Fig. 4b).

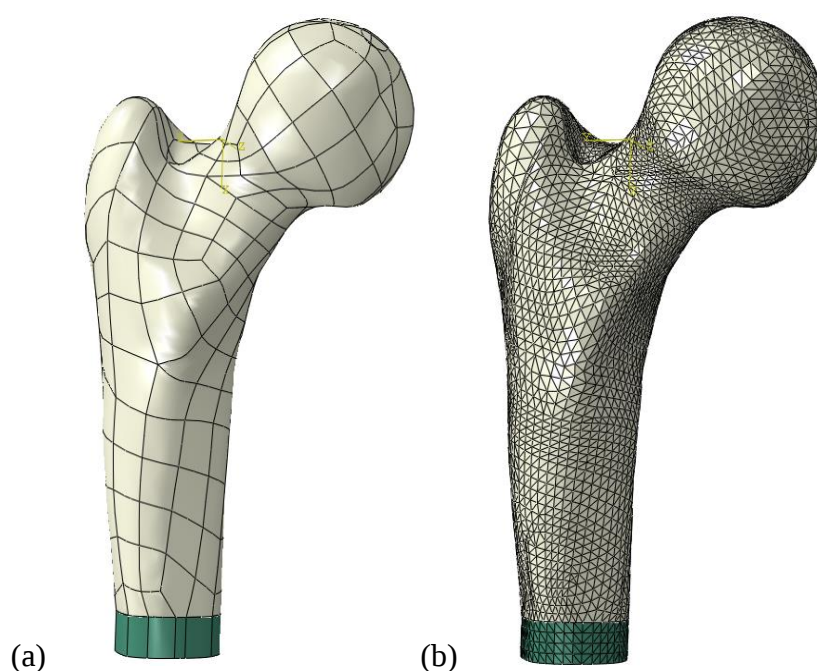


Figura 4. Modelo geométrico tridimensional do fêmur (a) e malha de elementos finitos para a análise computacional (b).

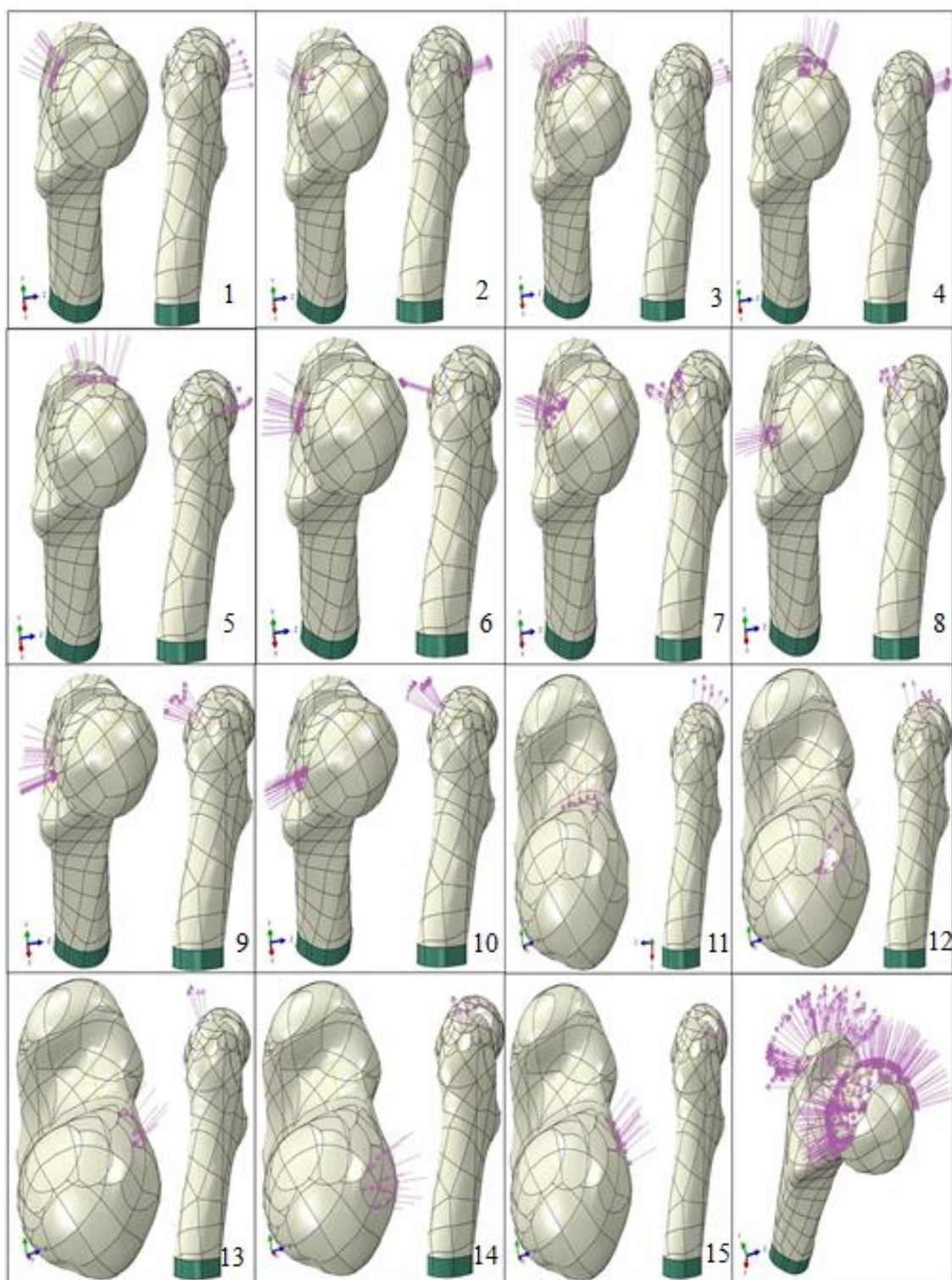


Figura 5. Áreas e sequência da aplicação dos carregamentos sobre o modelo tridimensional.

Para realizar a análise de um material em que a densidade varia ao longo do tempo, como é o caso da remodelação óssea, é necessário customizar o *software* Abaqus através de uma sub-rotina em linguagem Fortran. Nesse caso, é utilizada a sub-rotina UMAT (*User Material*).

Tabela 3. Cargas aplicadas para simulação da caminhada.

Carga	Magnitude (N)	Local de aplicação	Áreas de aplicação
Compressão-1	2317	Cabeça femoral	1, 2, 3, 4, 5
Compressão-2	1158	Cabeça femoral	6, 7, 8, 9, 10
Compressão-3	1548	Cabeça femoral	11, 12, 13, 14, 15
Tração-1	703	Trocanter maior	1, 2, 3, 4, 5
Tração-2	351	Trocanter maior	6, 7, 8, 9, 10
Tração-3	468	Trocanter maior	11, 12, 13, 14, 15

4 RESULTADOS

Durante a análise, dois fenômenos podem ser visualizados. O primeiro de natureza fisiológica e que remete ao conceito da lei de Wolff, é a formação de áreas com valores altos e baixos de densidade ao longo do fêmur, caracterizando uma distribuição claramente heterogênea, conforme o campo de tensões resultante da aplicação dos carregamentos. O segundo é uma patologia de natureza numérica que faz com que o campo de densidades assuma valores de máximo e mínimo entre elementos adjacentes e que aparece em toda região de densidades intermediárias. Esse fenômeno é denominado *checkerboard* pois, quando da utilização de elementos finitos quadrangulares, esse formato é similar a um tabuleiro de xadrez. As Fig. 6a, 6c e 6e apresentam o campo espacial de densidades para 100, 200 e 500 dias de carregamento para o modelo bidimensional, podendo ser notado o padrão similar ao de *checkerboard*.

Diferentes metodologias podem ser utilizadas para inibir a formação desse padrão similar ao *checkerboard* como a utilização de elementos de ordem superior (funções de forma quadráticas ou mais elevadas), filtragem do campo de densidades (como forma de pós-processamento) ou utilização de medias nodais com o objetivo de suavizar o campo. Para o modelo bidimensional, utiliza-se a suavização do campo de densidades como ferramenta de pós-processamento. Ela é realizada a partir de uma média simples entre os valores de densidade nodal para os elementos que compartilham o mesmo nó, para que seja possível uma melhor apresentação dos resultados. Os campos espaciais suavizados de densidade para 100, 200 e 500 dias de carregamento são apresentados nas Fig. 6b, 6d e 6f. Pode-se notar a formação do córtex medial e lateral. Outra região que apresenta valores máximos de densidades é a fossa intertrocanterica. Valores de densidade intermediária são visualizados ao longo da diáfise do fêmur na parte interior ao tecido cortical e na região proximal (colo, linha intertrocanterica e próximo às áreas de aplicação de carregamento). Regiões de densidade mínima são encontradas na região proximal (trocanter maior e na parte não articulável da cabeça femoral). Existe a tendência da formação do triangulo de Ward, que é uma área de baixa densidade na região proximal do fêmur, caracterizada por predomínio do osso trabecular (Rocha *et al.*, 2011).

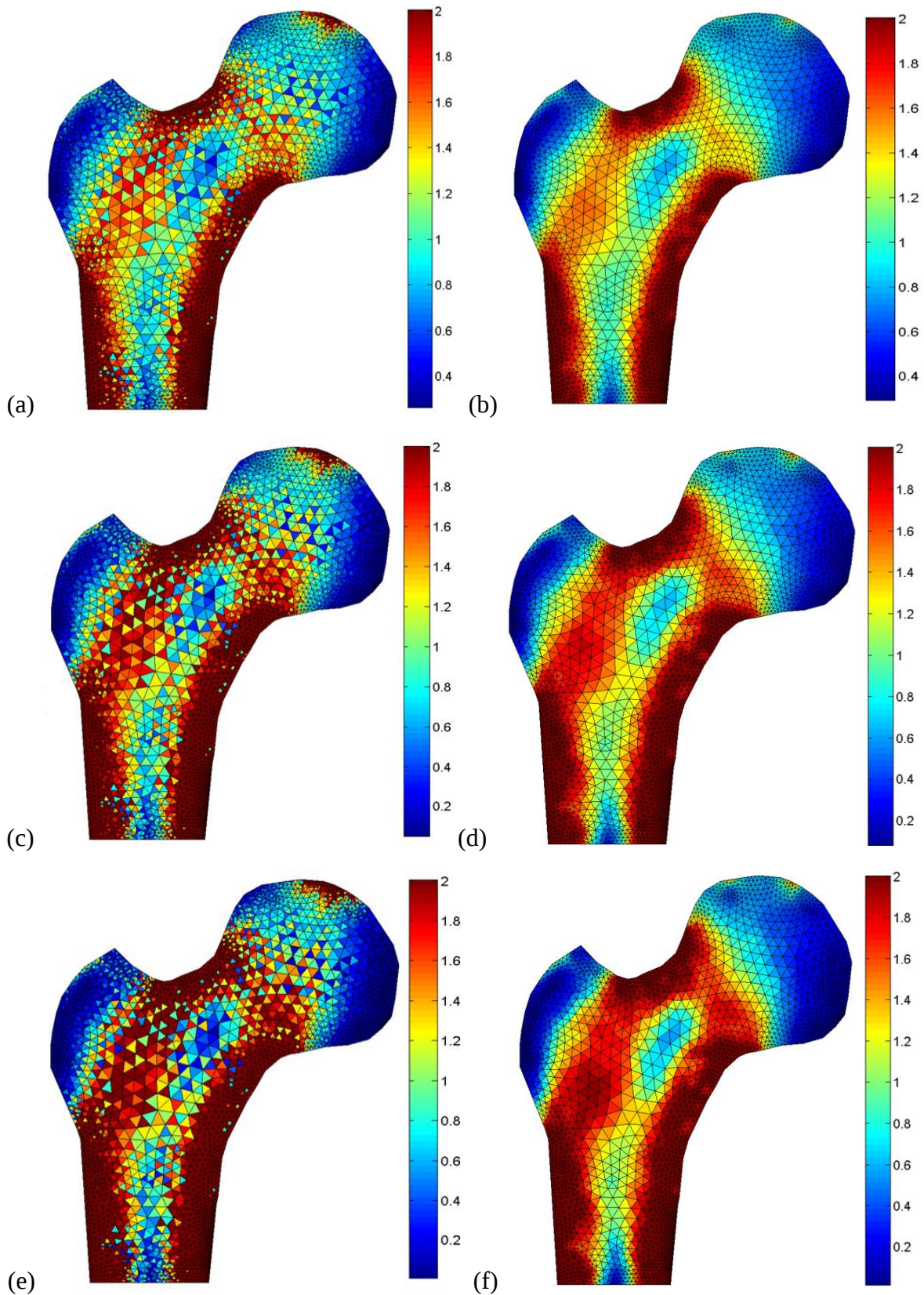


Figura 6. Campos de densidade apresentados com os valores elementares (a, c, e) e suavizado (b, d, f). Vistas em corte mesial do plano coronal para 100 (a,b), 300 (c,d) e 500 (e,f) dias de carregamento.

A Fig. 7 apresenta o campo espacial de densidade para o modelo tridimensional do fêmur humano. Os mesmos fenômenos encontrados no modelo bidimensional também são encontrados neste modelo, ou seja, a formação das camadas de alta e baixa densidades em regiões distantes das áreas de aplicação de carregamento e a patologia numérica em regiões intermediárias. O mesmo processo de suavização por média nodal é empregado, porém utilizando a ferramenta de pós-processamento disponível no *software* Abaqus. As Fig. 7a, 7c e 7e apresentam o campo espacial de densidades para 100, 200 e 500 dias de carregamento, podendo ser notado o padrão similar ao de *checkerboard*. As Fig. 7b, 7d e 7f apresentam o campo espacial suavizado. Assim como no modelo bidimensional, os principais aspectos morfológicos podem ser notados: a formação do córtex medial e lateral, região de densidade alta na fossa intertrocanterica, densidades intermediárias na diáfise do fêmur e no colo, distribuição de densidade trabecular na cabeça e no trocanter maior, além das tendências da formação do triângulo de Ward e do canal femoral.

A Fig. 8 apresenta o campo espacial de densidades para as seções transversais ao longo do corpo do fêmur tridimensional. A distribuição de densidade apresentada é para 500 dias de carregamento e é possível observar uma caracterização similar às regiões quando comparada a um fêmur humano (Fig. 9).

A Fig. 10 apresenta o campo de densidades em escala de cinza do modelo bidimensional de Jacobs *et al.* (1997). Regiões de densidade máxima são encontradas ao longo do corpo do fêmur, na região da crista intertrocanterica e nas regiões de aplicação de carregamento no trocanter maior e na cabeça do fêmur. Pode ser notada a formação do canal femoral no corpo do fêmur e também, regiões de densidade mínima próxima à fossa intertrocanterica e à fôvea da cabeça femoral.

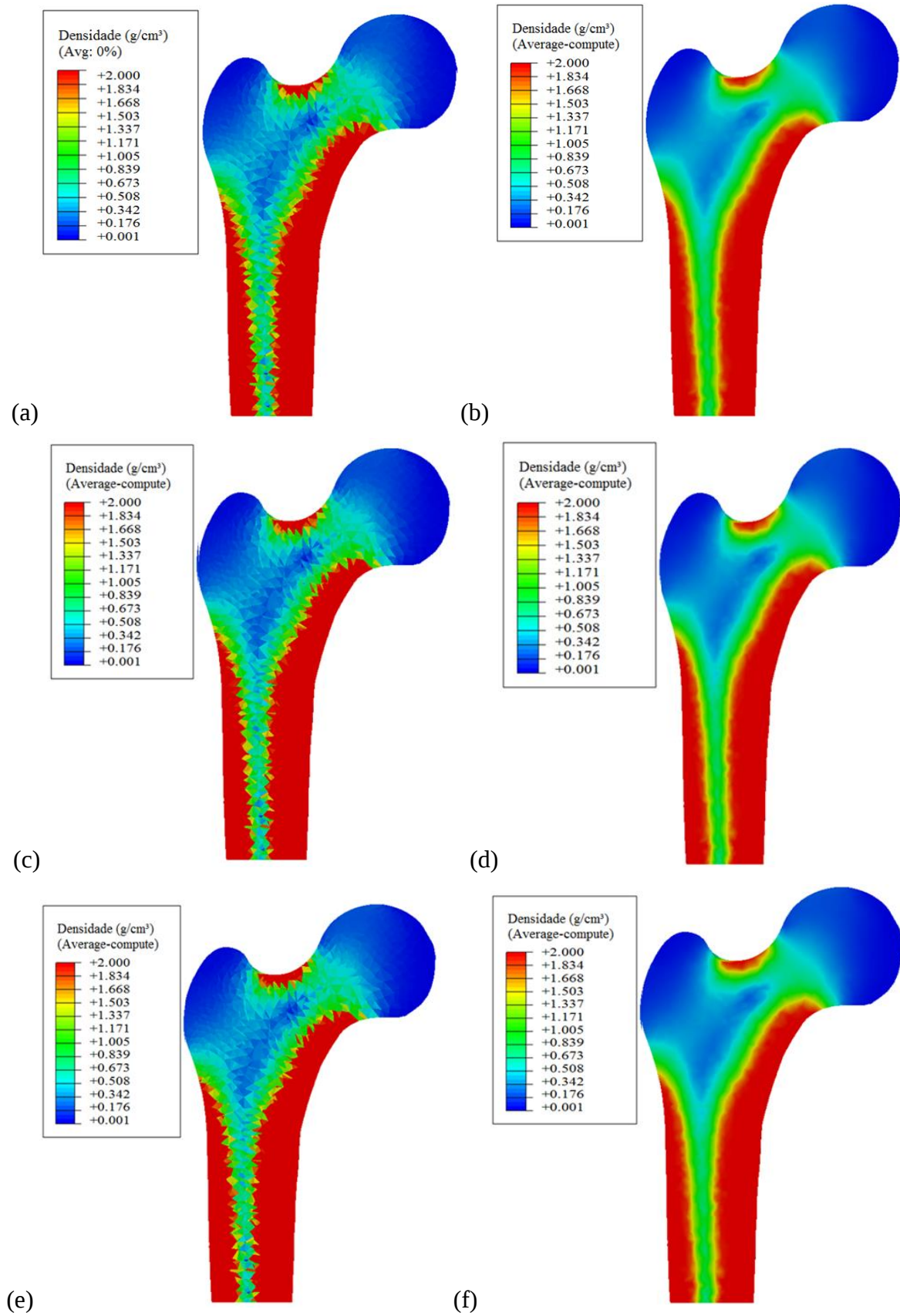


Figura 7. Campos de densidade apresentados com os valores elementares (a, c, e) e suavizado (b, d, f). Vistas em corte mesial do plano coronal para 100 (a,b), 300 (c,d) e 500 (e,f) dias de carregamento.

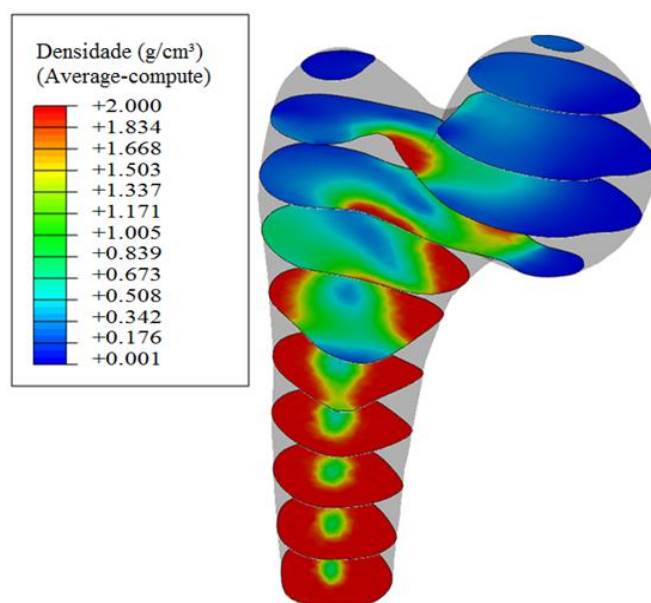


Figura 8. Campos de densidade do tecido ósseo apresentado a partir das seções transversais ao longo do corpo do fêmur.



Figura 9. Radiografia de um fêmur humano proximal saudável. (Doblaré e García, 2001)

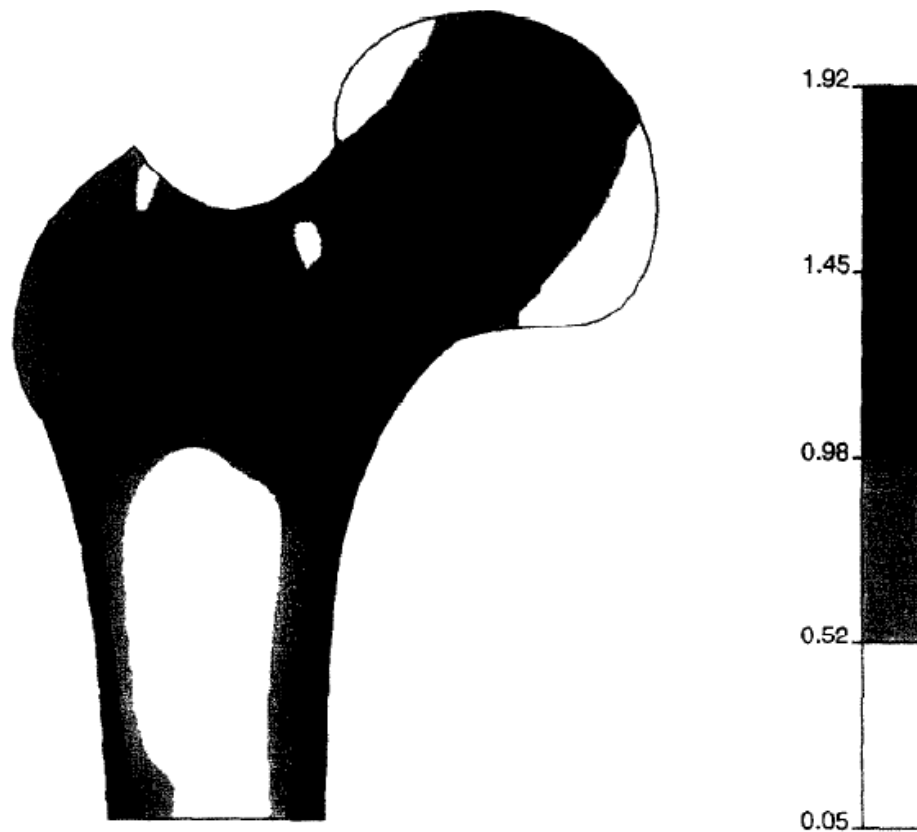


Figura 10. Campos de densidade de Jacobs *et al.* (1997).

5 CONCLUSÕES

O presente estudo teve como objetivo implementar e avaliar o modelo de remodelação óssea anisotrópica apresentado por Jacobs *et al.* (1997) em modelos tridimensional e bidimensional de um fêmur humano.

O modelo bidimensional, (Fig. 6) apresenta regiões corticais bem definidas ao longo da diáfise do fêmur, além da formação de regiões com valores de máxima densidade próximos a linha intertrocanterica e nas áreas de aplicação de cargas. Isso também ocorre nos resultados da referência (Fig. 10). Uma discrepância pode ser evidenciada nas regiões do trocanter maior e da cabeça femoral, onde no corrente estudo, tais regiões apresentam uma distribuição de densidade trabecular característica do fêmur humano, o que não ocorre nos resultados mostrados na Fig. 10.

O modelo tridimensional (Fig. 7) apresenta faixas corticais mais espessas que as encontradas pela referência. Isto pode ser devido ao carregamento utilizado que, conforme relatado anteriormente, foi desenvolvido fazendo uma compilação de informações de diferentes referências. Outras diferenças notadas, e que podem estar diretamente ligadas ao modo de aplicação das cargas, são os valores de densidade mais baixos encontrados na cabeça do fêmur e trocanter maior. A distribuição do campo de densidades da referência apresenta valores de densidades maiores. Existe a tendência da formação do triângulo de Ward na distribuição de densidades, o que não é possível identificar no resultado apresentado por Jacobs *et al.* (1997).

A Fig. 7 apresenta as seções transversais ao longo do fêmur. Nela pode-se notar a formação da região cortical bem definida e do canal femoral com valores de densidades intermediários. Conforme posto por Hall (2005), o osso trabecular possui níveis de porosidade entre 30% e cerca de 90%, similar aos resultados encontrados.

Apesar de Jacobs *et al.* (1997) não tratar do aparecimento do padrão similar de *checkerboard* em seu trabalho, pode-se notar a partir da Fig. 6 e 7 que tal padrão ocorre na distribuição de densidades resultante do modelo de remodelação utilizado. Os resultados obtidos para o modelo bidimensional são bem mais contundentes que para o modelo tridimensional. O fenômeno de *checkerboard* pode ser tratado de duas formas: durante o processo de remodelação a partir da utilização de um campo suavizado de tensões, o que faz com que a ocorrência desta patologia numérica tenda a diminuir. Outra forma é realizar um processo de suavização na etapa de pós-processamento, fazendo um “tratamento” de imagem. A formação de *checkerboard* é ocasionada devido a uma tendência do algoritmo utilizado, já que o mesmo tende sempre para uma configuração com maior rigidez média na região. Esse fenômeno é relatado na bibliografia (Díaz e Sigmund, 1995; Jog e Harber, 1996).

Através das figuras apresentadas nesse estudo, pode-se afirmar que a distribuição de densidades ao longo do corpo do fêmur caracteriza de forma qualitativa a distribuição de densidades de um fêmur humano real e saudável.

AGRADECIMENTOS

Os autores deste estudo agradecem à Universidade Federal do Paraná, ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PG-Mec) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

REFERENCES

- Aznar, J. M. G., 1999. *Modelo de Remodelación Ósea: Análisis Numérico y Aplicaciones al Diseño de Fijaciones de Fracturas del Fêmur Proximal*. Tesis de doctorado, Centro Politécnico Superior De La Universidad De Zaragoza.
- Bagge, M., 1999. *Remodeling of Bone Structures*. PhD Thesis, Technical University of Denmark/Lyngby.
- Beaupré, G. S.; Orr, T.E.; Carter, D.R., 1990. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. *Journal Orthopedic Research*, vol. 8 pp. 651-661.
- Corso, L. L., 2006. *Aplicação de Procedimentos de Otimização e Remodelamento Ósseo na Simulação e Análise de Problemas de Biomecânica*. Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.
- Cowin, S. C. 1986. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 108, pp. 83-88.
- Dallacosta, D., 2007. *Simulação tridimensional da remodelação óssea em torno de próteses de quadril*. Dissertação, Universidade Federal de Santa Catarina/Florianópolis.
- Días, A., Sigmund, O., 1995. Checkerboard patterns in layout optimization. *Structural Optimization*, vol. 10, pp. 40-45.

- Doblaré, M.; García, J. M., 2001. 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. *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 1157-1170.
- Garijo, N., Martínez, J., García-Aznar, J. M., Pérez, M. A., 2014. Computational evaluation of different numerical tools for the prediction of proximal femur loads from bone morphology. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 268, pp. 437-450.
- Grabcab, 2014. [internet] Available from: <http://www.grabcad.com>.
- Greenwald, A.S., Haynes, D.W., 1972. Weight-bearing areas in the human hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 54, pp. 157-163.
- Hall, S. J., 2004. *Biomecânica Básica*. 4 ed, Guanabara Koogan.
- Jacobs, C. R., 1994. *Numerical Simulation of Bone Adaptation to Mechanical Loading*. PhD Dissertation. Department of Mechanical Engineering, Stanford University.
- Jacobs, C. R., Simo, J. C., Beaupré, G. S., Carter, R. D., 1997. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *Journal of Biomechanics* vol. 30, pp. 603-613.
- Jog, C., Harber, R. B., 1996. Stability of finite element models for distributed-parameter optimization on topology design. *Computer Methods of Numerical Methods and Engineering*, vol. 40, pp 3033-3057.
- Lemaire V., Tobin, F. L., Greller L. D., Cho C. R., Suva L. J. 2004. Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities. *Journal of Theoretical Biology*, vol. 229, pp. 293-309.
- Lemaitre, J., 1996. *A Couse on Damage Mechanics*. 2.ed. Berlin: Springer.
- Martin, R.B., 1984. Porosity and specific surface of bone. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 8, pp. 651-661.
- Rocha, D. F. S., Fonseca, E. M. M., Noronha, J. K., 2011. Risco de fratura no tecido ósseo em pacientes do gênero feminino na zona litoral norte de Portugal. *6º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia*. In CLME'2011-IIICEM A Engenharia como Alavanca para o Desenvolvimento e Sustentabilidade, Maputo.
- Rüberg, T., 2003. *Computer Simulation of Adaptive Bone Remodeling*. Technische Universität Braunschweig, Universidade de Zaragoza, Espanha.
- Sobotta, J., 2006. *Atlas de Anatomia Humana*. 14 ed. Munich: Elsevier GmbH.
- Souza, L. A. F., 2013. *Modelo Numérico Anisotrópico de Remodelação Óssea Interno Fundamentado na Mecânica do Dano Contínuo*. Tese. Universidade Federal do Paraná/Curitiba.
- Van der Graaff, K. M., 2003. *Anatomia Humana*. 6 ed. Editora Manole.