

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

GABRIELA WESSLING OENING DICATI

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS MODELOS DE STANFORD ISOTRÓPICO
E ANISOTRÓPICO PARA REMODELAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO O MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS 2D E 3D**

CURITIBA

2015

GABRIELA WESSLING OENING DICATI

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS MODELOS DE STANFORD ISOTRÓPICO E
ANISOTRÓPICO PARA REMODELAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO O MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS 2D E 3D

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestra em Engenharia Mecânica do curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, na área de concentração Fenômeno de Transporte e Mecânica dos Sólidos.

Orientador: Prof. Jucélio Tomás Pereira, *D.Sc.*

CURITIBA

2015

D545a

Dicati, Gabriela Wessling Oening

Análise comparativa entre os modelos de stanford isotrópico e anisotrópico para remodelação óssea utilizando o método dos elementos finitos 2D e 3D/ Gabriela Wessling Oening Dicati. – Curitiba, 2015.
80f. : il. color. ; 30 cm.

Dissertação - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 2015.

Orientador: Jucélio Tomás Pereira .

Bibliografia: p. 77-80.

1. Remodelação óssea. 2. Método dos elementos finitos. 3. Abaqus (Programa de computador). 4. MATLAB (Programa de computador). 5. Anisotropia . I. Universidade Federal do Paraná. II.Pereira, Jucélio Tomás. III. Título.

CDD: 612.751028566

Dedico esta dissertação:

Ao Professor Jucélio, ao meu esposo Nicholas, aos meus pais Fatima e Celso, a
minha irmã Rafaela e ao meu colega de biomecânica José Eduardo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que tem conduzido meu caminho e suprido todas as minhas necessidades.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira pela orientação, pelo exemplo de profissionalismo e pela amizade e apoio no decorrer deste trabalho.

Ao meu Pai, Celso, e minha Mãe, Fatima, pelo apoio, companheirismo e transmissão de valores e caráter.

Ao meu esposo Nicholas, pela motivação, compreensão, carinho e por todo o auxílio recebido.

A minha família pelo incansável suporte concedido ao longo de toda esta trajetória.

Ao meu colega de Biomecânica, José Eduardo, por toda a ajuda com o trabalho.

Aos meus colegas e a todo o grupo do Laboratório de Vibrações e Mecânica dos Sólidos Computacional da UFPR, pelo apoio e motivação ao longo desse período.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PGMEC) por propiciar as condições necessárias para o desenvolvimento deste trabalho.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por possibilitar, através de apoio financeiro, a realização deste trabalho.

A todas as pessoas que de alguma maneira contribuíram para que este trabalho fosse realizado.

Peça a Deus que abençoe
seus planos e eles darão certo.
(Provérbios 16:3).

RESUMO

O osso é um tecido vivo, poroso, anisotrópico e heterogêneo, com comportamento complexo e que possui a capacidade de alterar suas propriedades físicas ao longo do tempo, se adaptar a diferentes esforços aplicados e de se renovar, substituindo o tecido antigo por um novo e saudável. Esse processo, denominado remodelação óssea, gera uma mudança significativa nas propriedades do osso, por exemplo, quando da inserção de uma prótese. Com isso, em algumas regiões mais críticas, pode ocorrer perda de densidade e até uma fratura óssea. Dessa maneira, é importante conhecer o comportamento mecânico e biológico do tecido ósseo quando sujeito a excitações mecânicas externas, com o objetivo de prever o tempo de vida de próteses em geral e, portanto, seus índices de sucesso. Neste trabalho, a simulação desse processo é realizada adotando-se um modelo matemático que caracterize esse comportamento acoplado ao Método dos Elementos Finitos. São implementados modelos bidimensionais, utilizando o *software* Matlab[®], e modelos tridimensionais através do *software* comercial de elementos finitos Abaqus[®], customizando-o através de uma sub-rotina UMAT desenvolvida em linguagem Fortran[®]. Vale ressaltar que para os modelos bidimensionais, além do algoritmo de remodelação, o Método dos Elementos Finitos é programado. No trabalho são comparados os modelos isotrópico e anisotrópico de remodelação óssea de Stanford. Para as simulações, são utilizados dois tipos de casos de carga, o primeiro é um carregamento que avalia a remodelação óssea em modelos bidimensionais. O segundo é proposto a partir de uma compilação de informações da bibliografia sobre as áreas de aplicação e as intensidades das cargas. Esse carregamento é repetido uma dada quantidade de vezes ao longo do dia, o que caracteriza um ciclo de carga. As forças são aplicadas na cabeça do fêmur e no trocanter maior e a combinação delas caracteriza uma caminhada. É analisado o comportamento da remodelação óssea quando o número de ciclos é modificado após o estado de equilíbrio de densidades. Os resultados evidenciam a caracterização de regiões com alta (tecido cortical) e baixa (tecido trabecular) densidades. Evidenciam, também, um fenômeno numérico próximo às áreas de aplicação de cargas que contém níveis intermediários de densidade, que resulta em um padrão similar ao padrão de *checkerboard*. Uma forma de apresentação dos resultados, para melhorar a qualidade da distribuição de densidades, é a utilização dos valores nodais através de uma suavização dos resultados elementares. Tais resultados apresentam uma distribuição espacial do campo de densidades que possibilitam uma comparação qualitativa com uma radiografia de um fêmur humano saudável e real.

Palavras-chave: Remodelação óssea. Método dos Elementos Finitos. Abaqus. Modelos de Stanford. UMAT.

ABSTRACT

The bone is an alive tissue, porous, anisotropic and heterogeneous, with a complex behavior that has a capacity to change its physical properties during the time, adapt itself to different applied stresses and to renew, replacing the old bone tissue for a new and healthy one. This process, called bone remodeling, produce a significant change in bone properties, for example, when prosthesis is inserted. Therewith, in some critical regions, can occur bone density loss or until fracture. Thus, is very important to know the mechanical and biological behavior of the bone tissue when mechanical stresses are applied, with the objective to predict the life time of the prostheses in general, and, therefore, the index of success. In this study, the simulation of this process is done adopting a model that characterizes this behavior engaged with the Finite elements Method. Is used two-dimensional model implemented in Matlab[®] software, and three-dimensional one through the Abaqus[®] finite element commercial software, customize it with a subroutine UMAT developed in Fortran[®] language. It is important to note that for the two-dimensional models, besides the bone remodeling algorithm, the Finite Elements Method is also implemented. The Stanford's isotropic and anisotropic models are compared in this study. Two kinds of load cases are used, where the first is loads that are applied to evaluate the bone remodeling in two-dimensional models. The second one is proposed whereof a compilation of information of the bibliography about the areas of application and intensity of the loads. The load case applied is repeated a given number of times during the day, what characterize a load cycle. Loads are applied in femoral head and greater trochanter and the combination of then characterize a walk. Is analyzed the bone remodeling behavior when the number of cycles is changed after the equilibrium density state. Results evince the characterization of the regions with high (cortical tissue) and low (trabecular one) density. Can be seen a numerical phenomenon in areas close to load application that has intermediary density levels, resulting in a pattern that is similar to the checkerboard pattern. A way to presents the results, to improve the quality of density distribution, is the utilization of the nodal values through a smoothing in results found for each element in mesh. Results found in this study present a spatial distribution of the density field which allows a qualitative comparison with a radiograph of a healthy and real human femur.

Key-words: Bone remodeling. Finite Element Method. Stanford's models. UMAT.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1: Planos ortogonais de referência. (a) Plano sagital, eixos sagital e longitudinal. (b) Plano transversal ou horizontal, eixos sagital e transversal. (c) Plano frontal ou coronal, eixos longitudinal e transversal.....	18
Figura 2.2: Fêmur direito (a) Vista anterior e (b) vista posterior.	19
Figura 2.3: Região proximal do fêmur.	20
Figura 2.4: Processo de remodelação óssea.	22
Figura 2.5: Comportamento da taxa de remodelação.	23
Figura 2.6: Alguns esquemas de interpolação de deslocamentos e densidades para elementos quadrangulares: (a) elemento bilinear e densidade constante (abordagem convencional); (b) elemento bilinear e densidade definida nos pontos de integração; (c) elemento biquadrático e densidade constante; (d) elemento bilinear em deslocamentos e densidade.....	30
Figura 4.1: Malha de elementos finitos utilizada na análise bidimensional.	41
Figura 4.2: Modelo tridimensional do fêmur. (a) Modelo sólido em CAD. (b) Malha de elementos finitos do tipo C3D4	42
Figura 4.3: Caso de carga do modelo bidimensional do fêmur.	43
Figura 4.4: Caso de carga bidimensional aplicado no modelo tridimensional do fêmur. (a) Vista lateral com todas as cargas aplicadas. (b), (c) e (d) apresentam a aplicação de cada um dos pares de forças.	45
Figura 4.5: Caso de carregamento desenvolvido e utilizado nesse estudo.....	46
Figura 4.6: Casos de carga utilizados no modelo tridimensional.....	48
Figura 4.7 : Fluxograma do MEF (a) e do modelo isotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.....	51
Figura 4.8: Campo espacial de densidades (g/cm^3) apresentado para os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.....	53
Figura 4.9: Seções transversais que representam o campo espacial de densidades suavizado do método de remodelação óssea isotrópico do modelo do fêmur tridimensional com cargas bidimensionais.	55
Figura 4.10: Campo espacial de densidades apresentado com os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.....	57
Figura 4.11: Campo espacial de densidades suavizado apresentado nas seções transversais do corpo do fêmur, utilizando o modelo isotrópico de remodelação óssea, para 500 dias de carregamento.	58

Figura 4.12: Radiografia de um fêmur humano.....	60
Figura 4.13: Resultados do campo espacial de densidades (g/cm^3) obtidos por Jacobs (1994) para o modelo de remodelação óssea isotrópico bidimensional. Para (a) 100, (b) 300 e (c) 500 dias de carregamento.....	60
Figura 4.14: Fluxograma do MEF (a) e do modelo anisotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.....	63
Figura 4.15: Visualização do campo espacial de densidades do método de remodelação óssea bidimensional anisotrópico de Stanford (g/cm^3) apresentado para valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.....	65
Figura 4.16: Campo espacial de densidades do método de remodelação óssea tridimensional anisotrópico de Stanford obtida para os valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.....	68
Figura 4.17: Campo espacial de densidades do método anisotrópico de Stanford, apresentado a partir das seções transversais ao longo do corpo do fêmur.....	69
Figura 4.18: Campo espacial de densidade (g/cm^3) obtido por Jacobs et al. (1997) para um modelo bidimensional anisotrópico de remodelação óssea.....	70
Figura 4.19: Campo espacial de densidades suavizado do método de remodelação óssea isotópico 3D com mudança no número de ciclos de carga, para (a) 0, (b) 50, (c) 100, (d) 150, (e) 200, (f) 250, (g) 300, (h) 350, (i) 400, (j) 450, (k) e (l) 500 dias de carregamento. Figuras (a-e) 3000 e (e-k) 500 ciclos diários . (l) Vista tridimensional do campo de densidade no estado de equilíbrio.....	72
Figura 4.20: Campo espacial de densidades do método de remodelação óssea anisotópico 3D com mudança no número de ciclos de carga, para (a) 0, (b) 50, (c) 100, (d) 150, (e) 200, (f) 250, (g) 300, (h) 350, (i) 400, (j) 450, (k) e (l) 500 dias de carregamento. Figuras (a-e) 3000 e (e-k) 500 ciclos diários. (l) Vista tridimensional do campo de densidade no estado de equilíbrio.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1: Carregamento aplicado a um fêmur bidimensional para simulação de uma caminhada.....	44
Tabela 4.2 Carregamento bidimensional aplicado a um fêmur tridimensional para simulação de uma caminhada.....	44
Tabela 4.3 Carregamento aplicado a um fêmur tridimensional para simulação da caminhada.....	48
Tabela 4.4 Parâmetros utilizados na implementação do modelo isotrópico de Stanford (Jacobs, 1994).....	50
Tabela 4.5 Parâmetros utilizados para implementação do modelo anisotrópico de Stanford (Jacobs <i>et al.</i> , 1997)	62

LISTA DE SIGLAS

C3D4	Elemento finito linear com 4 nós correspondente ao <i>software</i> Abaqus®
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Desenho assistido por computador)
CST	<i>Constant Strain Triangle</i> (Elemento finito triangular de deformação constante)
DED	Densidade de Energia de Deformação
DEDM	Densidade de Energia de Deformação Mássica
FORTTRAN	Linguagem de Programação, "FORmula TRANslation"
MATLAB	<i>MATrix LABoratory</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
OPG	Osteoprotegerina
PTH	Hormônio da paratireoide
RANKL	Ligante ativador do receptor do fator nuclear k-B
TGF- β	Fator de transformação do crescimento β
UFIELD	<i>User field</i> (Sub-rotina utilizada para customização do <i>software</i> Abaqus®)
UFPR	Universidade Federal do Paraná
UMAT	<i>User Material</i> (Sub-rotina utilizada para customização do <i>software</i> Abaqus®)
URDFIL	<i>User subroutine to read the results file</i> (Sub-rotina utilizada para customização do <i>software</i> Abaqus®)
UMB	Unidade Multicelular Básica

LISTA DE SÍMBOLOS

- ® Marca Registrada
⊗ Produto diádico
: Produto interno

Alfabeto Latino

- $b(\rho)$ Função auxiliar do modelo isotrópico para a função *Power Law* do Módulo de Young em função da densidade
- c Constante que determina a velocidade da remodelação
- C Tensor de rigidez do material
- \dot{C} Taxa de evolução do tensor de rigidez do material
- C^n Tensor de rigidez do material atual
- C^{n+1} Tensor de rigidez do material atualizado
- D Tensor de flexibilidade
- \dot{D} Taxa de evolução do tensor de flexibilidade
- D^n Tensor de flexibilidade atual
- D^{n+1} Tensor de flexibilidade atualizado
- e Resposta do tecido ósseo a um carregamento mecânico
- E Módulo de elasticidade do meio contínuo
- f^f Resposta à remodelação (aposição)
- $f_f(\psi)$ Função que representa a formação óssea
- f^r Resposta à remodelação (reabsorção)
- $f_r(\psi)$ Função que representa a reabsorção óssea
- k Superfície interna ativa
- K Escalar que contém várias constantes que estão envolvidas com o modelo isotrópico
- m Constante empírica
- n Número de ciclos de carregamento diário
- n_i Número de ciclos diário associado ao carregamento do tipo i
- p Porosidade do tecido

\dot{r}	Taxa de formação ou reabsorção óssea superficial
S_v	Área superficial específica
U_i	Densidade de energia de deformação avaliada no ponto e decorrente do i -ésimo caso de carregamento
w	Metade do intervalo denominado zona morta

Alfabeto Grego

$\beta(\rho)$	Função auxiliar do modelo isotrópico para a função <i>Power Law</i> do Módulo de Young em função da densidade
Δt	Intervalo de tempo referente ao período do processo de remodelação óssea utilizando o número de ciclos de carregamento diário
ε_i	Tensor de deformação para o i -ésimo carregamento
ν	Coeficiente de Poisson
ρ	Densidade óssea aparente
$\dot{\rho}$	Taxa de evolução da densidade óssea aparente
ρ_c	Densidade do osso cortical
ρ^n	Densidade óssea atual
ρ^{n+1}	Densidade óssea atualizada
$\bar{\sigma}$	Tensão no material a nível contínuo (macroescala)
$\bar{\sigma}_i$	Tensão no material a nível contínuo associado ao carregamento do tipo i
$\bar{\sigma}_t$	Tensão efetiva a nível de tecido
$\bar{\sigma}_{t_i}$	Tensão efetiva a nível de tecido associado ao carregamento do tipo i
ψ	Estímulo tensorial diário a nível contínuo
ψ_t	Estímulo tensorial diário a nível de tecido ósseo
ψ_t^*	Estímulo de equilíbrio, o qual caracteriza a zona morta

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS	16
1.1.1	Objetivos gerais	16
1.1.2	Objetivos Específicos	16
1.2	ESTRUTURA DO TEXTO:	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	PLANOS DE REFERÊNCIA	18
2.2	O FÊMUR	19
2.3	REMODELAÇÃO ÓSSEA	21
2.4	HISTÓRICO DE TÉCNICAS DE REMODELAÇÃO	23
2.4.1	Modelos isotrópicos de remodelação óssea	24
2.4.2	Modelos anisotrópicos de remodelação óssea	26
2.4.3	Modelos biológicos de remodelação óssea	27
2.5	UMA BREVE REVISÃO HISTÓRICA DOS CARREGAMENTOS BIOMECÂNICOS NO FÊMUR	28
2.6	REDUÇÃO DO FENÔMENO SIMILAR AO <i>CHECKERBOARD</i>	29
3	ALGUNS MODELOS TEÓRICOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA	31
3.1	MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ISOTRÓPICO	31
3.2	MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ANISOTRÓPICO	35
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
4.1	IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL	40
4.1.1	Modelo bidimensional	40
4.1.2	Modelo tridimensional	41
4.2	CARREGAMENTOS	43
4.2.1	Modelo e carregamento bidimensionais	43
4.2.2	Modelo tridimensional com carregamento bidimensional	44
4.2.3	Modelo e carregamento tridimensionais	45
4.3	SUAVIZAÇÃO	49
4.4	MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ISOTRÓPICO	49
4.4.1	Modelo e carregamento bidimensionais	51
4.4.2	Modelo tridimensional com carregamento bidimensional	54
4.4.3	Modelo e carregamento tridimensionais	55
4.4.4	Discussões	59
4.5	MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ANISOTRÓPICO	61
4.5.1	Modelo e carregamento bidimensionais	63
4.5.2	Modelo e carregamento tridimensionais	66
4.5.3	Discussão	69
4.6	MODIFICAÇÃO DO NÚMERO DE CICLOS DE CARGA	71
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	74
5.1	CONCLUSÕES	74
5.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	76
	REFERÊNCIAS	77

1 INTRODUÇÃO

Nos seres vivos, os ossos servem basicamente como uma estrutura de suporte que transfere o peso corporal a um apoio, em geral o solo, e como proteção aos órgãos internos. Nas atividades diárias, os ossos ficam sujeitos a vários tipos de carregamento como cargas axiais, de flexão e torção, que causam tensões mecânicas no seu interior. O anatomista e cirurgião alemão Julius Wolff (1836-1902) publicou uma sequência de artigos entre 1870 e 1891 apresentando a “lei da modificação óssea”, que estabelece que o osso se adapta funcionalmente a estímulos devidos a carregamentos mecânicos externos, orientando-se para alinhar as trabéculas em cada região com a trajetória das tensões principais. E esses resultados foram confirmados por vários pesquisadores em pesquisas mais recentes (FUNG, 1990; BOYLE e KIM, 2011).

Uma área de interesse que é fortemente relacionada com a adaptação óssea é a utilização de próteses ortopédicas e ortodônticas (prótese de quadril, de joelho, vértebras, dentário *etc.*). A instalação dessas próteses no interior do osso altera a distribuição de tensões/deformações e induz uma adaptação funcional. Quando substituída uma articulação humana por uma prótese, as forças internas passam a ser conduzidas predominantemente pelo metal, podendo levar à perda de densidade óssea e até à sua fratura. Assim, é necessário saber o comportamento ósseo quando sujeito a uma excitação mecânica para prever o tempo de vida da prótese e, portanto, seu índice de sucesso.

As próteses de quadril podem ser cimentadas ou não cimentadas. No caso da prótese cimentada, entre a prótese e o osso é inserido cimento biológico ósseo que serve para uma estabilização imediata. Quando se trata da prótese não cimentada, a prótese e o osso ficam em contato e ocorre a osseointegração, que é caracterizada como sendo a manifestação do tecido ósseo em crescer e aderir diretamente à prótese, sendo que este crescimento age de forma decisiva na adesão e consolidação da superfície entre o osso e a prótese (GOMES, 2011).

Cirurgias para a colocação de próteses de quadril não cimentadas são procedimentos frequentemente realizados em pessoas jovens, e cuja taxa de falha após 15 anos pode exceder 30% para pacientes com idade inferior a 50 anos

(AMSTUTZ *et al.*¹, 1998 apud PETER *et al.*, 2004). Considerando a elevação da expectativa de vida da população, há uma necessidade clara de aumentar o tempo de vida destas substituições.

A inclusão de uma prótese implica em significativa alteração na maneira em que as cargas são transmitidas, modificando de forma considerável a estrutura, a microestrutura e produzindo reabsorção e/ou formação em diferentes regiões do osso (DOBLARÉ *et al.*, 2002). Assim, é importante, quando se insere qualquer tipo de prótese, poder prever as alterações no tecido ósseo evitando, dessa maneira, regiões com valores muito elevados de tensões e/ou regiões extremamente subcarregadas.

Neste sentido, a utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) na análise estrutural de diferentes abordagens de remodelação óssea e diferentes sistemas de próteses apresenta grande relevância, pois essas simulações computacionais possibilitam executar estudos extensivos com baixo custo (DOBLARÉ *et al.*, 2002). Além disso, essas simulações fornecem tendências importantes para a modificação de parâmetros clínicos permitindo a análise das influências de variáveis da prótese e do osso.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos gerais

O objetivo geral deste estudo é REALIZAR UMA ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS MODELOS DE STANFORD ISOTRÓPICO E ANISOTRÓPICO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ATRAVÉS DA IMPLEMENTAÇÃO DE MODELOS BIDIMENSIONAIS E TRIDIMENSIONAIS DE ELEMENTOS FINITOS EM SOFTWARE COMERCIAL.

1.1.2 Objetivos Específicos

O objetivo geral pode ser detalhado nos seguintes objetivos secundários:

¹ AMSTUTZ, H.; DOREY, F. J.; FINERMAN, G. A. M. The cemented T-28/TR-28 prosthesis. In FINERMAN, G. A. M.; DOREY, F. J.; GRIGORIS, P.; McKELLOP, H. A.,(eds) **Total Hip Arthroplasty Outcomes**. Churchill Livingstone, New York, p. 55-63, 1998

1. Realização de uma revisão bibliográfica e seleção de duas abordagens para remodelação óssea com diferentes características. No corrente caso, uma abordagem isotrópica e outra anisotrópica;
2. Implementar no *software* Matlab[®] as duas abordagens do processo de remodelação óssea em um modelo bidimensional de elementos finitos;
3. Implementar no *software* Abaqus[®] as duas abordagens do processo de remodelação óssea em um modelo tridimensional de elementos finitos;
4. Comparar os modelos entre si, e discutir qual está mais próximo de situações reais.

1.2 ESTRUTURA DO TEXTO:

No corrente capítulo, são apresentadas a importância e a relevância do estudo de remodelação óssea para o desenvolvimento de implantes utilizando o MEF. Também são apresentados os objetivos gerais e específicos propostos para o corrente trabalho.

No segundo Capítulo tem-se uma base teórica do trabalho, onde são explanados as teorias e o histórico de estudos sobre remodelação óssea, do ponto de vista do comportamento mecânico isotrópico ou anisotrópico e biológico, bem como o emprego do MEF e sua aplicação nesse estudo. Também são apresentados conceitos sobre a anatomia e carregamentos no fêmur humano.

No terceiro Capítulo são apresentadas as técnicas de remodelação óssea empregadas nesse estudo. No quarto Capítulo tem-se a descrição de toda a implementação computacional utilizada, entre eles, as condições de contorno aplicadas (cargas e restrições de movimento), os parâmetros necessários para a programação do processo de remodelação óssea e os modelos CAD (*Computer Aided Design*) e MEF. Nesse capítulo também são apresentados e discutidos os resultados obtidos.

Por fim, no quinto Capítulo são apresentadas as conclusões obtidas com este estudo e, também, as propostas para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo tem por objetivo apresentar os planos de referência do corpo humano, bem como a estrutura femoral, suas características e uma revisão da literatura sobre os modelos matemáticos de remodelação óssea empregados em simulações numéricas via MEF, carregamento biomecânicos e técnicas de suavização de um fenômeno similar ao *checkerboard*, encontrado nessas análises.

2.1 PLANOS DE REFERÊNCIA

Para este estudo são considerados os planos de referência proposto por van der Graaff (2003), o qual propõe que o corpo humano pode ser decomposto adequadamente em três planos ortogonais de referência (Figura 2.1).

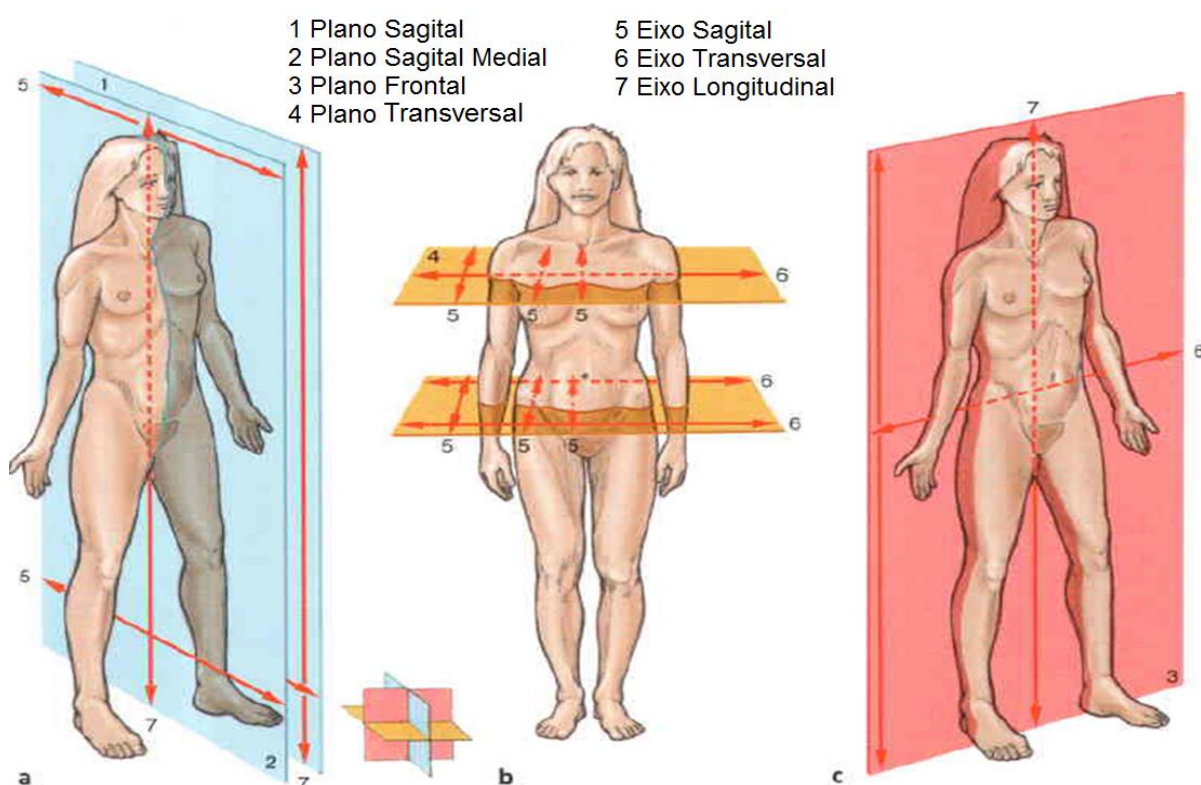


Figura 2.1: Planos ortogonais de referência. (a) Plano sagital, eixos sagital e longitudinal. (b) Plano transversal ou horizontal, eixos sagital e transversal. (c) Plano frontal ou coronal, eixos longitudinal e transversal.

Fonte: Modificado de Sobotta (2006).

Esses planos são de grande importância na anatomia humana, pois são convenções adotadas para descrever as posições espaciais dos componentes do corpo. O plano sagital corta o corpo no sentido anteroposterior, o plano coronal ou frontal divide o corpo humano em parte anterior e posterior e o plano transversal divide-o nas partes superior e inferior.

2.2 O FÊMUR

O fêmur é o maior e mais resistente osso do corpo humano, possuindo um importante papel na sustentação do esqueleto e é definido como sendo um osso longo. O mesmo é dividido e apresentado em três regiões: a proximal (cabeça do fêmur), média (corpo) e distal (côndilos e epicôndilos) (Figura 2.2).

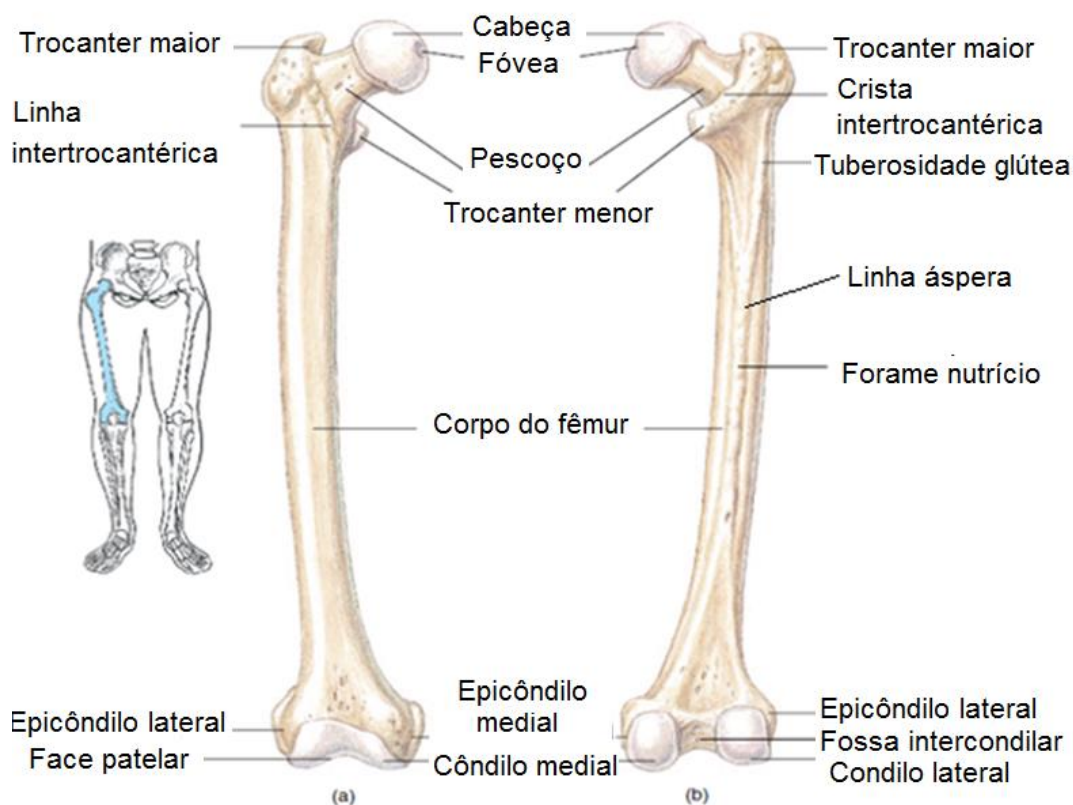


Figura 2.2: Fêmur direito (a) Vista anterior e (b) vista posterior.
Fonte: Modificado de van der Graaff (2003).

A região proximal (Figura 2.3), por sua vez pode ser decomposta em três regiões: cabeça, tronco (pescoço, colo ou nuca) e tubérculos (trocanteres). A cabeça

femoral arredondada articula com o acetábulo. Uma depressão áspera, denominada fôvea, é localizada próxima ao centro desta. A fôvea 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 trocanter maior. Nele estão inseridos os músculos abdutores e adutores externos. O trocanter menor é o local onde o músculo iliopsoas é inserido. Entre os trocanteres existe a região intertrocantérica, formada pela crista intertrocantérica no lado posterior e a linha intertrocantérica no lado anterior, mostrados na Figura 2.2.

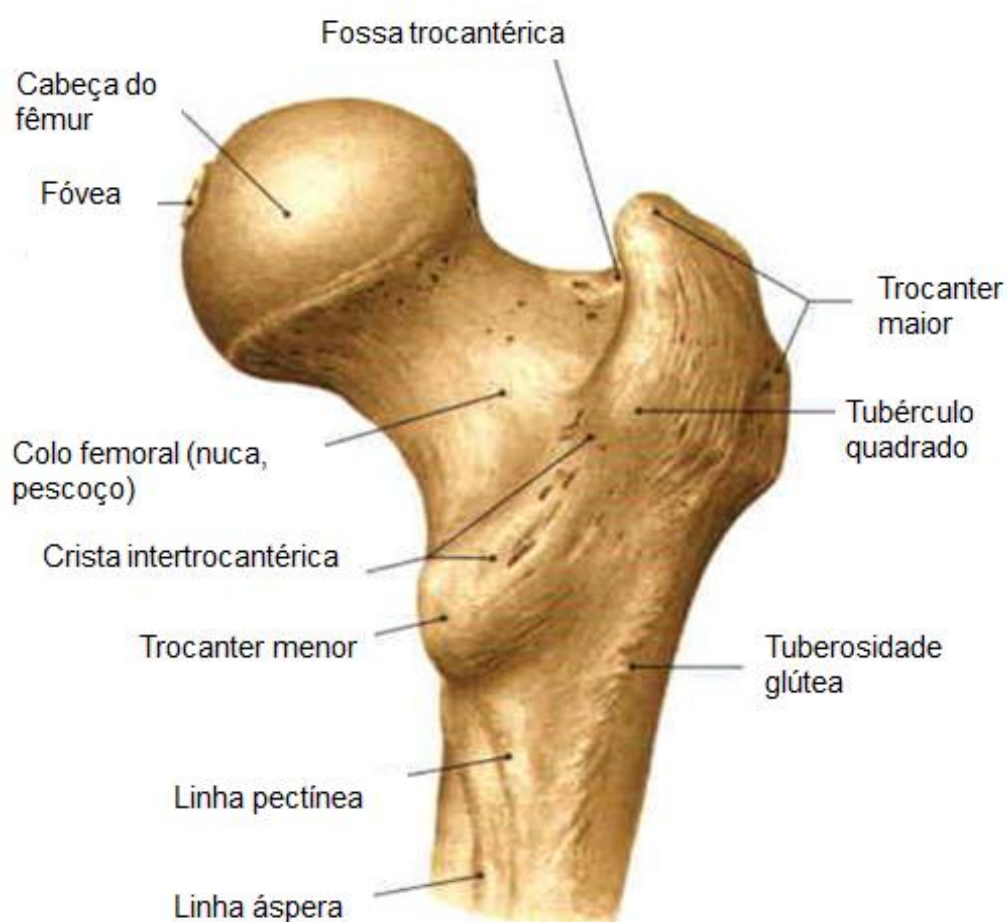


Figura 2.3: Região proximal do fêmur.
Fonte: Modificado de Sobotta (2006).

Na região intermediária do fêmur existe uma curvatura medial para trazer a articulação do joelho em linha com o plano de gravidade do corpo. O grau de curvatura é maior para o sexo feminino devido possuírem a bacia mais larga que os homens. Ao longo do corpo do fêmur existe uma linha áspera (Figura 2.2 e Figura 2.3), sendo essa uma região de inserção dos músculos adutores da coxa (GOZZI, 2014).

A região distal do fêmur é expandida para a articulação com a tíbia. A depressão pouco profunda entre os côndilos no aspecto posterior é chamada de fossa intercondilar. A superfície patelar situa-se entre os côndilos no lado anterior. Acima dos côndilos, nas laterais e mediais, estão os epicôndilos, que servem para a fixação dos tendões e ligamentos (VAN DER GRAAFF, 2003).

Normalmente, o tamanho do fêmur é proporcional ao tamanho da pessoa, isto é, uma pessoa com 1,80 m, possui um fêmur com cerca de 0,5 m. Por ser muito longo, o fêmur possui uma camada externa e outra interna. A externa, conhecida como osso cortical ou compacto, é composto por estruturas cilíndricas chamadas osteons, cada uma com cerca de 0,2 mm de largura e 10 mm de comprimento. A camada interna, conhecida como trabecular ou esponjoso, é composta por uma grade de lâminas rígidas (trabéculas) e contém a medula óssea.

O tecido ósseo apresenta porosidade, que varia não só conforme a idade, sexo, condição física e alimentação, mas também com o tipo de tecido. O cortical possui uma porosidade entre 5 e 30%. Assim, é o mais rígido e, portanto, possui um conteúdo mineral mais alto, o que lhe permite suportar maiores tensões, porém menos sobrecarga e deformação relativa comparada ao trabecular. O tecido ósseo trabecular possui uma porosidade de 30 a mais de 90%. Este possui uma estrutura do tipo favo de mel com barras verticais e horizontais mineralizadas, denominadas trabéculas, formando células cheias de medula óssea e gordura (HALL, 2005).

2.3 REMODELAÇÃO ÓSSEA

No início do século XIX, Julius Wolff sugeriu a existência de uma relação entre a estrutura óssea e os carregamentos aplicados. Segundo Lemaire *et al.* (2004), o tecido ósseo possui a capacidade constante de alterar sua estrutura interna, removendo tecido ósseo antigo e substituindo por novo, sendo esse um

processo denominado remodelação óssea (Figura 2.4). Esse processo é bastante complexo e é realizado por atividades coordenadas de células denominadas osteoblastos e osteoclastos. O início da remodelação acontece quando o osso recebe um estímulo originado, geralmente, a partir de uma mudança no carregamento externo (BAGGE, 2000). Em cada região do tecido ósseo, este atua como se alguns sensores estivessem conectados a ele e pudessem medir o carregamento interno e ativar as células ósseas para formar ou reabsorver o osso (LI *et al.*, 2007).

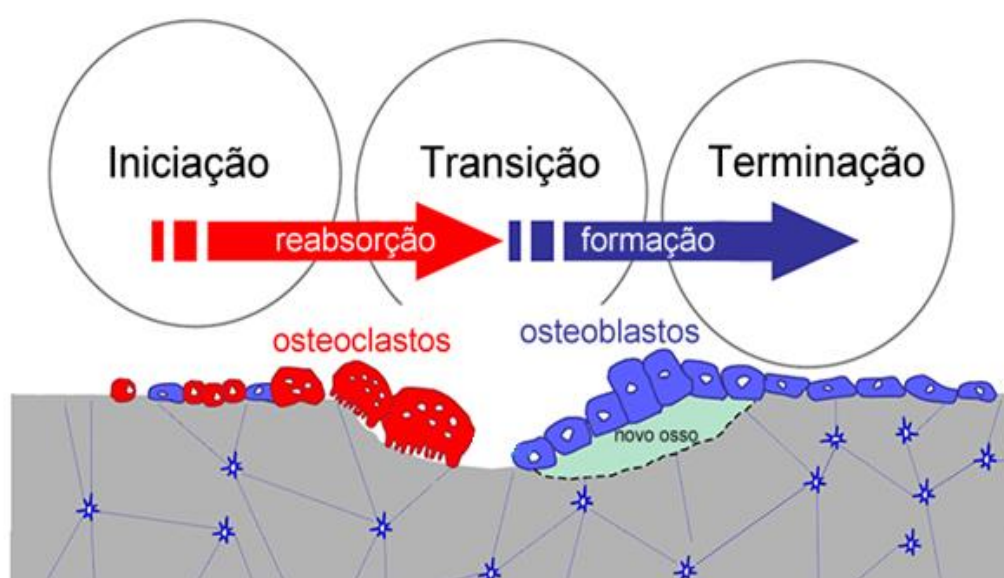


Figura 2.4: Processo de remodelação óssea.
Fonte: Modificado de Matsuo e Irie (2008).

Na bibliografia da área podem ser encontrados muitos modelos mecânicos e biológicos com o objetivo essencial de descrever a remodelação óssea. Esses modelos possuem características comuns, por exemplo, a definição de um estado de equilíbrio que caracteriza um valor de referência para a variável que induz a remodelação e aqui é denominado genericamente de estímulo mecânico (ψ). Esse comportamento pode ser observado na Figura 2.5, onde ψ_t^* é o valor do estímulo no estado corrente de equilíbrio e w é um valor que indica o intervalo denominado zona morta (valores de estímulo que não provocam formação ou reabsorção óssea). Outro ponto comum entre esses modelos é a existência de uma ou mais equações

para a formação, $f_f(\psi)$, ou reabsorção óssea, $f_r(\psi)$, as quais são aplicadas quando o sistema deixa o estado de equilíbrio e está diretamente associado ao \dot{r} , que é a taxa de formação ou reabsorção óssea superficial (BAGGE, 2000).

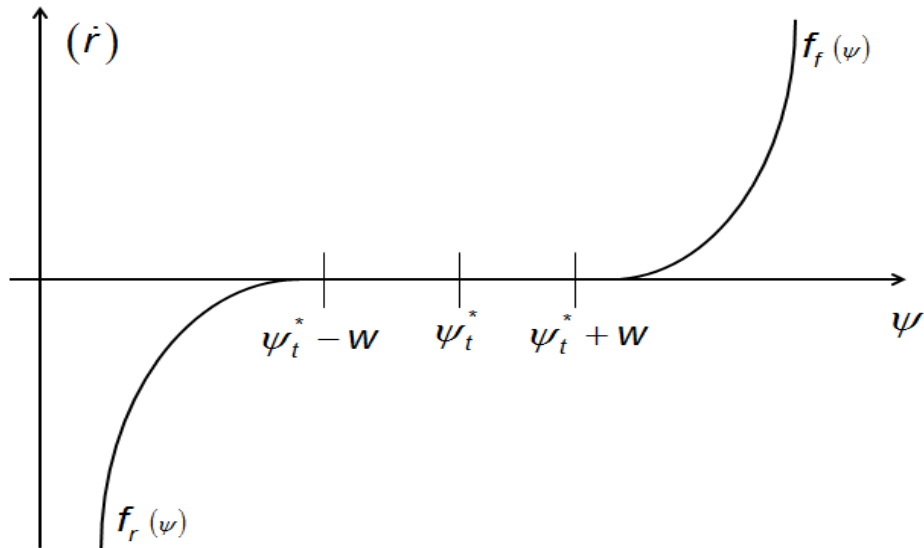


Figura 2.5: Comportamento da taxa de remodelação.

2.4 HISTÓRICO DE TÉCNICAS DE REMODELAÇÃO

O propulsor dos estudos referentes à remodelação óssea foi Julius Wolff que publicou, no final do século XIX, uma série de artigos que sugeriu a existência de uma relação entre a estrutura óssea e os carregamentos aplicados a ela. Esse conceito ficou conhecido posteriormente como Lei de Wolff. Em 1969, Harold Frost descreveu a teoria do mecanostato, a qual descreve como os grupos celulares existentes nos ossos se unem para remodelar o tecido. A teoria prevê que o aumento do estímulo mecânico modifica suas características, como a resistência e a densidade, e que a não aplicação de estímulo sobre o osso, aumenta os níveis de reabsorção e, conseqüentemente, a perda de densidade óssea (FROST, 1969). Vários modelos matemáticos que descrevem o comportamento da remodelação óssea foram desenvolvidos utilizando como princípio a lei de Wolff. A seguir, é apresentada uma breve revisão bibliográfica a respeito de alguns desses modelos.

2.4.1 Modelos isotrópicos de remodelação óssea

Alguns modelos consideram o osso com comportamento isotrópico, linear e elástico. Na isotropia, as propriedades físicas não dependem da direção considerada. Partindo deste conceito, Huiskes *et al.* (1987) analisam a remodelação óssea utilizando o conceito de zona morta proposta por Wolff e definida por Carter (1984), que é uma área onde o estímulo gerado não modifica as propriedades do osso. Uma distribuição de densidade de energia de deformação (DED) constante define esta região de equilíbrio e, além disso, a DED atua como estímulo mecânico para a remodelação interna. Uma extensão desse trabalho é relatada por Weinans *et al.* (1992) e Weinans *et al.* (1994), onde a densidade de energia de deformação mássica (DEDM) é utilizada como estímulo mecânico.

Na mesma linha, Beaupré *et al.*² (1990, citado por JACOBS *et al.* 1995) consideram o fato de que as atividades osteoblásticas e osteoclásticas na remodelação interna ocorrem na superfície do osso trabecular para formular uma teoria de remodelação dependente do tempo. Assim como Huiskes *et al.* (1987) os autores empregam a DED como estímulo mecânico. Um importante modelo de remodelação óssea é desenvolvido por Jacobs (1994), com base em Beaupré *et al.*² (1990, citado por JACOBS *et al.* 1995), o qual utiliza a DED como estímulo mecânico em um modelo bidimensional do fêmur humano. Na mesma linha, Stülpner *et al.* (1997) realizaram análises de remodelação óssea de um fêmur proximal utilizando elementos finitos tridimensionais. Utiliza-se a deformação equivalente como estímulo mecânico no processo de remodelação óssea.

Outra pesquisa considerando a isotropia do material é o de Chen *et al.* (2007) que utilizam a DED como estímulo mecânico para avaliação da remodelação óssea em modelos bidimensionais. Nesse trabalho, os autores utilizam diferentes abordagens para avaliação de dois fenômenos que acontecem em uma análise de remodelação óssea, sendo a primeira, um fenômeno numérico denominado checkerboard (tabuleiro de xadrez) que ocorre nas áreas de densidade intermediária, o qual é uma patologia numérica que gera uma oscilação do campo

² BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T.E.; CARTER, D.R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. **Journal Orthopedic Research**, v. 8, pp. 651-661, 1990.

de densidade entre elementos vizinhos. E o segundo, caracteriza o aparecimento de faixas de densidades máximas e mínimas em regiões afastadas das áreas de aplicação de cargas.

Garijo *et al.* (2014), realizam duas abordagens para verificação do processo de remodelação óssea. Os autores utilizam o modelo proposto por Beaupré *et al.*³ (1990, citado por GARIJO *et al.* 2014), aplicando-o em modelos geométricos bidimensional e tridimensional do fêmur. O principal objetivo deste estudo é estimar teoricamente cargas específicas do paciente a partir de geometria e densidade óssea medidas, comparando diferentes técnicas matemáticas, como a regressão linear e redes neurais artificiais.

Uma evolução nos modelos isotrópicos de remodelação óssea é a inserção do conceito de dano. Hazelwood *et al.* (2001) insere a sequência completa da A-R-F (ativação, reabsorção e formação) da UMB (Unidade Multicelular Básica). Neste estudo é desenvolvido um modelo constitutivo para a remodelação óssea, que inclui uma série de processos mecânicos e biológicos relevantes, e é utilizado para abordar as diferenças no comportamento da remodelação como se um elemento de volume de osso estivesse submetido a desuso ou sobrecarga. Sylliaasen (2010) emprega o modelo desenvolvido por Hazewood *et al.* (2001) para avaliar o processo de remodelação óssea da costela de um cachorro, aplicando as forças que acontecem quando o animal respira.

O conceito de reabsorção quando existem níveis elevados de deformações é inserido no modelo de Li *et al.* (2007). Nesse trabalho, propõem-se uma nova equação matemática que relaciona a taxa de mudança de densidade com o estímulo mecânico, tendo como base o método proposto por Weinans *et al.* (1992). A nova equação contém um termo quadrático adicional que pode produzir redução na densidade óssea em altos níveis de carregamento. Tal metodologia é utilizada para avaliação do processo de remodelação óssea, aplicando-a a um sistema de implante dentário.

Algumas teorias biomecânicas para prever a remodelação óssea utilizam a deformação ou o microdano como condução ao estímulo de respostas celulares.

³ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T.E.; CARTER, D.R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. **Journal Orthopedic Research**, v. 8, pp. 651-661, 1990.

McNamara e Prendergast (2007) testam a hipótese de que a remodelação pode ser regulada por sinais devido a ambos: deformação e microdano. Os autores estudam quatro algoritmos onde os estímulos são: deformação, dano, combinação entre deformação e dano e, também, deformação ou dano quando o dano está acima de níveis críticos.

2.4.2 Modelos anisotrópicos de remodelação óssea

Os modelos apresentados anteriormente aproximam o osso por um material isotrópico (onde as propriedades físicas independem da direção considerada). Os modelos apresentados na sequência propõem que o osso seja considerado um material anisotrópico, o qual é mais próximo da realidade. Com esse comportamento sendo assumido, as propriedades físicas variam de acordo com a direção considerada. Grande parte dos modelos matemáticos encontrados hoje para a remodelação óssea teve origem na série de artigos publicados por Cowin e Hegedus a partir do ano de 1976. Para unir a teoria com os resultados experimentais, é desenvolvida e aplicada uma relação constitutiva elástica para o osso trabecular. Essa relação envolve o tensor *fabric*, o qual é um tensor simétrico de segunda ordem e descreve a anisotropia microestrutural do material. Utilizando a orientação principal do osso trabecular, Cowin⁴ (1986, citado por BAGGE 2000) apresenta um modelo da lei de Wolff, o qual afirma que tal orientação coincide com as direções principais de tensões para o osso trabecular no equilíbrio da remodelação.

Uma evolução no modelo de Stanford isotrópico é a introdução da anisotropia, e é apresentado por Jacobs *et al.* (1997). Este parte de uma configuração isotrópica e, com a atualização da matriz de rigidez, tende a um comportamento anisotrópico do material. Outro conceito aplicado nos modelos de anisotropia é a inserção do conceito da Mecânica do Dano. Doblaré e García (2001) desenvolveram um modelo de remodelação anisotrópico, 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

⁴COWIN, S. C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 108, p. 83-88, 1986.

respeito da Mecânica do Dano Contínuo. O estímulo mecânico, que dirige as respostas celulares nesse processo é dependente do tensor de remodelação e da deformação. A matriz de dano é definida em termos de densidade aparente (associada à porosidade) e do tensor *fabric* definido por Cowin⁵ (1986, citado por DOBLARÉ e GARCÍA 2001) 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.

2.4.3 Modelos biológicos de remodelação óssea

A micromecânica do contínuo pode ser escolhida como ferramenta para descrever o comportamento constitutivo anisotrópico, heterogêneo e multiescala do tecido ósseo. Esses modelos biológicos se preocupam em descrever, através de equações diferenciais, as células e proteínas com alguma função na remodelação óssea. Nessa linha, Lemaire *et al.* (2004) propõem um modelo matemático que simula as variáveis biológicas de remodelação. O modelo descreve o comportamento da população de osteoblastos (formação do osso), osteoclastos (reabsorção do osso) e suas interações por comunicações parácrinas de OPG, RANKL e TGF- β . O modelo também é capaz de simular doenças ósseas

⁵ COWIN, S. C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 108, p. 83-88, 1986.

metabólicas, como deficiência de estrogênio, deficiência de vitamina D, envelhecimento de tecidos e excesso de glicocorticoide.

Outros estudos foram realizados nessa linha. Pivonka *et al.* (2008) elaboram uma equação diferencial que descreve a variação do volume ósseo. Scheiner *et al.* (2012) inserem algumas funções que possibilitam alterar a sensibilidade do sistema para sinais mecânicos, como a energia de deformação. A proliferação de osteoblastos na produção de RANKL é a principal influência da energia de deformação. Mercuri (2012) propõe um modelo que descreve as interações celulares e a influência da sinalização parácrinas em uma das escalas do osso. As propriedades mecânicas macroscópicas definidas com base na composição microestrutural do material são obtidas através de um procedimento de homogeneização, e são baseadas na micromecânica do contínuo. O autor utiliza modelos bidimensionais para avaliação do processo de remodelação em multiescala.

Ainda relacionado a modelos biológicos de remodelação óssea, Daniel (2013) utiliza o modelo de remodelação óssea proposta por Lemaire *et al.* (2004) e aplica o MEF em modelos bidimensionais. O sistema estruturado possui três tipos celulares, os osteoblastos responsivos, os osteoblastos ativos e osteoclastos. O sistema ainda conta com quatro tipos de moléculas sinalizadoras: PTH, TGF- β , RANKL e OPG.

2.5 UMA BREVE REVISÃO HISTÓRICA DOS CARREGAMENTOS BIOMECÂNICOS NO FÊMUR

Em uma análise por elementos finitos, a definição dos carregamentos é de suma importância. No caso da biomecânica esses carregamentos são de obtenção extremamente difícil. Na literatura, a maior parte dos casos de carregamentos é bidimensional, existindo poucas informações a respeito dos casos tridimensionais de cargas aplicadas. A seguir, é realizada uma breve revisão bibliográfica contendo alguns dos casos de carga encontrados.

Jacobs *et al.* (1995) e Jacobs *et al.* (1997) propõem um modelo bidimensional de um fêmur humano, onde são aplicados três casos de carga sequenciais que caracterizam o carregamento global atuante em uma caminhada. O

primeiro caso representa o momento em que os pés tocam o chão no ato da caminhada, enquanto que os outros dois representam dois movimentos alternativos de abdução (ato de afastar membros ou parte dos membros do plano médio do corpo humano) e adução (ato de movimentar um membro no sentido do plano médio do corpo humano). Os mesmos casos de carga são utilizados por Jang e Kim (2010), porém aplicadas em diferentes regiões do trocanter maior e da cabeça do fêmur. Garijo *et al.* (2014) também os utilizam para a avaliação de um modelo bidimensional e um modelo tridimensional de um fêmur humano, obtendo resultados similares aos de Jacobs *et al.* (1995). Porém, os carregamentos bidimensionais podem causar efeitos de flexão pura quando aplicados no modelo tridimensional.

Assim, necessita-se de um caso de carga que simule inclusive os efeitos de torção para uma mais correta avaliação do modelo tridimensional. Scannell e Prendergast (2009) analisam a remodelação óssea de um fêmur com prótese não cimentada, onde o carregamento aplicado é baseado no trabalho de Heller *et al.* (2005), que consiste em uma carga de contato com o acetábulo e uma gama de forças musculares simplificadas (adutor, tensor da fáscia lata, proximal distal e vastos laterais). As forças são decompostas nas direções x, y e z. O peso do corpo é considerado aproximadamente 800 N. Campoli *et al.* (2012) avaliam um modelo tridimensional obtido através do escaneamento de um fêmur cadavérico *in vitro*. A força de contato do acetábulo é apresentada como uma força de compressão distribuída sobre alguns elementos. Forças musculares são aplicadas ao longo do trocanter maior, trocanter menor, nuca, linha e crista intertrocantérica e parte do corpo do fêmur. Considera-se que essas forças não se alteram durante diferentes partes do ciclo de caminhada. Além disso, tais forças equivalem a certa porcentagem do peso do corpo, o qual é considerado 735 N.

2.6 REDUÇÃO DO FENÔMENO SIMILAR AO *CHECKERBOARD*

Uma das características de uma análise de remodelação óssea via MEF é resultado de um fenômeno numérico devido ao algoritmo utilizado. Este ocorre em regiões próximas às áreas de aplicação de carregamento, resultando na formação de um padrão similar a um tabuleiro de xadrez, denominado *checkerboard*, no qual os elementos adjacentes remodelados são ou completamente saturados (densidade

máxima) ou reabsorvidos (densidade mínima) (Chen *et al.*, 2007). Embora o termo *checkerboard* remeta a uma malha uniforme e quadrangular, essa patologia surge para diferentes tipos de elementos. Esse fenômeno ocorre basicamente em virtude da relação exponencial entre o módulo de Young e a densidade para o tecido poroso. Como consequência de sua ocorrência, tem-se uma baixa qualidade dos resultados obtidos pelo modelo MEF, dificuldade de uma correta visualização e avaliação dos mesmos, além de uma forte dependência desses em relação à malha.

Tendo como referência a Figura 2.6a existem algumas formas de inibir o fenômeno do *checkerboard*:

- ✓ Aumento do número de pontos de integração no interior do elemento (Figura 2.6b);
- ✓ Aumento da ordem da função de forma do deslocamento (Figura 2.6c);
- ✓ Aumento da ordem polinomial de aproximação das densidades, fazendo-as contínuas ao longo do domínio (Figura 2.6d)

Resultados preliminares (mas não apresentados neste texto) indicam que a aplicação de algum processo de suavização de tensões e/ou densidades em cada caso de carga provoca uma forte inibição do fenômeno para o elemento planar CST.

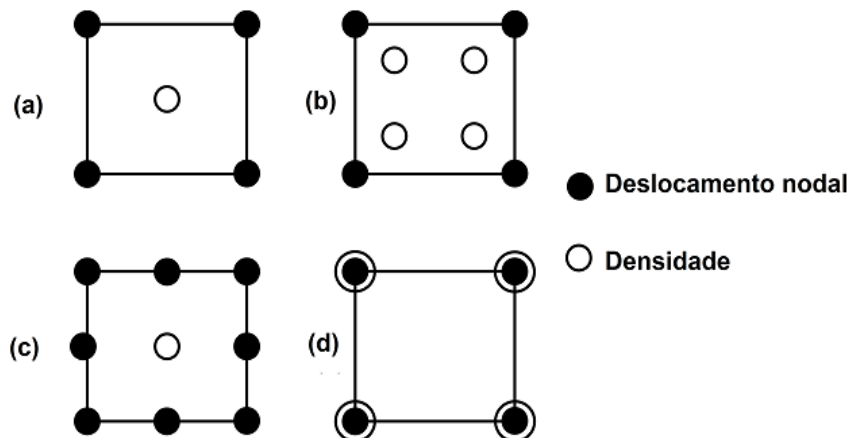


Figura 2.6: Alguns esquemas de interpolação de deslocamentos e densidades para elementos quadrangulares: (a) elemento bilinear e densidade constante (abordagem convencional); (b) elemento bilinear e densidade definida nos pontos de integração; (c) elemento biquadrático e densidade constante; (d) elemento bilinear em deslocamentos e densidade.

Fonte: Jacobs *et al.* (1995).

3 ALGUNS MODELOS TEÓRICOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

Essa seção tem por objetivo apresentar detalhadamente os modelos matemáticos isotrópico e anisotrópico de Stanford de remodelação óssea utilizados no corrente trabalho.

3.1 MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ISOTRÓPICO

Um importante modelo de remodelação isotrópico é proposto por Jacobs *et al.* (1995), explorando o comportamento da formulação proposta por Beaupré *et al.*⁶ (1990, citado por Jacobs *et al.* 1995) onde a teoria da remodelação é baseada na densidade de energia de deformação. De acordo com Beaupré *et al.*⁶ (1990 citado por Jacobs *et al.* 1995), o osso responde a mudanças no estímulo tensorial diário a nível de tecido ósseo, ψ_t , de modo que a taxa de remodelação, \dot{r} , pode ser escrita como

$$\dot{r} = \begin{cases} c [(\psi_t - (\psi_t^* - w))] & \text{se } \psi_t < (\psi_t^* - w) \\ 0 & \text{se } (\psi_t^* - w) \leq \psi_t \leq (\psi_t^* + w) \\ c [(\psi_t - (\psi_t^* + w))] & \text{se } \psi_t > (\psi_t^* + w) \end{cases} \quad (3.1)$$

Nesse caso, ψ_t^* é o valor central que caracteriza nível constante de estímulo de tensão diário no tecido que não resultará em mudanças na densidade óssea (região denominada de “zona morta”), c é uma constante que determina a velocidade da remodelação, w é a metade do intervalo de zona morta e ψ_t é o valor do estímulo de tensão diário no tecido para um determinado instante e determinado por

$$\psi_t = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \sigma_{t_i}^{-m} \right)^{\frac{1}{m}}, \quad (3.2)$$

⁶ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T. E.; CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. **Journal Orthopaedic Research**, v. 8, p. 651-661, 1990.

sendo, n_i , o número de ciclos diários de carregamento do tipo i , $\bar{\sigma}_i$ é o escalar tensão efetiva naquela região do tecido associado a esse carregamento e o expoente m é uma constante empírica característica do material.

Através de vários experimentos, Beaupré *et al.*⁷ (1990, citado por Jacobs *et al.* 1995) concluíram que a tensão do material em nível contínuo, definida como $\bar{\sigma}$, pode ser relacionada com o escalar de tensão efetiva no tecido, para uma dada densidade aparente, ρ , como

$$\bar{\sigma}(\rho) = \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^2 \bar{\sigma}_t, \quad (3.3)$$

sendo ρ_c a densidade do osso cortical. Assim, o estímulo aparente diário, ψ , com base no valor de tensão efetiva, $\bar{\sigma}$, é dado por

$$\psi = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \bar{\sigma}_i^{-m} \right)^{\frac{1}{m}}. \quad (3.4)$$

A tensão aparente no material, por sua vez, é definida por

$$\bar{\sigma}_i = \sqrt{2EU_i}, \quad (3.5)$$

sendo U_i o valor da densidade de energia de deformação avaliada no ponto e decorrente do i -ésimo caso de carregamento, dada por $U_i = \frac{1}{2} \varepsilon_i : C : \varepsilon_i$, sendo C , o tensor de rigidez do material, ε_i , o tensor de deformação para o i -ésimo carregamento, e E é o módulo de elasticidade do meio contínuo associado à densidade material, ρ , na forma

⁷ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T. E.; CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. **Journal Orthopaedic Research**, v. 8, p. 651-661, 1990.

$$E(\rho) = b(\rho)\rho^{\beta(\rho)}, \quad (3.6)$$

e de uma forma específica para o corrente estudo,

$$E[\text{MPa}] = E(\rho) = \begin{cases} 2014 \rho^{2.5} & \text{se } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763 \rho^{3.2} & \text{se } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}, \quad (3.7)$$

sendo $b(\rho)$ e $\beta(\rho)$ funções do modelo isotrópico definidas geralmente como uma *Power Law* do Módulo de Young em função da densidade. Por sua vez, o coeficiente de Poisson, ν , é aproximado por

$$\nu = \nu(\rho), \quad (3.8)$$

e especificando para o presente estudo,

$$\nu = \begin{cases} 0.2 & \text{se } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32 & \text{se } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}. \quad (3.9)$$

A evolução da densidade do material (ρ) está diretamente relacionada com a 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 Martin⁸ (1984, citado por Jacobs *et al.* 1995). Aznar⁹ (1999, citado por Corso 2006) aprimorou a obtenção da área superficial apresentando uma aproximação satisfatória através de um polinômio de quinta ordem, determinado empiricamente e dependente da porosidade (ρ), de modo que

⁸ MARTIN, R. B. Porosity and specific surface of bone. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, p. 179-222, 1984

⁹ AZNAR, J. M. G. **Modelo de Remodelación Óssea: Análisis numérico y aplicaciones al diseño de fijaciones de fracturas del fêmur proximal**. Tese de doutorado, Centro Politécnico Superior De La Universidad De Zaragoza, 1999

$$S_v = 32,3\rho - 93,9\rho^2 + 134\rho^3 - 101\rho^4 + 28,8\rho^5. \quad (3.10)$$

Corso (2006) realizou uma aproximação da área superficial específica, S_v , em termos de densidade aparente, ρ , utilizando dados obtidos diretamente de uma tomografia, na forma

$$S_v = -0,07 + 8,1\rho - 7,2\rho^2 + 5,1\rho^3 - 2,1\rho^4 + 0,23\rho^5. \quad (3.11)$$

A evolução da densidade depende da taxa de variação no tempo dessa variável (ρ) e da superfície interna disponível, S_v , de acordo com

$$\dot{\rho} = kS_v\dot{\rho}_c, \quad (3.12)$$

sendo k a porcentagem de superfície interna ativa de remodelação. Com a determinação de tal evolução, seja ela, um ganho ou uma perda, a densidade atualizada pode ser determinada por

$$\rho^{n+1} = \rho^n + \dot{\rho}^n \Delta t. \quad (3.13)$$

onde ρ^{n+1} é a densidade óssea atualizada, ρ^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.

Com a atualização da densidade óssea, um novo conjunto de forças é iniciado e as propriedades mecânicas do fêmur são recalculadas. Isso caracteriza o processo incremental de remodelação.

3.2 MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ANISOTRÓPICO

O modelo anisotrópico de Stanford é apresentado por Jacobs *et al.* (1997). Igualmente ao modelo isotrópico de Stanford, este também é obtido a partir do modelo desenvolvido por Beaupré *et al.*¹⁰ (1990, citado por Jacobs *et al.* 1997).

Essa teoria parte da premissa de que, se um modelo isotrópico é adotado, as constantes de rigidez do material (módulo de Young, coeficiente de Poisson) podem ser obtidas diretamente e somente com o valor da densidade aparente, conforme pode ser visualizado nas Equações (3.7) e (3.9). 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. Portanto, 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.*¹⁰ (1990, citado por Jacobs *et al.* 1997) é considerado que a resposta do tecido ósseo, e , a um carregamento mecânico é determinada a partir da diferença entre o estímulo de tensão de equilíbrio no tecido, ψ_t^* , e o estímulo de tensão diário no tecido, ψ_t , na forma

$$e = \psi_t - \psi_t^*, \quad (3.14)$$

sendo ψ_t o estímulo de tensão diário no tecido dado por

$$\psi_t = K \frac{\sqrt{\varepsilon : \mathbf{C} : \varepsilon}}{\rho^{2-\beta/2}}. \quad (3.15)$$

¹⁰ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T. E.; CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. *Journal Orthopaedic Research*, v. 8, p. 651-661, 1990.

Nesse caso, ε é o tensor de deformações, C é o tensor de rigidez constitutivo do material e K contém várias constantes que são encontradas também no modelo isotrópico, e é definido por

$$K = \rho_c^2 n^{1/m} \sqrt{b}, \quad (3.16)$$

sendo n o número de ciclos diários de carregamento, m uma constante empírica característica do material e $b(\rho)$ é uma função do modelo isotrópico dada como a *Power Law* do Módulo de Young em função da densidade.

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

$$\begin{aligned} f^r(\varepsilon, C, \rho) &= (\psi_t^* - w) - \psi_t \\ f^f(\varepsilon, C, \rho) &= \psi_t - (\psi_t^* + w) \end{aligned} \quad (3.17)$$

A partir destes parâmetros e da superfície disponível, S_v , definida na Equação (3.11), é possível obter a taxa de mudança de densidade de acordo com

$$\dot{\rho} = \begin{cases} -cf^r(\varepsilon, C, \rho) S_v(\rho) \rho_c, & \text{se } f^r \geq 0, f^f < 0 \\ cf^f(\varepsilon, C, \rho) S_v(\rho) \rho_c, & \text{se } f^r < 0, f^f \geq 0. \\ 0, & \text{se } f^r < 0, f^f < 0 \end{cases} \quad (3.18)$$

Neste modelo, a taxa de evolução do tensor de rigidez constitutivo, C , é dado por

$$\dot{C} = \frac{\beta \dot{\rho}}{\rho} \frac{\sigma \otimes \sigma}{\sigma : \varepsilon}. \quad (3.19)$$

A partir da Equação (3.19) pode-se notar que a evolução da matriz constitutiva, C , e a densidade, ρ , estão acopladas. Portanto, a matriz constitutiva já não pode mais ser obtida diretamente através da densidade como no caso isotrópico.

Em cada incremento de tempo, as propriedades do material são atualizadas em cada ponto de integração do elemento, para isso é utilizado o método de integração de Euler. A atualização da densidade é dada por

$$\rho^{n+1} = \rho^n + \dot{\rho}^n \Delta t, \quad (3.20)$$

e a atualização da matriz de rigidez constitutiva é dada por

$$C^{n+1} = C^n + \frac{\beta \dot{\rho}^n}{\rho^n} \frac{\sigma^n \otimes \sigma^n}{\sigma^n : \varepsilon^n} \Delta t, \quad (3.21)$$

sendo C^{n+1} o tensor de rigidez constitutiva atualizado, C^n tensor de rigidez constitutivo atual.

A utilização dessas 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. Considerando um material anisotrópico, a expressão genérica para a relação constitutiva elástica pode ser posta como

$$\varepsilon = D : \sigma, \quad (3.22)$$

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

$$D = C^{-1}. \quad (3.23)$$

Ainda, a evolução do tensor de flexibilidade torna-se

$$\dot{D} = -D : \dot{C} : D. \quad (3.24)$$

Substituindo a Equação (3.19) nesta expressão, tem-se a taxa de variação do tensor D com o tempo dado por

$$\dot{D} = -\frac{\beta \dot{\rho}}{\rho} \frac{\varepsilon \otimes \varepsilon}{\sigma : \varepsilon}. \quad (3.25)$$

Assim, a estrutura final do algoritmo se dá pela atualização da densidade, na Equação (3.20). Se a taxa de evolução da densidade é maior que zero, atualiza-se o tensor constitutivo de rigidez, de acordo com a Equação (3.21). Caso contrário, se a taxa de evolução da densidade é menor do que zero, então

$$D_n = C_n^{-1}. \quad (3.26)$$

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

$$D^{n+1} = D^n + \frac{\beta \dot{\rho}^n}{\rho^n} \frac{\varepsilon^n \otimes \varepsilon^n}{\sigma^n : \varepsilon^n} \Delta t, \quad (3.27)$$

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

$$C^{n+1} = (D^{n+1})^{-1}. \quad (3.28)$$

Com a atualização do tensor de rigidez constitutivo, as propriedades do tecido ósseo do fêmur são atualizadas e inicia-se um novo conjunto de forças onde, novamente, as propriedades mecânicas de cada elemento finito da malha são recalculadas. Dessa forma, obtêm-se o estímulo mecânico, tendo um ganho ou perda de densidade e, assim, avalia-se todo o processo de remodelação óssea.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os modelos geométricos em CAD (*Computer Aided Design*) e de elementos finitos utilizados para avaliação do processo de remodelação óssea, a implementação computacional e os casos de carregamentos utilizados, bem como os resultados obtidos para as diferentes técnicas apresentadas anteriormente.

4.1 IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL

As implementações computacionais são realizadas utilizando um fêmur humano tridimensional cujo modelo é disponibilizado pelo *site* Grabcad (2014) e é mostrado na Figura 4.2a, e um bidimensional apresentado na Figura 4.1. Os modelos são analisados através do MEF utilizando o *software* Abaqus[®] v. 6.12-1 para o caso tridimensional, e o *software* de programação Matlab[®] R2014a, para o bidimensional. O MEF é um método numérico/matemático que discretiza (divide) o domínio em análise em pequenos subdomínios (elementos), mantendo as propriedades do meio original.

Para a realização das análises do processo de remodelação óssea, adota-se uma configuração inicial homogênea de densidades. Nesse trabalho, para todos os modelos, é considerado um valor de 1,00 g/cm³. Como a densidade máxima encontrada em um osso cortical saudável é de 2,00 g/cm³, utiliza-se este como limite superior. O valor mínimo para a densidade é fixado em 0,001 g/cm³ devido à possibilidade de causar instabilidades numéricas no algoritmo de remodelação e na solução do sistema de equações de elementos finitos. É considerado que o processo ocorre durante Δt dias, sendo que para cada dia são aplicados n ciclos de carga.

4.1.1 Modelo bidimensional

Para a avaliação do modelo bidimensional, é utilizado o *software* Matlab[®], onde é realizada a programação do MEF e do método de remodelação. Desta forma,

obtêm-se as distribuições de tensão e deformação e, posteriormente, calculam-se o estímulo mecânico, a taxa de remodelação, a densidade e a rigidez para cada ponto de integração de cada elemento finito. O modelo bidimensional utilizado é discretizado em 4.392 elementos triangulares do tipo CST (*Constant Strain Triangle*) e 2.379 nós. Como este é um triângulo com funções de forma lineares e 2 graus de liberdade por nó, a distribuição de tensões é constante ao longo de todo o elemento. A malha utilizada para verificação do processo de remodelação óssea é apresentada na Figura 4.1.

As condições de contorno de Dirichlet aplicadas na extremidade inferior do fêmur são semelhantes às condições utilizadas por Jacobs *et al.* (1995) e são apresentadas na Figura 4.1.

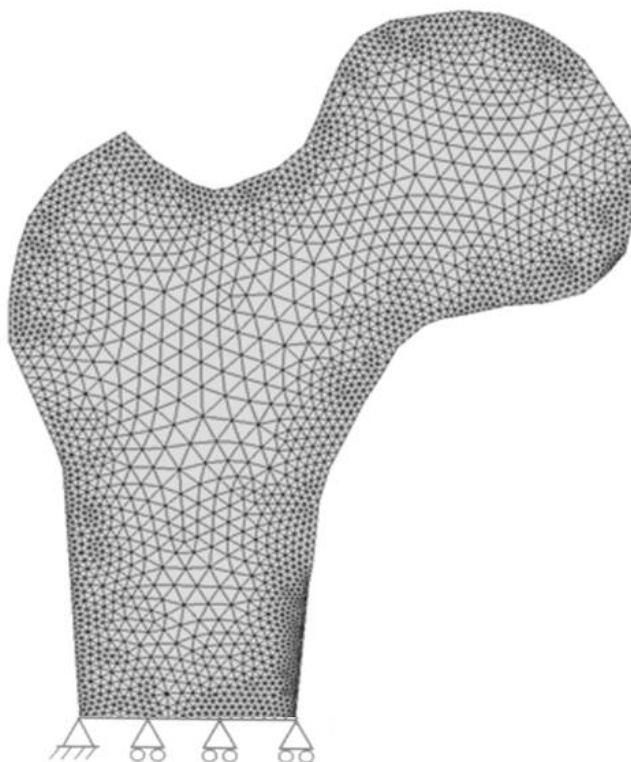


Figura 4.1: Malha de elementos finitos utilizada na análise bidimensional.

4.1.2 Modelo tridimensional

A avaliação do processo de remodelação óssea no modelo tridimensional via MEF é realizada através da customização do *software* Abaqus[®] utilizando uma sub-rotina desenvolvida em linguagem Fortran[®]. Essa sub-rotina possui a finalidade de

modificar as propriedades do material ao longo da análise podendo assim, avaliar o processo de remodelação. Para tal, utiliza-se a sub-rotina UMAT (*User Material*).

A partir das distribuições de tensões e deformações e utilizando essa sub-rotina, é possível determinar o estímulo mecânico, a taxa de remodelação, a densidade e a rigidez para cada ponto de integração de cada elemento finito. Na análise tridimensional, utiliza-se o elemento tetraedral linear C3D4 e, para a discretização do modelo completo, foram utilizados 90.852 elementos e 18.108 nós (Figura 4.2b).

Um pequeno corpo sólido, elástico e linear, com o mesmo comportamento do material analisado, é adicionado junto à extremidade inferior do corpo do fêmur, com o objetivo de evitar concentrações de tensões na região com deslocamentos restritos. Na base desse corpo são aplicadas as condições de contorno de Dirichlet homogêneas. Esse corpo inserido junto ao fêmur é apresentado na Figura 4.2, mas é suprimido na apresentação dos resultados.

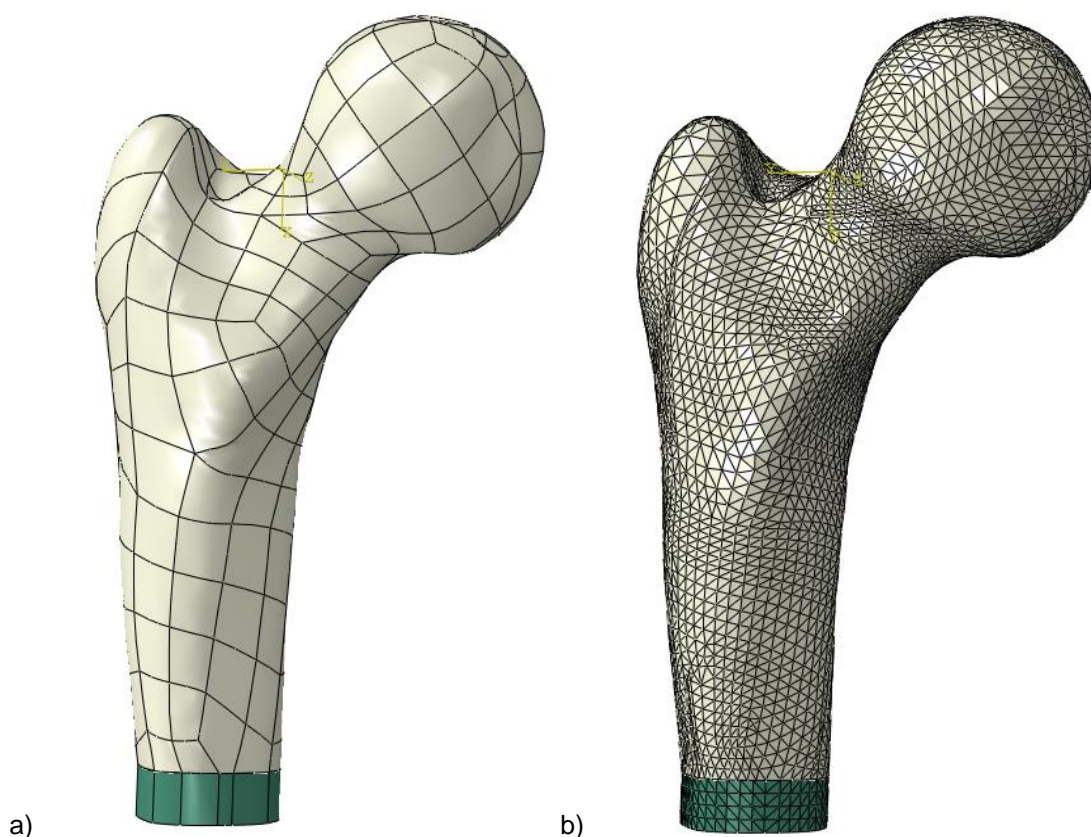


Figura 4.2: Modelo tridimensional do fêmur. (a) Modelo sólido em CAD. (b) Malha de elementos finitos do tipo C3D4 .

4.2 CARREGAMENTOS

4.2.1 Modelo e carregamento bidimensionais

No modelo bidimensional implementado, as cargas utilizadas são as mesmas apresentadas por Jacobs *et al.* (1995). São aplicadas três forças de compressão na cabeça do fêmur e três de tração no trocanter maior (Figura 4.3). Essas forças são aplicadas sequencialmente aos pares ao longo da análise. Para evitar singularidades e o modelo ser mais realista, cada carga de compressão é uniformemente distribuída sobre uma área correspondente a vinte elementos, enquanto que, as de tração estão sobre cinco. A notação para as cargas, suas magnitudes e respectivas orientações são apresentadas na Tabela 4.1. As orientações em graus são referentes ao eixo vertical.

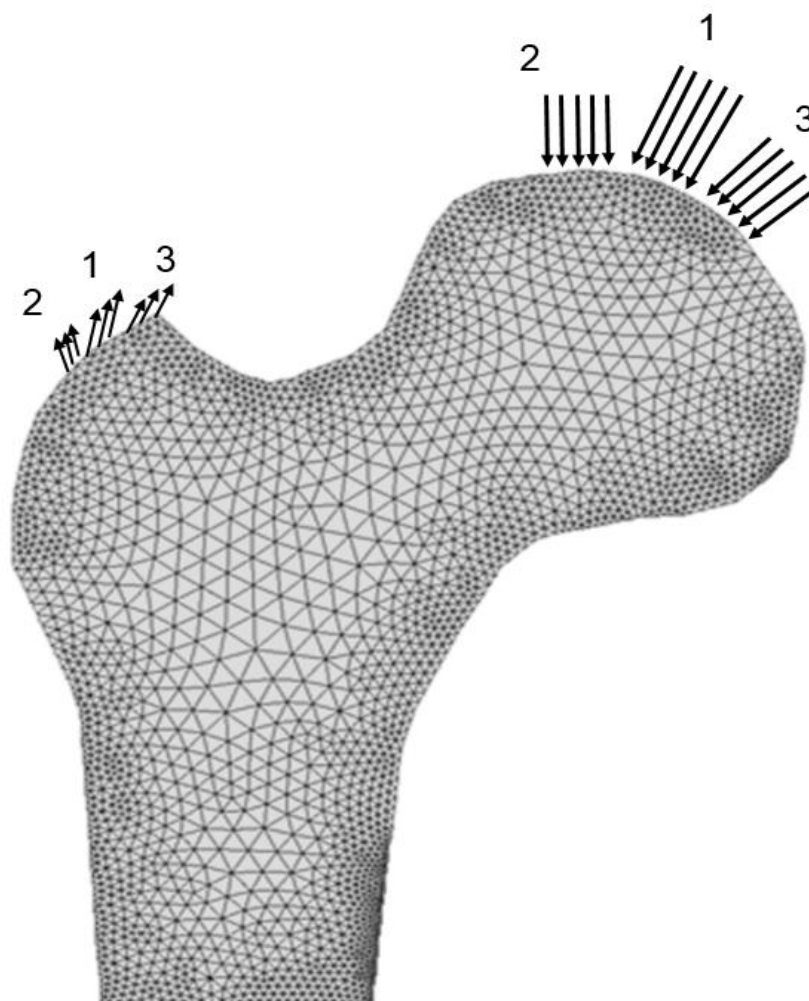


Figura 4.3: Caso de carga do modelo bidimensional do fêmur.

Tabela 4.1: Carregamento aplicado a um fêmur bidimensional para simulação de uma caminhada

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

4.2.2 Modelo tridimensional com carregamento bidimensional

O mesmo caso de carregamento bidimensional é avaliado em um modelo tridimensional do fêmur (Figura 4.4). Para esta situação, são aplicadas seis forças uniformemente distribuídas, sendo três na região do trocanter maior e três na cabeça do fêmur. As cargas são aplicadas aos pares simultaneamente, sendo uma referente à compressão da cabeça do fêmur com o acetábulo e outra aplicada ao trocanter maior, sendo essa uma força de reação muscular. A Tabela 4.2 apresenta os valores de carga utilizados.

Tabela 4.2 Carregamento bidimensional aplicado a um fêmur tridimensional para simulação de uma caminhada

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

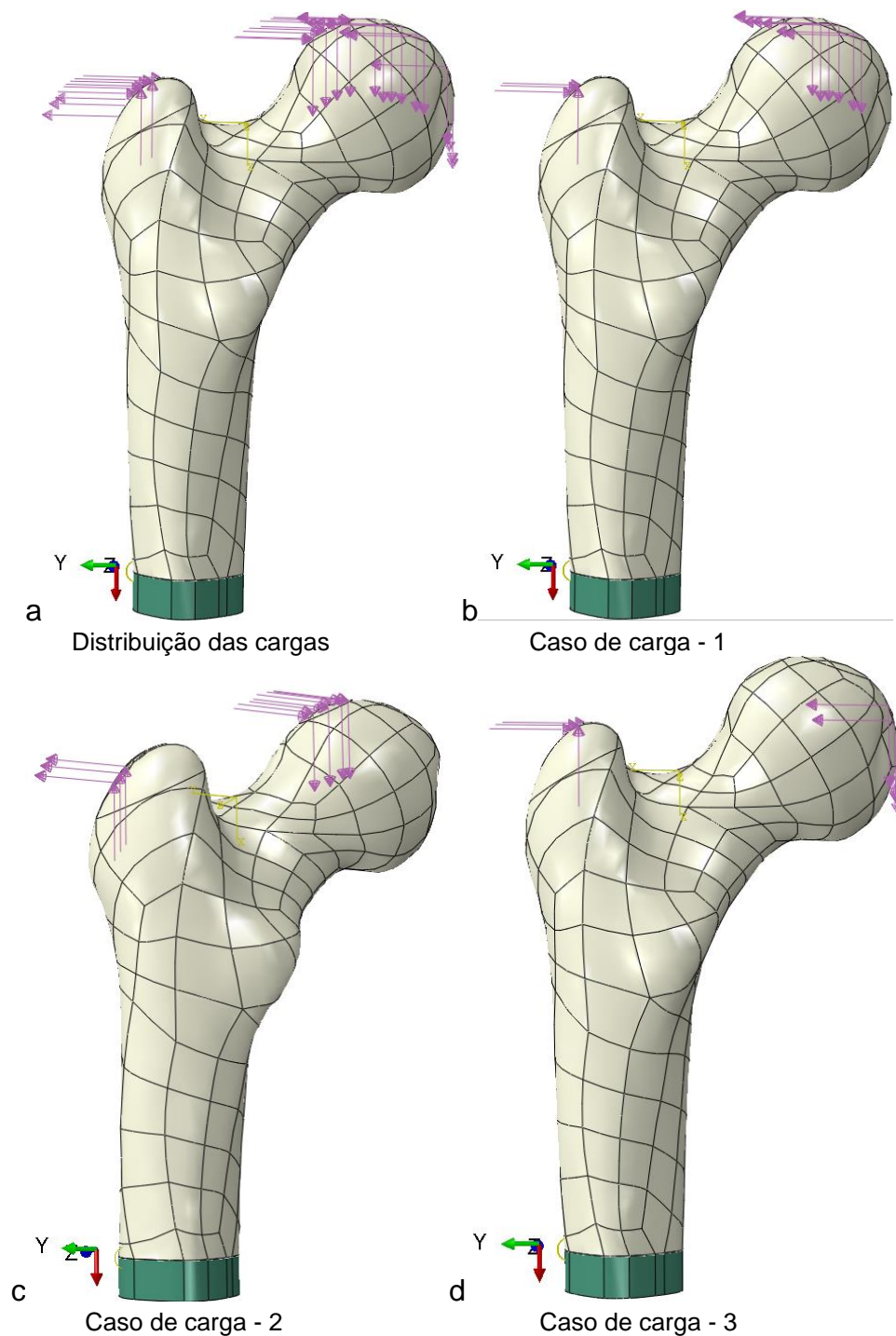


Figura 4.4: Caso de carga bidimensional aplicado no modelo tridimensional do fêmur. (a) Vista lateral com todas as cargas aplicadas. (b), (c) e (d) apresentam a aplicação de cada um dos pares de forças.

4.2.3 Modelo e carregamento tridimensionais

No modelo com o carregamento tridimensional proposto são aplicados três casos de carga, como sugerido por Jacobs *et al.* (1995). Conforme relatado anteriormente, essas forças caracterizam os esforços que ocorrem em uma caminhada. Nesse

caso, os movimentos são representados por 30 cargas uniformemente distribuídas ao longo de 30 áreas, sendo 15 na região da cabeça do fêmur e 15 no trocanter maior. Essas forças possuem duas fontes principais, sendo a primeira, forças de compressão devido o contato com o acetábulo; e a segunda, os esforços de tração gerados pelos músculos. Conforme Greenwald e Haynes (1972), as áreas de aplicação do carregamento na cabeça do fêmur ocupam cerca de 70% da sua área total. A Figura 4.5 apresenta o modelo geométrico para as regiões de aplicação dos carregamentos. Para cada passo, na simulação são aplicados dois conjuntos de forças simultaneamente sendo uma de compressão e uma tração (Figura 4.6). As áreas de aplicação do carregamento (apresentadas na Figura 4.6) foram obtidas de forma empírica e estão disponibilizadas na internet através do endereço eletrônico <https://onedrive.live.com/?cid=EDDCCFA6A099B160&id=EDDCCFA6A099B160%211623>.

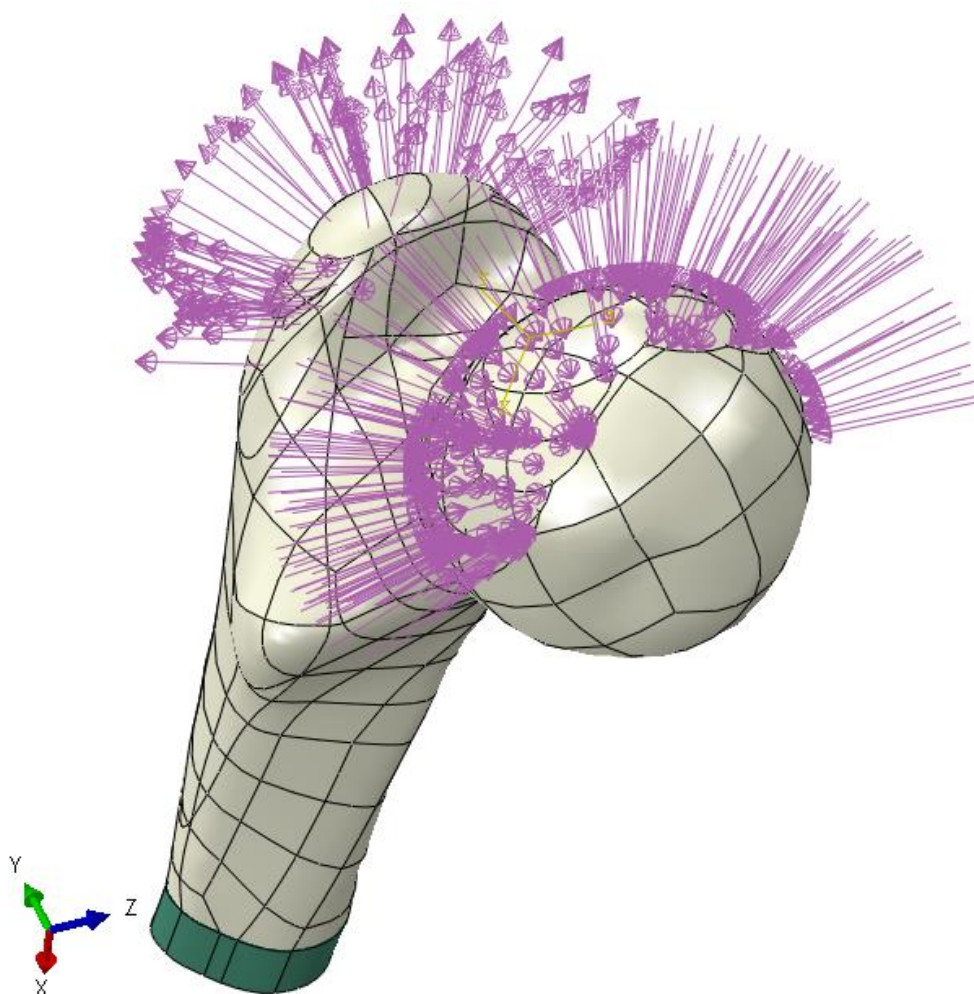


Figura 4.5: Caso de carregamento desenvolvido e utilizado nesse estudo.

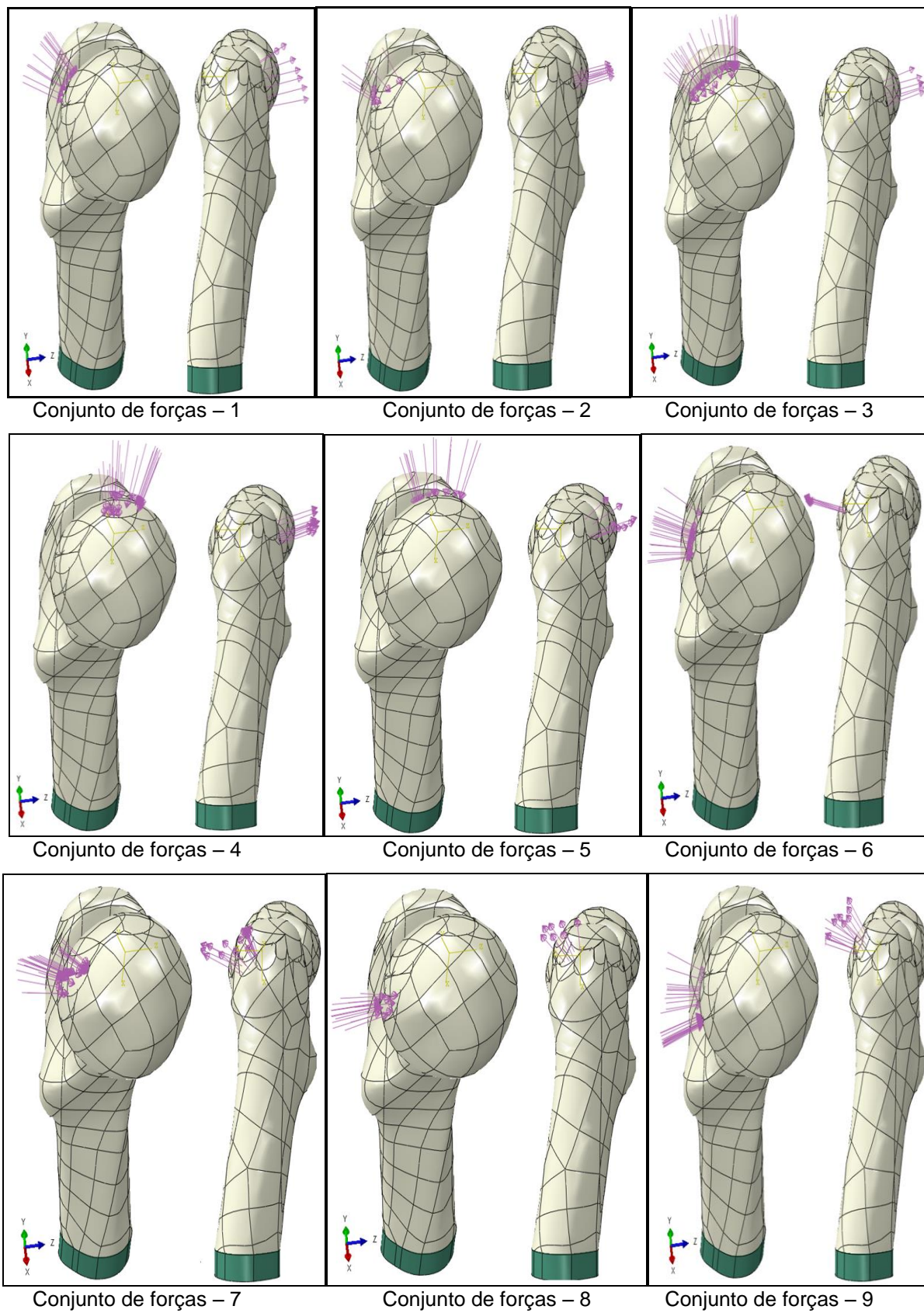


Figura 4.6: Casos de carregamento utilizados no modelo tridimensional.

continua

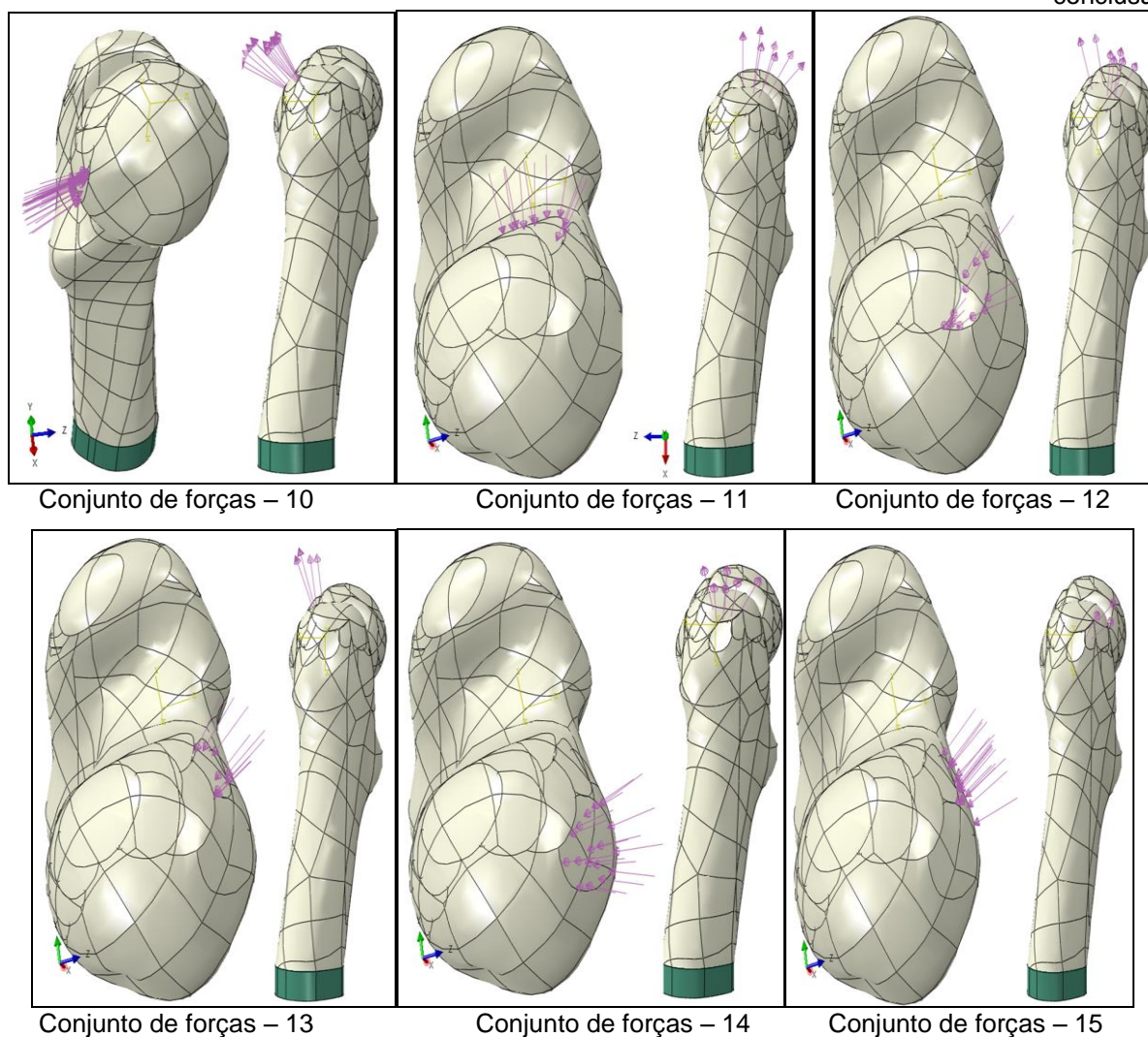


Figura 4.6: Casos de carga utilizados no modelo tridimensional.

Os valores das forças e suas respectivas áreas de aplicação são apresentados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 Carregamento aplicado a um fêmur tridimensional para simulação da caminhada.

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

4.3 SUAVIZAÇÃO

Nos modelos isotrópico e anisotrópico implementados, devido à tendência do algoritmo de buscar uma configuração de maior rigidez, o fenômeno de *checkerboard* pode ser evidenciado.

Nos modelos bidimensionais, o MEF é implementado utilizando o elemento CST, sob a condição de estado plano de tensões. Além disso, a densidade é tratada da mesma maneira, ou seja, sua distribuição é uniforme e possui o mesmo valor ao longo do elemento. Os valores nodais são obtidos por um processo de suavização através 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.

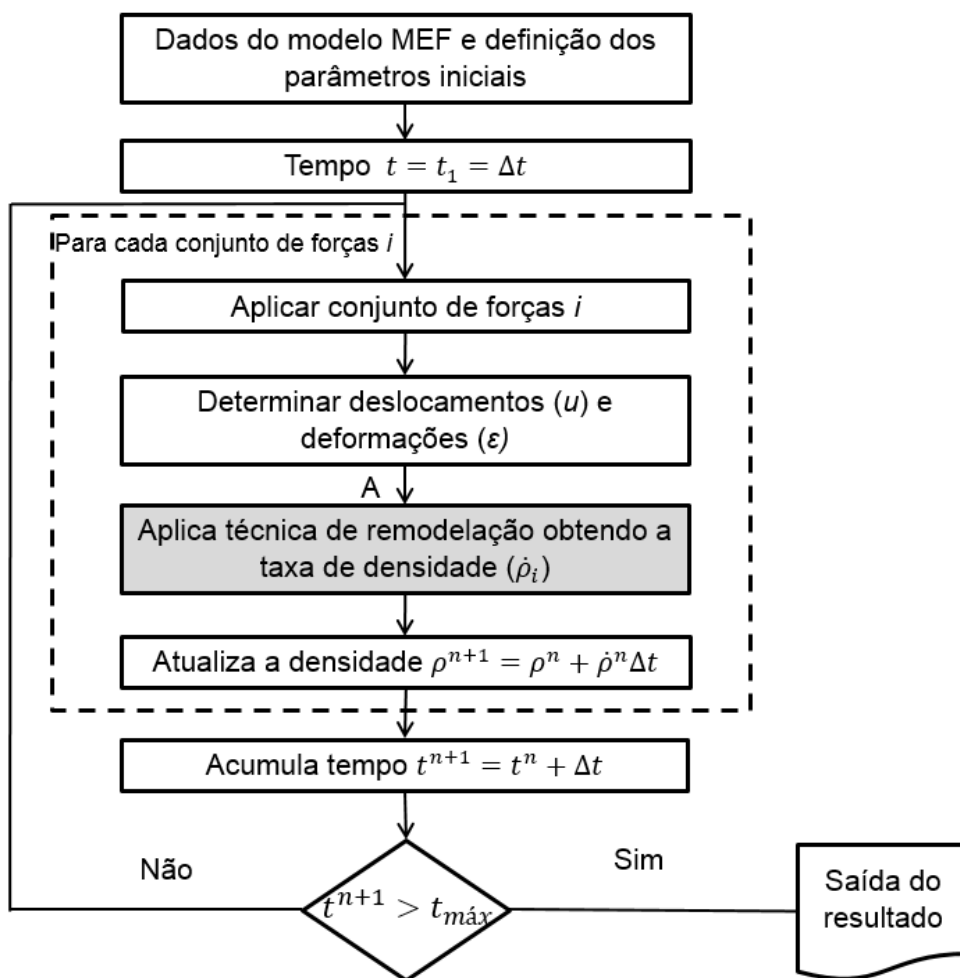
Os modelos tridimensionais foram implementados utilizando o elemento tetraedral linear, C3D4, que possui um único ponto de integração em cada elemento finito. Todo o processo de integração é realizado sobre esse único ponto e, por consequência, todas as variáveis resultantes são constantes ao longo do elemento (tensão, deformação, densidade *etc.*). Para melhorar a qualidade dos resultados é utilizada uma ferramenta de suavização do Abaqus[®] que modifica a forma de apresentação dos mesmos. O valor elementar de uma dada variável é transferido aos nós e então, o *software* realiza uma suavização a partir de uma média simples, dividindo a soma dos valores atribuídos a um nó pelo número de elementos que o compõe.

4.4 MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ISOTRÓPICO

O modelo de remodelação óssea isotrópico de Stanford, desenvolvido por Jacobs (1994), é implementado com os modelos bidimensional e tridimensional. O fluxograma dos modelos MEF e isotrópico de remodelação óssea de Stanford são apresentados na Figura 4.7 e os parâmetros necessários para a implementação são apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 Parâmetros utilizados na implementação do modelo isotrópico de Stanford (Jacobs, 1994)

Parâmetros	Valor	Unidade
c	2×10^{-5}	(mm/dia)/(MPa/dia)
ψ_t^*	50	MPa
m	4,0	-
n_i	3000	ciclos/dia
w	$0,125 \times \psi_t^*$	MPa
ρ_c	2×10^{-6}	kg/mm ³
Δt	1	Dia
k	1,0	-



continua

Figura 4.7 : Fluxograma do MEF (a) e do modelo isotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.

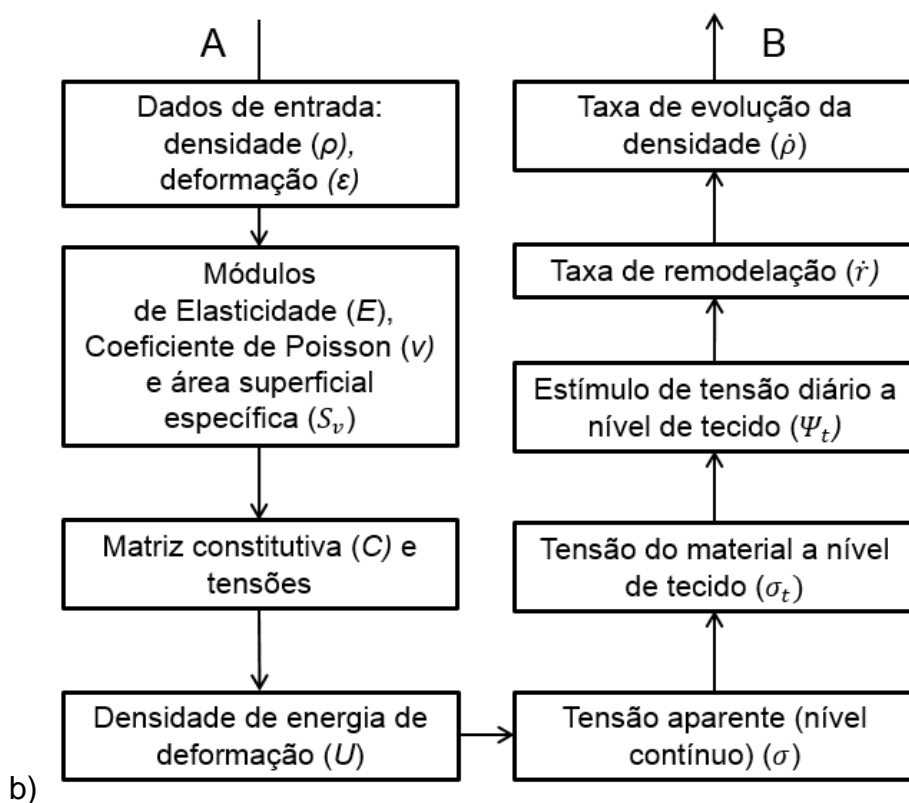
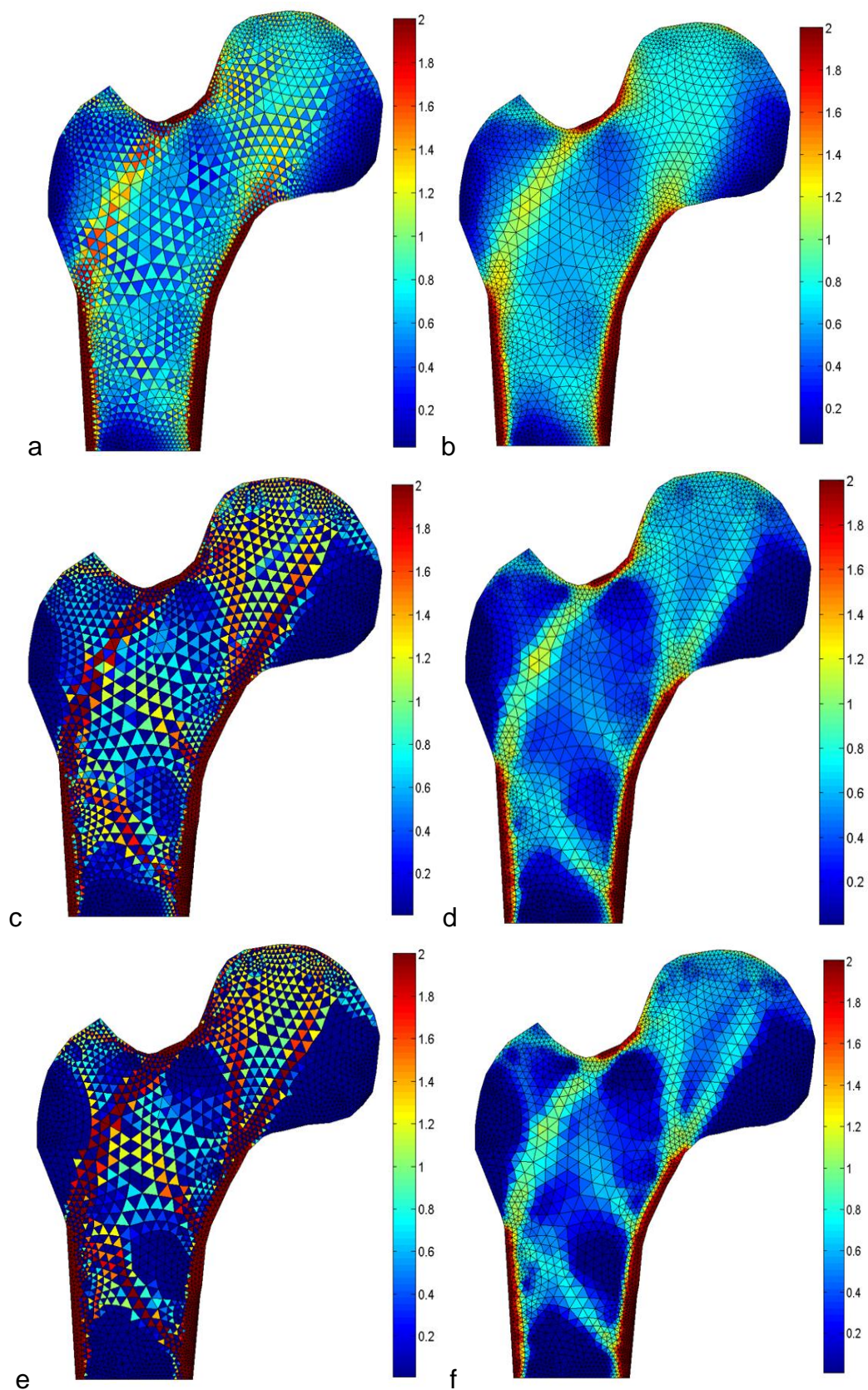


Figura 4.7 : Fluxograma do MEF (a) e do modelo isotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.

4.4.1 Modelo e carregamento bidimensionais

A Figura 4.8 apresenta os resultados obtidos com a simulação do modelo bidimensional de um fêmur humano, considerando-o com comportamento isotrópico e utilizando a abordagem de remodelação óssea de Stanford. Os resultados apresentados são para 25, 50, 75, 100, 200 e 500 dias de carregamentos, sendo que nas Figuras 4.8a, 4.8c, 4.8e, 4.8g, 4.8i e 4.8k, as distribuições são para valores de densidades elementares. Nas Figuras 4.8b, 4.8d, 4.8f, 4.8h, 4.8k e 4.8l, são apresentados os campos espaciais de densidades suavizados por média simples, conforme apresentado na seção 4.3.



continua

Figura 4.8: Campo espacial de densidades (g/cm^3) apresentado para os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

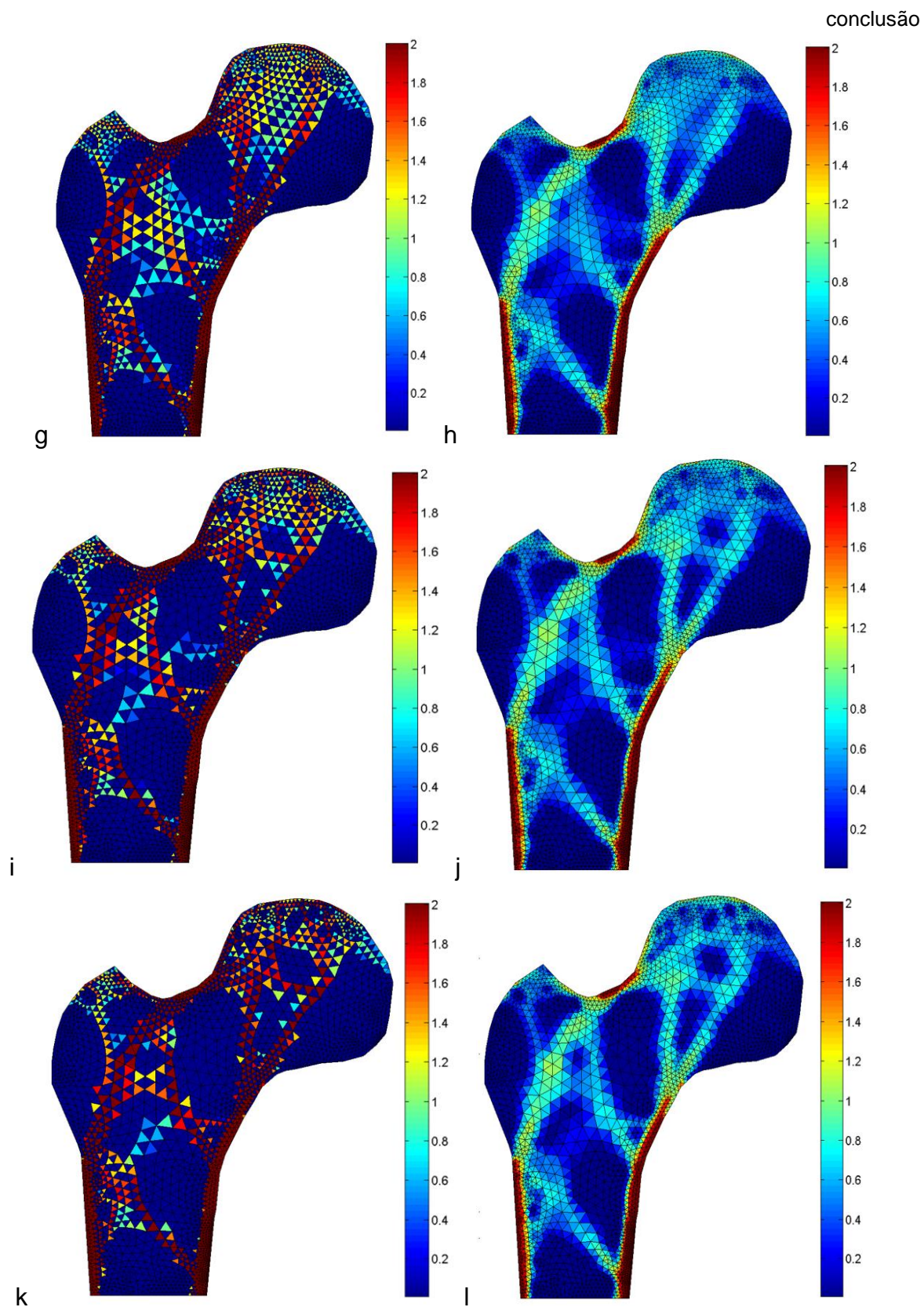


Figura 4.8: Campo espacial de densidades (g/cm^3) apresentado para os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

Os resultados numéricos do campo de densidades para o modelo evidenciam o surgimento de uma camada de material com valor máximo de densidade no contorno externo do corpo do fêmur. Esse osso cortical surge em decorrência das tensões (e, portanto, do estímulo) mais elevadas. Por outro lado, na mesma região, mas no interior do corpo do fêmur, pode ser visto um campo de densidades com valores mínimos, denominado osso trabecular. Regiões de densidade intermediária podem ser visualizadas próximo às áreas de aplicação de carregamento e na linha intertrocantérica do osso. A distribuição também apresenta locais de baixa densidade próximo às partes não-articuladas da cabeça do fêmur e inferior do trocanter maior.

No processo numérico de evolução no tempo, adota-se que o campo de densidades para esse modelo estabiliza-se com aproximadamente 200 dias de carregamento, não sofrendo alterações significativas até o último passo da análise, como pode ser visualizado nas Figuras 4.8j e 4.8l.

4.4.2 Modelo tridimensional com carregamento bidimensional

Os casos de carga utilizados para simular a remodelação óssea possuem grande impacto nos resultados finais. A importância de um carregamento bem caracterizado pode ser visualizada na Figura 4.9, a qual mostra os resultados para as seções transversais ao longo do corpo de um modelo tridimensional de um fêmur com cargas tipicamente bidimensionais, para 500 dias de carregamento.

É possível visualizar na Figura 4.9 uma clara tendência à ocorrência de flexão pura no corpo do fêmur causada pelo carregamento bidimensional aplicado. Isso fica evidente em virtude dos resultados finais não provocarem a formação de tecido ósseo mais denso ao longo de todo o contorno do corpo do fêmur. Ao contrário, são formadas as lâminas verticais desse material nas regiões próximas ao contorno externo do osso.

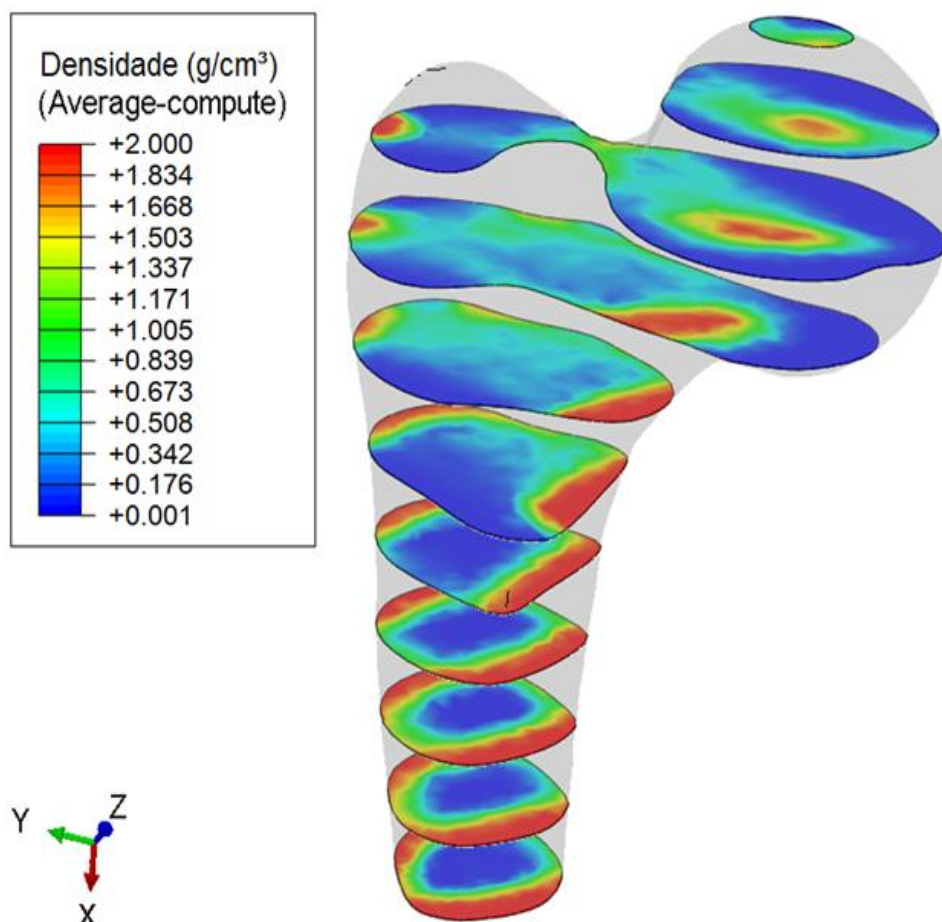
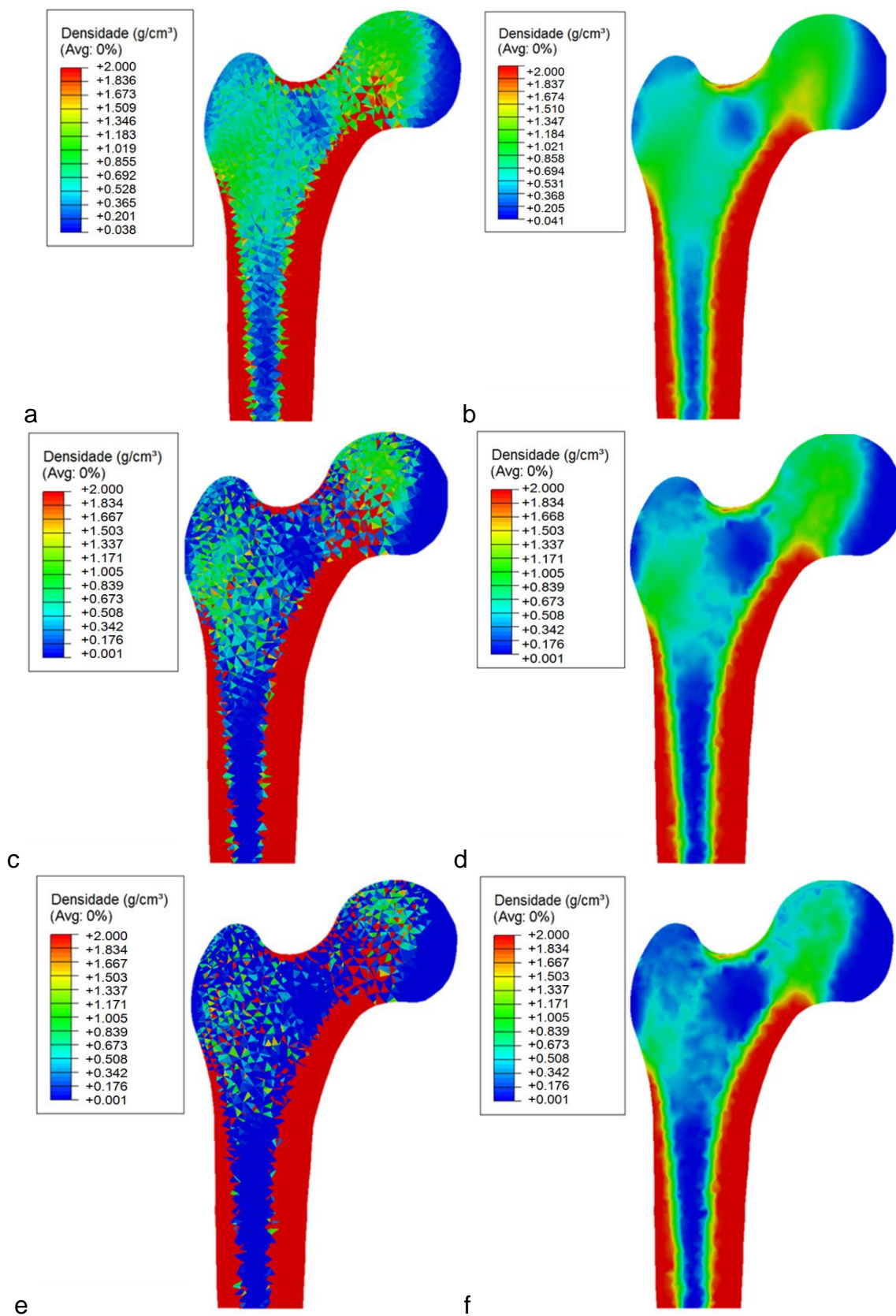


Figura 4.9: Seções transversais que representam o campo espacial de densidades suavizado do método de remodelação óssea isotrópico do modelo do fêmur tridimensional com cargas bidimensionais.

4.4.3 Modelo e carregamento tridimensionais

A Figura 4.10 apresenta o campo espacial de densidades em corte medial do plano coronal, para 25, 50, 75, 100, 200 e 500 dias de carregamento, para o modelo tridimensional de um fêmur humano, considerando-o com comportamento isotrópico e utilizando a abordagem de remodelação óssea de Stanford, proposto por Jacobs (1994). As Figuras 4.10a, 4.10c, 4.10e, 4.10g, 4.10i e 4.10k, apresentam as distribuições resultantes a partir dos valores elementares. As Figuras 4.10b, 4.10d, 4.10f, 4.10h, 4.10k e 4.10l, apresentam o campo de densidade suavizado, utilizando ferramenta de visualização do *software* Abaqus[®].



continua

Figura 4.10: Campo espacial de densidades apresentado com os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento

conclusão

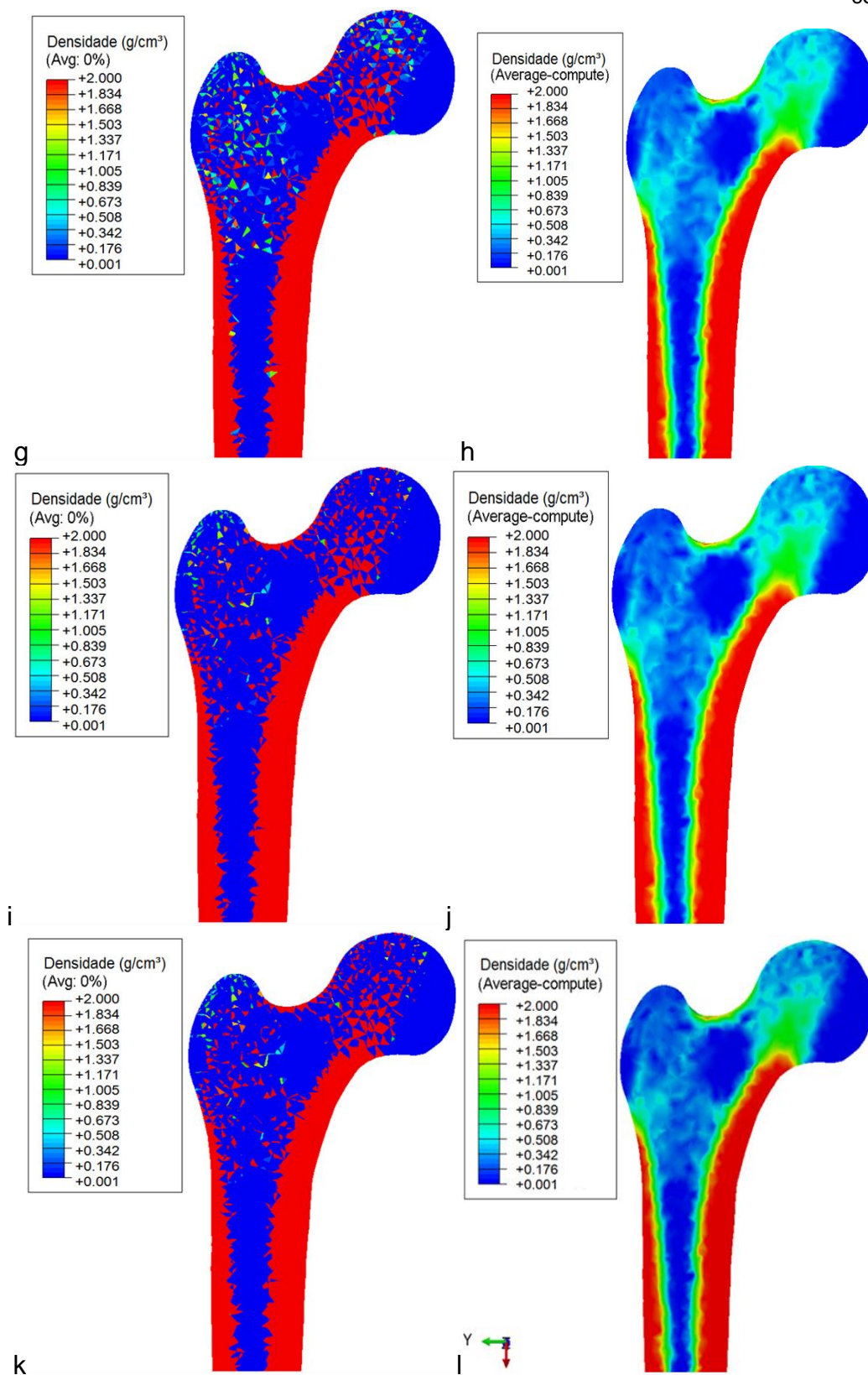


Figura 4.10: Campo espacial de densidades apresentado com os valores elementares (a-c-e-g-i-k) e suavizado (b-d-f-h-j-l), para o modelo bidimensional de remodelação óssea isotrópico de Stanford. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento

O modelo de remodelação óssea de Stanford tende rapidamente ao estado de equilíbrio, sendo esse obtido próximo a 200 dias de carregamento. Após a obtenção dessa configuração, não há modificações consideráveis ao longo da análise.

A partir dos resultados apresentados nas Figuras 4.10a, 4.10c, 4.10e, 4.10g, 4.10i e 4.10k, é possível notar a formação dos dois fenômenos que ocorrem nesse tipo de análise. O primeiro é a geração de regiões de alta e baixa densidade distantes da área de aplicação de carregamento, em especial, no corpo do fêmur. O segundo, próximo a esta, tem-se a formação do padrão similar ao padrão de *checkerboard*. Para uma correta avaliação, o campo de densidades, que originalmente possui valores elementares, é suavizado obtendo um campo tênue de distribuição (Figuras 4.10b, 4.10d, 4.10f, 4.10h, 4.10k e 4.10l).

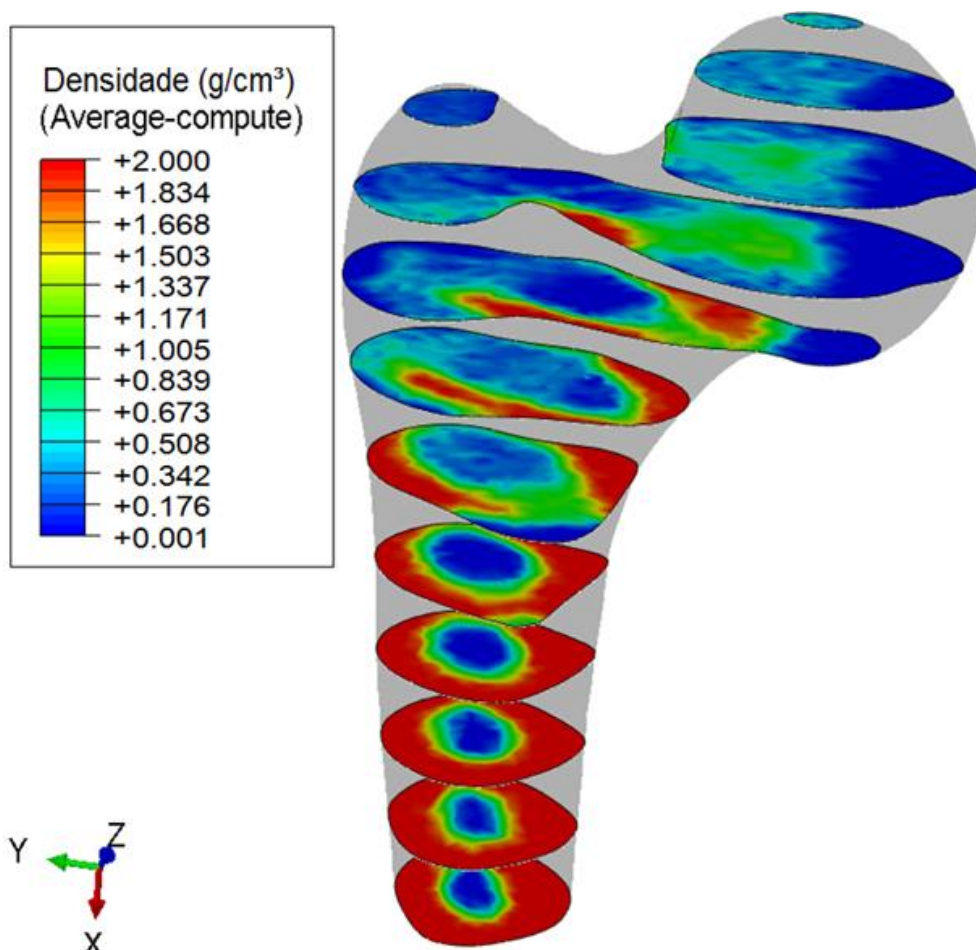


Figura 4.11: Campo espacial de densidades suavizado apresentado nas seções transversais do corpo do fêmur, utilizando o modelo isotrópico de remodelação óssea, para 500 dias de carregamento.

Na configuração final do campo espacial de densidades suavizado (Figura 4.10I e Figura 4.11) é possível notar claramente a formação de regiões de valores de densidade alto e baixo. As áreas de tecido mais denso são similares ao tecido cortical que envolve o corpo do fêmur, enquanto que o tecido menos denso (esponjoso) caracteriza o osso trabecular. São encontrados valores de densidade intermediária na cabeça (próximo às áreas de aplicação de carregamento, pescoço e fossa trocântérica), na linha intertrocântérica e ao longo do corpo do fêmur (entre as camadas cortical e trabecular).

4.4.4 Discussões

Para uma análise da qualidade dos resultados obtidos e apresentados anteriormente, é conveniente utilizar uma imagem de um fêmur real. Os modelos isotrópicos apresentados na Figura 4.8 e na Figura 4.10, possibilitam uma comparação de forma qualitativa com um fêmur real (Figura 4.12). Conforme a radiografia, esses modelos também apresentam regiões características que compõem o fêmur, entre elas estão a formação similar dos tecidos cortical e trabecular, regiões de densidade intermediária na cabeça femoral, linha intertrocântérica e fossa trocântérica. Regiões de densidade baixa são encontradas próximas à fóvea e na parte inferior do trocanter maior.

Os resultados do campo espacial de densidades para 100, 300 e 500 dias de carregamento obtidos por Jacobs (1994) são apresentados na Figura 4.13. Segundo esse autor, o melhor resultado pode ser visto para 300 dias, que contém elementos estruturais básicos como o tecido cortical, canal medular e uma distribuição qualitativa da densidade trabecular. Os resultados bidimensionais obtidos no corrente trabalho (Figura 4.8) são similares aos da referência. Devido a uma tendência do algoritmo utilizado, o fenômeno de *checkerboard* aparece para todas essas regiões, quando a evolução do processo de remodelação óssea é calculada e apresentada para os valores elementares.



Figura 4.12: Radiografia de um fêmur humano.
Fonte: Jacobs *et al.* (1995).

As cargas bidimensionais, quando aplicadas sobre um modelo tridimensional, podem causar um estado de tensões similar a um estado combinado de flexão e compressão puras no corpo do fêmur (Figura 4.9). Quando comparado com o modelo e carregamento tridimensionais (Figura 4.11), pode-se observar que as cargas bidimensionais acarretam a não formação de camadas cortical e trabecular bem definidas ao longo do corpo desse osso, não caracterizando-o de forma fenomenológica.

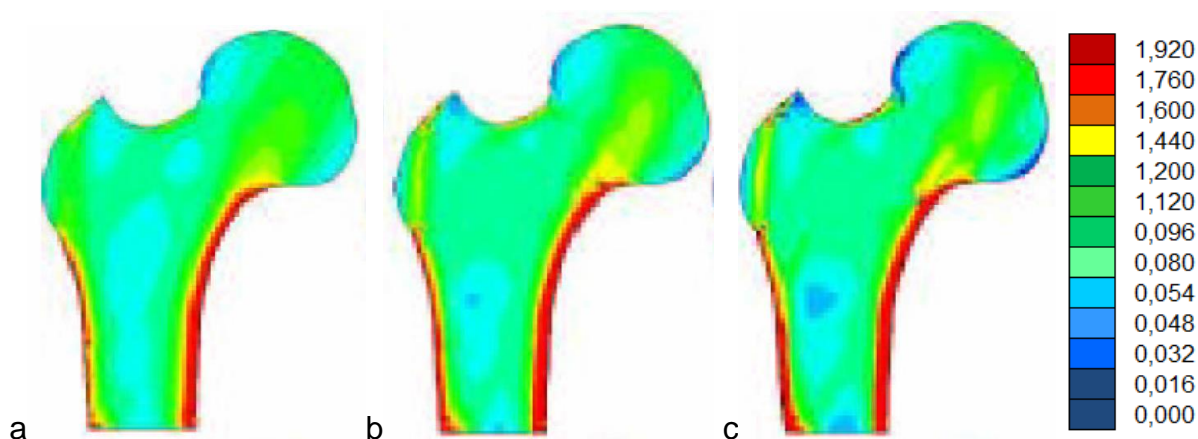


Figura 4.13: Resultados do campo espacial de densidades (g/cm^3) obtidos por Jacobs (1994) para o modelo de remodelação óssea isotrópico bidimensional. Para (a) 100, (b) 300 e (c) 500 dias de carregamento.

Fonte: Modificado de Jacobs (1994).

O modelo (Figura 4.10) com o caso de carregamento tridimensional proposto apresenta uma boa caracterização fenomenológica do fêmur. Porém, quando comparado a um resultado bidimensional, apresenta uma região cortical mais espessa e regiões de densidade intermediária semelhantes que causam a formação do padrão similar de *checkerboard*.

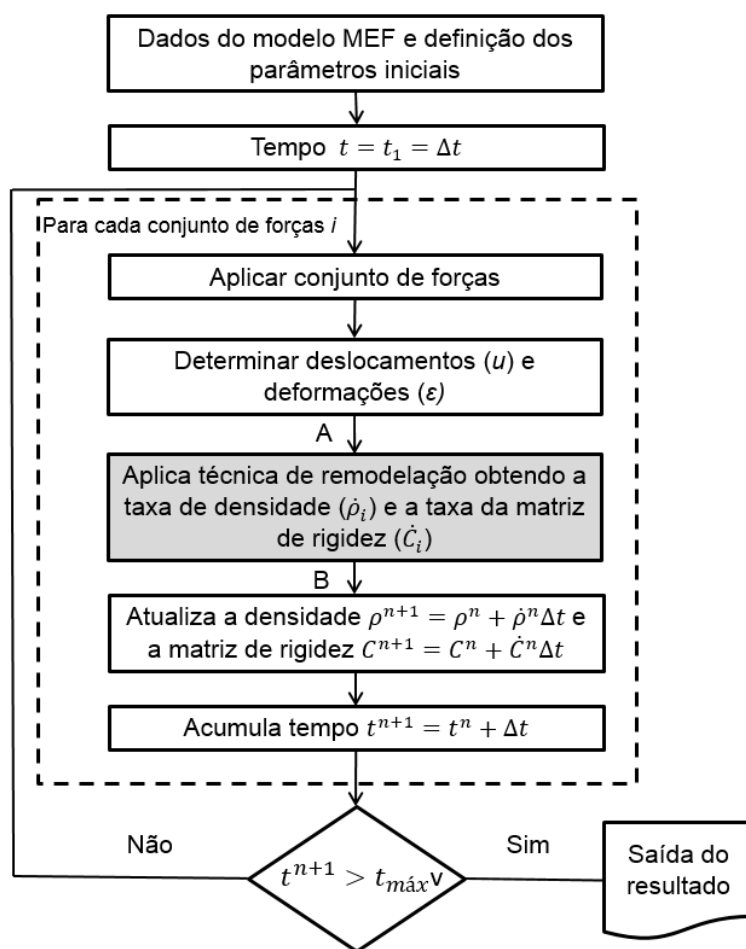
Ao se observar a Figura 4.12, nota-se de forma evidente que nas regiões com densidades intermediárias e longe daquelas onde são aplicados os carregamentos, há a formação de um tecido com uma estrutura orientada. Como os modelos de remodelação óssea adotados no corrente texto são baseados em um meio contínuo isotrópico, para melhor quantificar esse fenômeno há a necessidade de uma abordagem que trate o comportamento mecânico do osso de forma diferente para cada direção em cada ponto material. Esse é o tema da próxima seção.

4.5 MODELO DE REMODELAÇÃO DE STANFORD ANISOTRÓPICO

O modelo de remodelação óssea de Stanford que considera o osso com um comportamento anisotrópico foi desenvolvido por Jacobs *et al.* (1997). A implementação computacional desse modelo é caracterizada, principalmente, pela atualização do tensor constitutivo de rigidez em cada ponto de integração de cada elemento finito da malha. Ao contrário do modelo isotrópico, onde as propriedades físicas independem da direção considerada, as propriedades do anisotrópico variam de acordo com essa direção. Os parâmetros utilizados nessas implementações numéricas podem ser visualizados na Tabela 4.5 e o fluxograma com os modelos MEF e anisotrópico de remodelação óssea de Stanford na Figura 4.14.

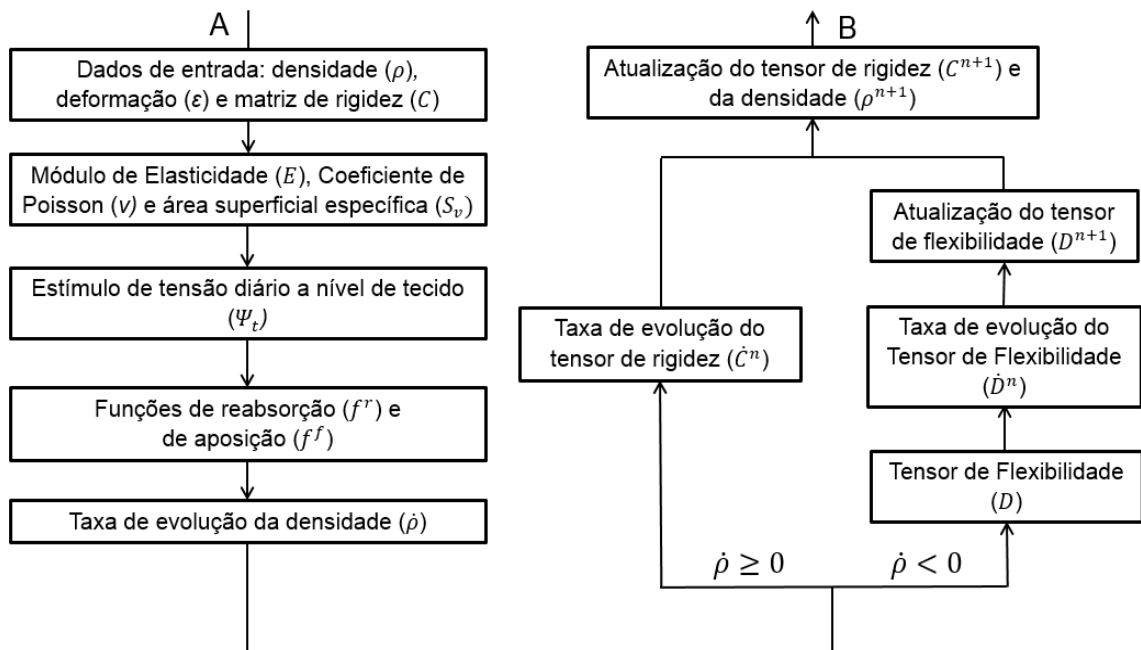
Tabela 4.5 Parâmetros utilizados para implementação do modelo anisotrópico de Stanford (Jacobs et al., 1997)

Parâmetros	Valor	Unidade
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	$2,0 \times 10^{-6}$	kg/mm ³
Δt	1	Dia
k	1,0	-



continua

Figura 4.14: Fluxograma do MEF (a) e do modelo anisotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.



b)

Figura 4.14: Fluxograma do MEF (a) e do modelo anisotrópico de remodelação óssea de Stanford (b) para cada ponto de integração do elemento finito.

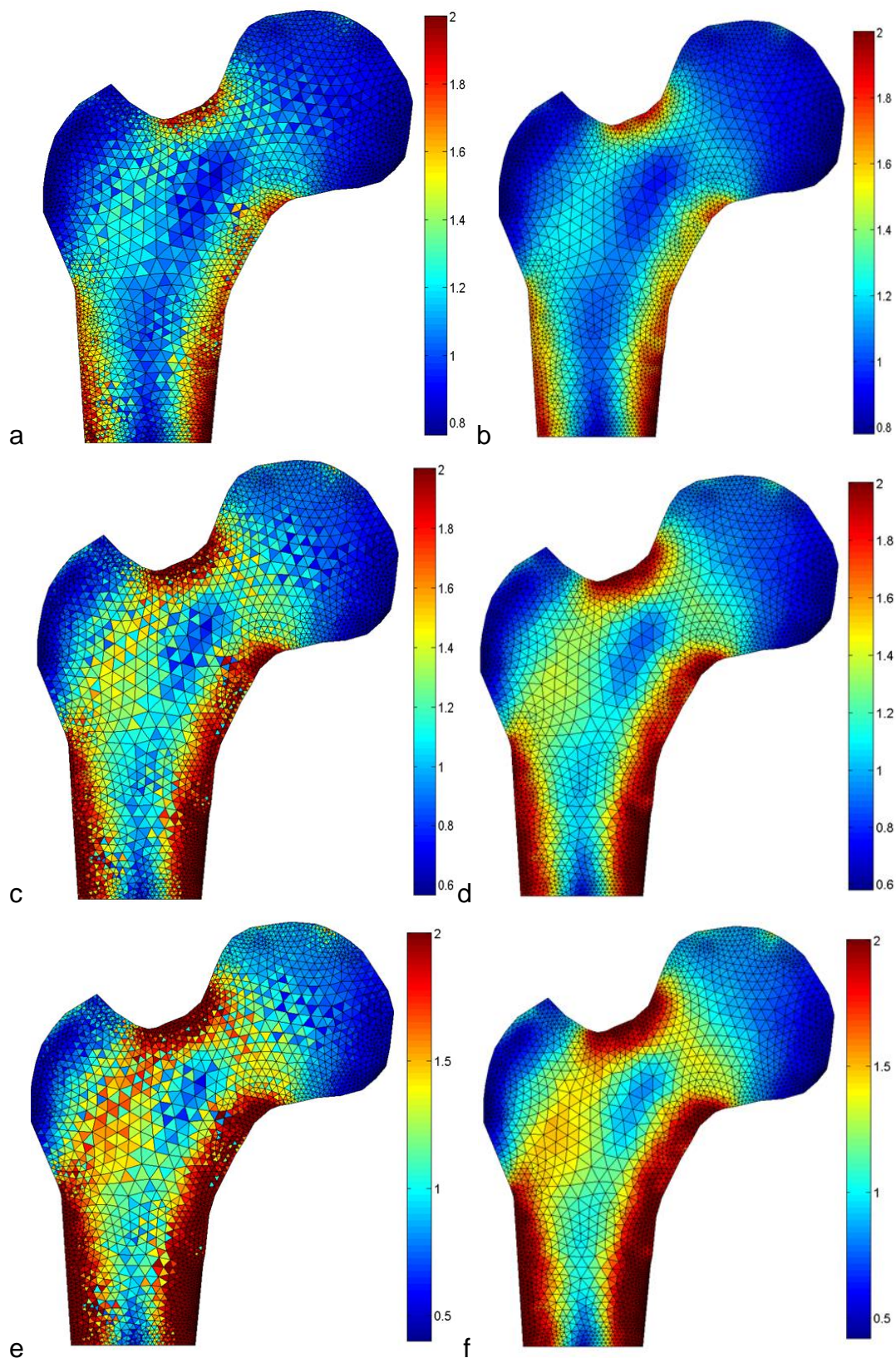
4.5.1 Modelo e carregamento bidimensionais

A Figura 4.15 apresenta os resultados numéricos obtidos considerando o modelo anisotrópico de remodelação óssea e o fêmur bidimensional.

As distribuições do campo de densidades são referentes a 25, 50, 75, 100, 200 e 500 dias de carregamento. As Figuras 4.15a, 4.15c, 4.15e, 4.15g, 4.15i e 4.15k apresentam o campo de densidades determinado para valores elementares e as Figuras 4.15b, 4.15d, 4.15f, 4.15h, 4.15k e 4.15l, para o campo de densidades nodal suavizado.

A partir de aproximadamente 200 dias de carregamento, o campo de densidades não apresenta variações significativas. Caracterizando, assim, uma configuração de equilíbrio.

Os resultados bidimensionais para valores elementares (Figuras 4.15a, 4.15c, 4.15e, 4.15g, 4.15i e 4.15k) apresentam a formação de um fenômeno similar ao padrão de *checkerboard*. Como consequência de sua ocorrência, a qualidade do resultado obtido é afetada. Para uma adequada avaliação, realiza-se a suavização do campo espacial de densidade.



continua

Figura 4.15: Visualização elementar do campo espacial de densidades do método de remodelação óssea bidimensional anisotrópico de Stanford (g/cm^3) apresentado para valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

conclusão

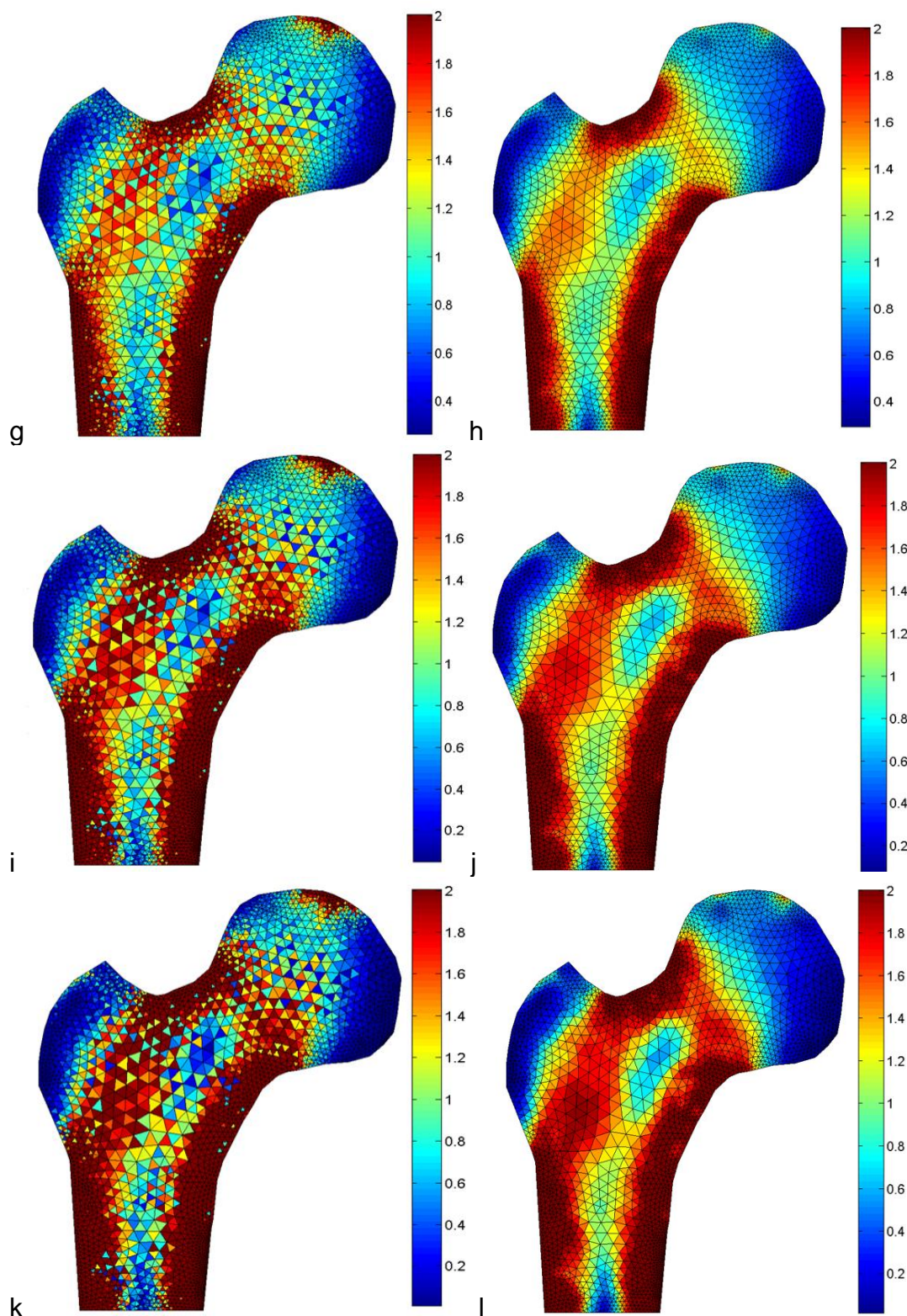


Figura 4.15: Visualização do campo espacial de densidades do método de remodelação óssea bidimensional anisotrópico de Stanford (g/cm^3) apresentado para valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

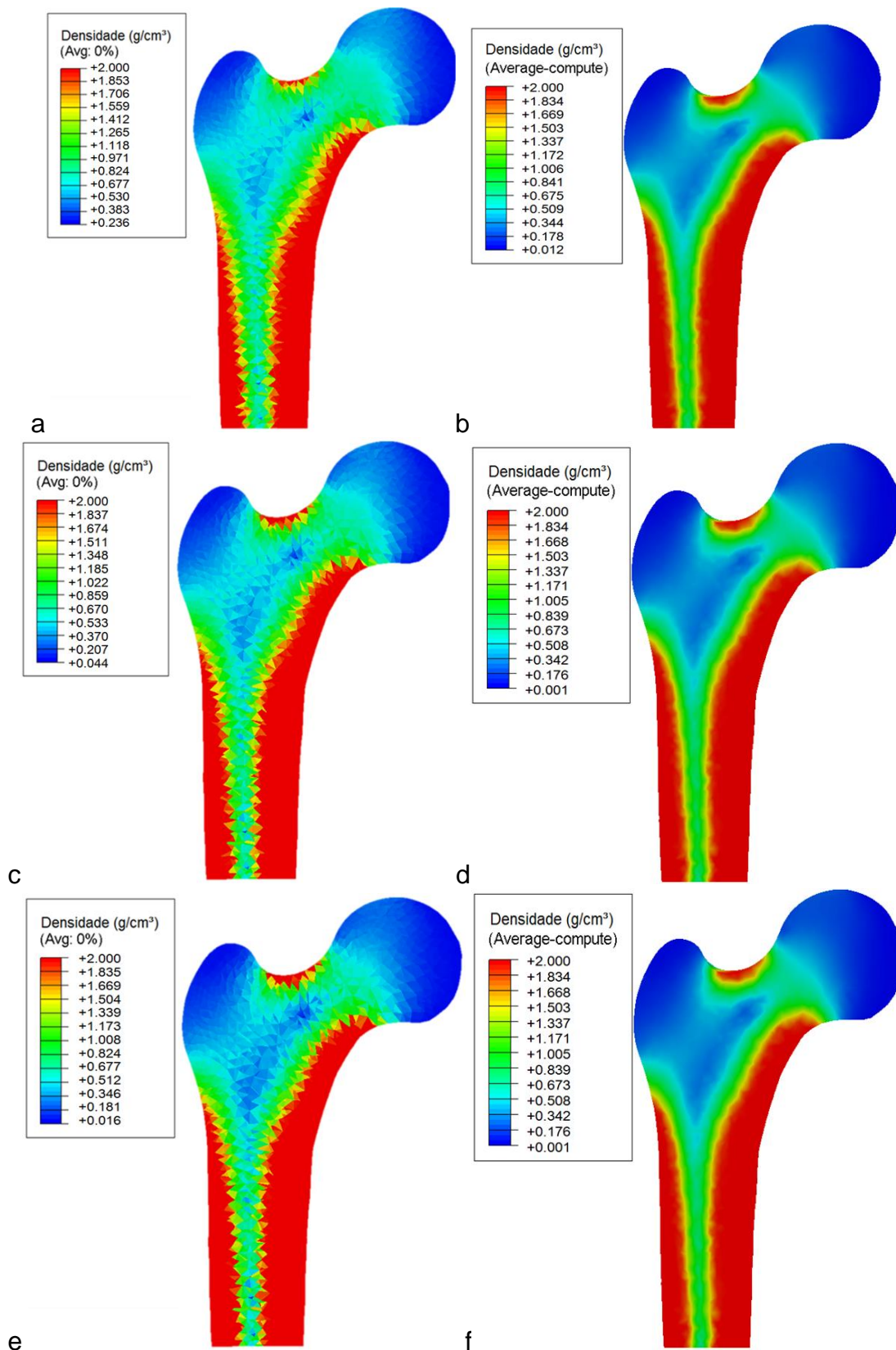
A configuração suavizada para o carregamento de 500 dias (Figura 4.15l) apresenta camadas com valores de densidade máxima que são próximos do tecido cortical encontrado em um fêmur. A fossa trocantérica, o pescoço e a linha intertrocantérica também apresentam valores próximos da densidade do osso cortical. As regiões com valores intermediários de densidade são encontradas no corpo do fêmur, nas áreas de aplicação de carregamento, em partes da região que faz divisa entre a linha intertrocantérica e o trocanter maior. Áreas de baixa densidade, que caracterizam o osso trabecular, podem ser visualizadas entre as camadas de tecido cortical na parte inferior do corpo do fêmur, na região não articulável da cabeça, onde se encontra a fôvea e na parte inferior do trocanter maior.

4.5.2 Modelo e carregamento tridimensionais

A Figura 4.16 apresenta o campo espacial de densidades para 25, 50, 75, 100, 200 e 500 dias de carregamento. Nela são apresentadas as distribuições para os valores elementares (Figuras 4.16a, 4.16c, 4.16e, 4.16g, 4.16i e 4.16k) e após a suavização realizada por uma ferramenta de visualização do software Abaqus® (Figuras 4.16b, 4.16d, 4.16f, 4.16h, 4.16k e 4.16l). O campo espacial de densidades chega a um estado de equilíbrio com aproximadamente 200 dias de carregamento, não sofrendo alterações significativas até o quingentésimo dia.

A Figura 4.17 apresenta o campo espacial de densidades, para as seções transversais ao longo do corpo do fêmur tridimensional, utilizando a abordagem anisotrópica de remodelação óssea. A distribuição de densidade apresentada é para 500 dias de carregamento e é possível verificar uma caracterização similar às regiões que compõem o corpo do fêmur.

A distribuição apresenta valores de densidade máxima nas regiões em torno do corpo do fêmur e na fossa trocantérica, similares ao tecido cortical. Valores intermediários são visualizados ao longo do corpo do fêmur na parte interior ao tecido cortical, no pescoço, na linha intertrocantérica e próximo às áreas de aplicação de carregamento. Regiões de densidade mínima são encontradas no trocanter maior e na parte não articulável da cabeça femoral (Figura 4.16k e Figura 4.17).



continua

Figura 4.16: Campo espacial de densidades do método de remodelação óssea tridimensional anisotrópico de Stanford obtida para os valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

conclusão

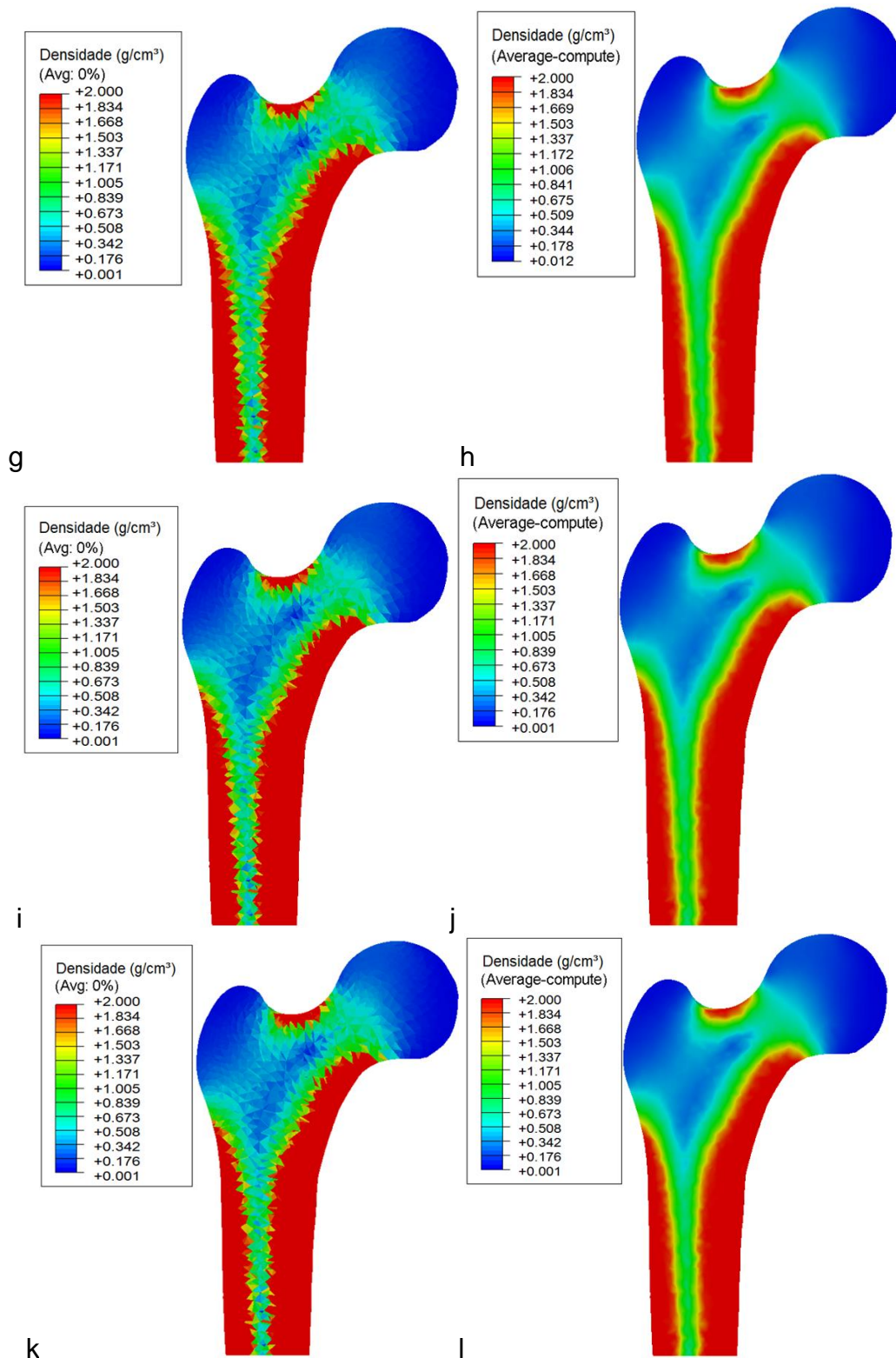


Figura 4.16: Campo espacial de densidades do método de remodelação óssea tridimensional anisotrópico de Stanford obtida para os valores elementares e após a suavização. Para (a-b) 25, (c-d) 50, (e-f) 75, (g-h) 100, (i-j) 200 e (k-l) 500 dias de carregamento.

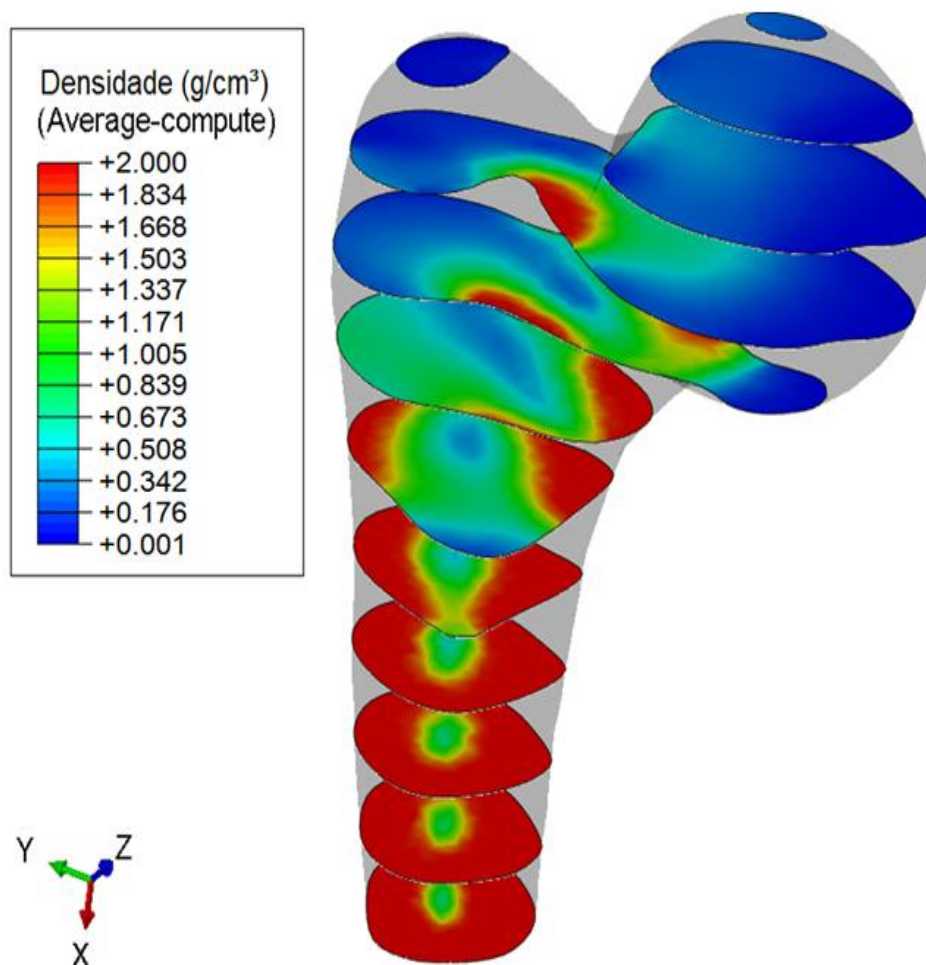


Figura 4.17: Campo espacial de densidades do método anisotrópico de Stanford, apresentado a partir das seções transversais ao longo do corpo do fêmur.

4.5.3 Discussão

Pelos resultados obtidos através do modelo anisotrópico de Stanford, observa-se no problema bidimensional regiões corticais bem definidas em torno do corpo do fêmur, além da formação de densidades com valores próximos ao valor máximo na linha intertrocanterica e nas áreas de aplicação de carregamento. Tais fenômenos também aparecem nos resultados obtidos por Jacobs *et al.* (1997), os quais podem ser observados na Figura 4.18. Uma discrepância entre os resultados obtidos neste trabalho e aqueles apresentados por Jabobs *et al.* (1997) pode ser evidenciada na região do trocanter maior. Neste trabalho são obtidos valores

mínimos de densidade nessa região, enquanto Jacobs *et al.* (1997) apresenta valores elevados (Figura 4.18).

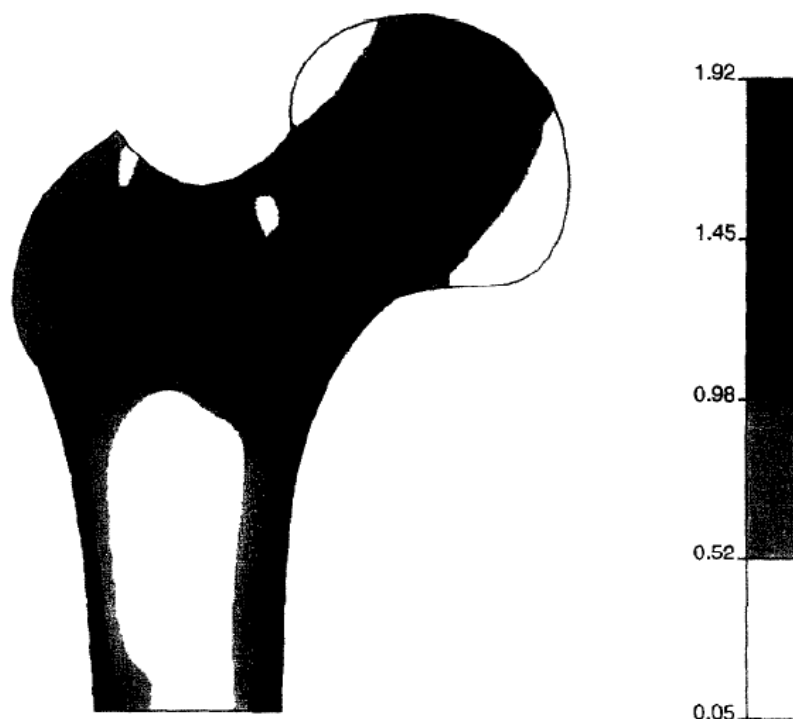


Figura 4.18: Campo espacial de densidade (g/cm^3) obtido por Jacobs *et al.* (1997) para um modelo bidimensional anisotrópico de remodelação óssea.
Fonte: Jacobs *et al.* (1997).

Os resultados para o modelo tridimensional anisotrópico, apresentados na Figura 4.16, possuem uma caracterização similar ao fêmur humano. As regiões trabeculares não apresentam valores de densidade extremamente baixos, conforme apresentado no modelo isotrópico e, assim, essa distribuição mostra-se mais próxima do real. Conforme posto por Hall (2005), o osso trabecular possui níveis de porosidade entre 30 e cerca de 90%, similar aos resultados encontrados. Regiões de densidade mínima são encontradas na cabeça do fêmur, onde se encontra a fôvea, e próxima ao trocanter maior. Nas áreas de aplicação de carregamento (Figura 4.16), na cabeça do fêmur, são visualizados valores menores de densidade quando comparados aos resultados do modelo anisotrópico de Jacobs *et al.* (1997) (Figura 4.18).

Em ambos os modelos considerando a anisotropia do tecido ósseo, e no modelo tridimensional isotrópico, as camadas corticais apresentam uma espessura maior que a mostrada na radiografia de um fêmur saudável (Figura 4.12). Esses

resultados podem ter sido obtidos devido ao caso de carga tridimensional proposto, já que o mesmo foi baseado em duas referências diferentes.

4.6 MODIFICAÇÃO DO NÚMERO DE CICLOS DE CARGA

Um importante fator na análise da remodelação óssea é a utilização de um modelo que possibilite a obtenção de uma configuração de equilíbrio que seja a mais próxima da realidade e com um baixo tempo de processamento. A partir disso, para verificar qual o comportamento do modelo utilizado depois da configuração de equilíbrio, o número de ciclos de carga, o qual é um parâmetro essencial na forma de remodelação óssea é modificado. Esse parâmetro representa quantas vezes determinado esforço é repetido durante um intervalo de tempo.

Inicialmente, conforme é apresentado na Tabela 4.4 e na Tabela 4.5, o número de ciclos de carga é de 3000 ciclos diários e após a configuração de equilíbrio, é modificado para 500. O primeiro valor corresponde ao de um indivíduo que caminha aproximadamente, 4.500m diariamente, e o segundo representa a caminhada diária de cerca de 750m. A Figura 4.19 e a Figura 4.20 apresentam a variação do processo descrito. A primeira apresenta o processo de remodelação óssea considerando o osso com comportamento isotrópico e a segunda, anisotrópico. A configuração de equilíbrio é atingida próximo aos 200 dias de carregamento (Figura 4.19e e Figura 4.20e). A partir disso, devido à modificação do número de ciclos, pode se notar que a espessura do osso cortical tende a diminuir ao longo do tempo para ambos os casos (Figura 4.19k e Figura 4.20k). Conforme o número de ciclos de carga diminui, o estímulo mecânico gerado é menor e, conseqüentemente, existe um nível de reabsorção óssea maior.

O modelo anisotrópico apresentou uma sensibilidade maior à mudança do número de ciclo de carga do que quando o osso é considerado isotrópico.

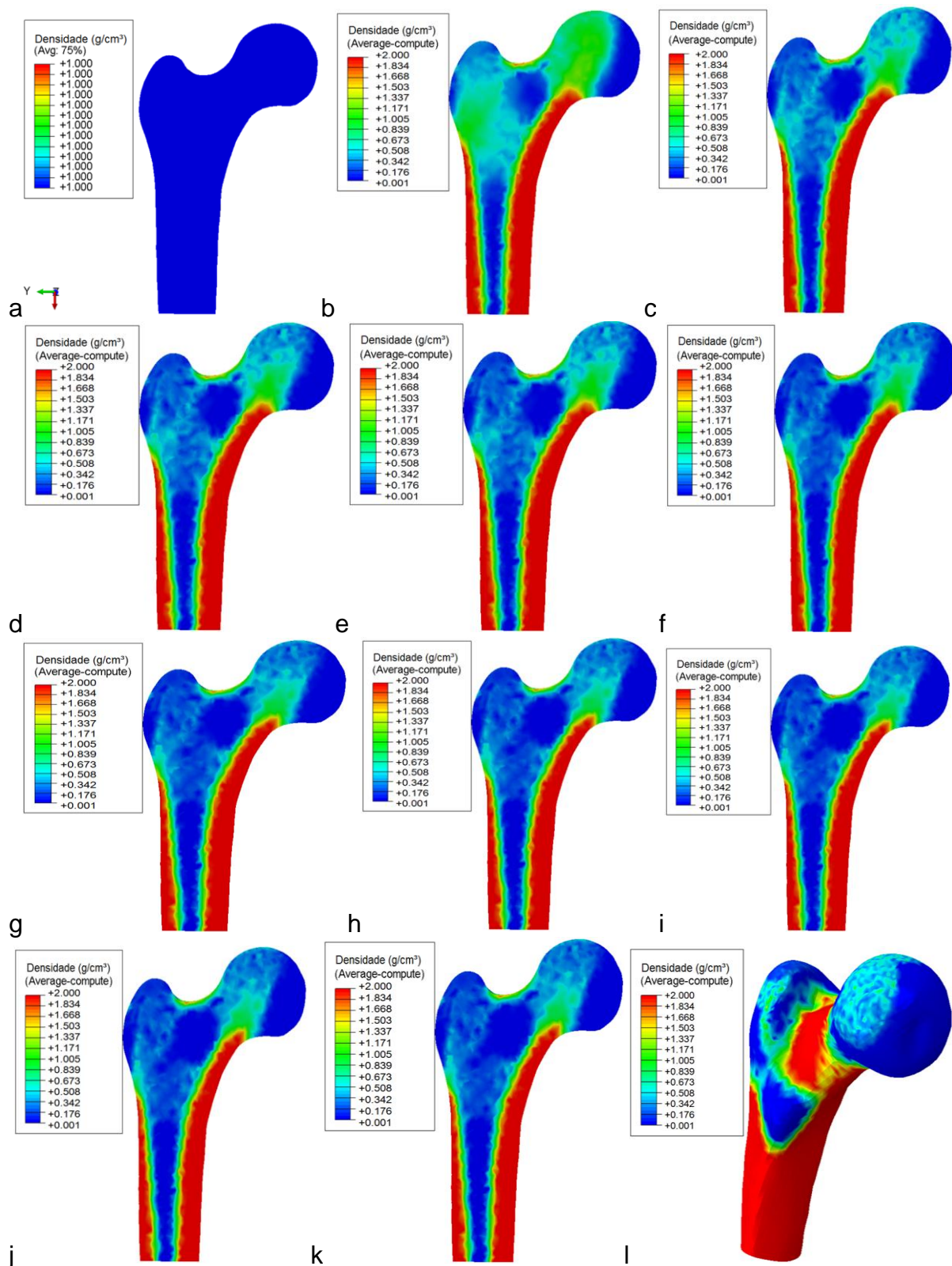


Figura 4.19: Campo espacial de densidades suavizado do método de remodelação óssea isotópico 3D com mudança no número de ciclos de carga, para (a) 0, (b) 50, (c) 100, (d) 150, (e) 200, (f) 250, (g) 300, (h) 350, (i) 400, (j) 450, (k) e (l) 500 dias de carregamento. Figuras (a-e) 3000 e (e-k) 500 ciclos diários. (l) Vista tridimensional do campo de densidade no estado de equilíbrio.

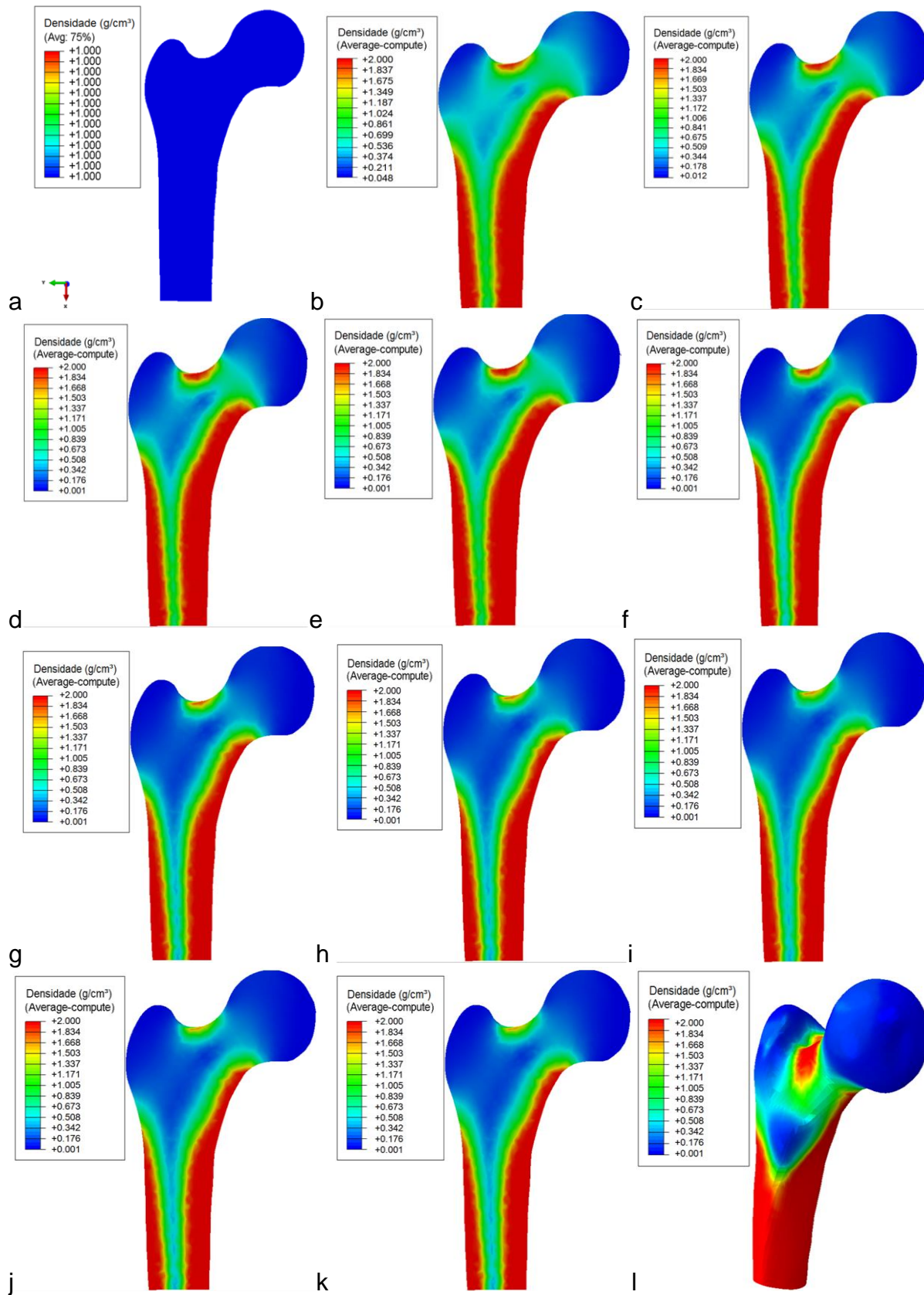


Figura 4.20: Campo espacial de densidades do método de remodelação óssea anisotópico 3D com mudança no número de ciclos de carga, para (a) 0, (b) 50, (c) 100, (d) 150, (e) 200, (f) 250, (g) 300, (h) 350, (i) 400, (j) 450, (k) e (l) 500 dias de carregamento. Figuras (a-e) 3000 e (e-k) 500 ciclos diários. (l) Vista tridimensional do campo de densidade no estado de equilíbrio.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esse capítulo tem como objetivo apresentar as conclusões do corrente trabalho e, também, algumas sugestões para trabalhos futuros.

5.1 CONCLUSÕES

O presente estudo trata da implementação, avaliação e discussão de diferentes métodos de remodelação óssea, modelos geométricos (bidimensional e tridimensional), tipos de carregamentos e comportamentos do tecido ósseo (isotrópico e anisotrópico). Os modelos estudados caracterizam a distribuição espacial de densidades de um fêmur humano saudável e real de uma maneira qualitativa, quando comparados com os resultados das referências e, também, da radiografia apresentada nesse estudo.

Nos resultados numéricos, áreas de baixa densidade são visualizadas abaixo da região de aplicação de carregamento na cabeça do fêmur. Esta é dividida em duas regiões, sendo uma que está em contato com o acetábulo e é recoberta por uma cartilagem, a qual é receptora do carregamento e responsável por toda a movimentação da articulação. E uma segunda, não articulável, onde está localizada a fôvea, e não está em contato com o acetábulo, a qual é uma região própria de baixa densidade, onde está localizada a entrada dos ligamentos que realizam a nutrição da cabeça femoral, além de poder variar conforme a área de aplicação de carregamento, como pode ser visualizado nos modelos implementados.

Pode-se dizer, a partir dos resultados apresentados, que a definição do carregamento (áreas de aplicação, intensidades e direções das forças) são fatores de extrema importância nesse tipo de análise, visto que, conforme são modificadas, diferentes regiões ou de alta ou de baixa densidade podem surgir e, dessa forma, prejudicar a avaliação do resultado. Comprova-se a afirmação quando um carregamento bidimensional é aplicado sobre um modelo sólido tridimensional do fêmur humano, ocasionando faixas laterais de baixa densidade que resulta em uma tendência à flexão pura.

O carregamento tridimensional proposto neste estudo é desenvolvido com base em duas referências. Uma delas apresenta as áreas de aplicação e a outra a intensidade das cargas. Devido a isso, podem ocorrer discrepâncias entre o carregamento real e o proposto e assim, gerar resultados que não condizem com a realidade. Contudo, mesmo com pouca informação na literatura sobre o carregamento, pode-se avaliar como bons os resultados obtidos de uma maneira qualitativa, quando comparados com os encontrados na referência e com uma radiografia do fêmur humano.

Quando a remodelação óssea é realizada nos pontos de integração de cada elemento, uma instabilidade numérica similar ao padrão de *checkerboard* pode ser visualizada, que é comumente estudado em problemas de otimização de topologia estrutural. Nessa patologia numérica, os elementos remodelados adjacentes às áreas de aplicação de forças são ou completamente saturados (densidade máxima) ou reabsorvidos (densidade mínima) (Chen *et al.*, 2007). Isso acontece devido a uma tendência do algoritmo utilizado a sempre buscar uma configuração de maior rigidez média na região. Esse fenômeno dificulta a visualização do campo espacial de densidades resultante. Para uma melhor apresentação dos resultados bidimensionais é realizada uma suavização através de uma média simples entre os valores de densidade nodal para os elementos que compartilham o mesmo nó.

Para as análises considerando variável o número de ciclos de carregamento, inicia-se com uma configuração homogênea de densidades e, através da aplicação de cargas ao longo da análise, obtém-se uma configuração de equilíbrio do campo espacial de densidades próxima a 200 dias de carregamento. A partir desse tempo, é aplicado um número de ciclos de carga menor ao longo das análises. Dessa forma, é possível notar uma redução gradativa da espessura do osso cortical. A partir de uma configuração heterogênea, a variação do campo espacial de densidade ocorre mais lentamente do que quando inicia-se a análise com um único valor de densidade. A partir desse estudo, nota-se que a atividade física é extremamente importante para manter a espessura do osso cortical. Com a diminuição da intensidade ou abandono do exercício físico, o tecido ósseo tende a perder densidade, ocasionando seu enfraquecimento.

5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para fins de aprimoramento do estudo, algumas sugestões de trabalhos futuros são indicadas abaixo:

- Avaliar outros modelos de remodelação óssea, por exemplo, os modelos que simulam as variáveis biológicas através de equações diferenciais;
- Comparar esses vários modelos com resultados clínicos, utilizando tomografias e radiografias, através de uma escala de cores;
- Ampliação da revisão bibliográfica visando uma melhor caracterização dos esforços aplicados sobre a cabeça do fêmur e sobre o trocanter maior, visto que essa é uma informação de grande importância nas simulações;
- Inserção de esforços gerados por outros músculos próximos ao fêmur que influenciam na remodelação óssea;
- Utilizar valores de densidade inicial obtidos através de radiografia e/ou tomografia de um fêmur humano;
- Utilizar meios estatísticos para validação dos resultados obtidos nesse estudo;
- Inserir uma prótese no fêmur para avaliação do comportamento da remodelação óssea ao longo do tempo.

REFERÊNCIAS

ABAQUS, versão 6.12-1. Dassault Systèmes, 2012.

BAGGE, M. A model of bone adaptation as an optimization process. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1349-1357, 2000.

BOYLE, C.; KIM I. Y. Three-dimensional micro-level computational study of Wolff's law via trabecular bone remodeling in the human proximal femur using design space topology optimization. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 935-942, 2011.

CAMPOLI, G., WEINANS, H., ZADPOOR, A. A.. Computational load estimation of the femur. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 10, p. 108-119, 2012.

CARTER, D. R. Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. **Calcified Tissue International**, v. 36, S19-S24, 1984.

CHEN, G.; PETTET, G.; PEARCY, M.; MCELWAIN, D. L. S. Comparison of two numerical approaches for bone remodelling. **Medical Engineering & Physics**, v. 29, p. 134-139, 2007.

CORSO, L. L. **Aplicação de procedimentos de otimização e remodelamento ósseo na simulação e análise de problemas de biomecânica**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006

DANIEL, A. L. **Um modelo mecanobiológico multiescala para o remodelamento ósseo**. Dissertação (Mestrado em Métodos Numéricos) – Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 1157-1170, 2001.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M.; CEGOÑINO, J. Development of an internal bone remodeling theory and applications to some problems in orthopaedic biomechanics. **Meccanica**, v. 37, p. 365-374, 2002.

FORTRAN, versão 11.0.061. Intel® Developer Zone, 2011.

FROST, H. M. Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. **Calcified Tissue Research**, v.3, n.1, p. 211-237, 1969.

FUNG, Y. C. **Biomechanics: Motion, Flow, Stress, and Growth**. New York: Springer-Verlag, 1990.

GARCÍA, J. M.; DOBLARÉ, M.; CEGOÑINO, J. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. **Computational Materials Science**, v. 25, p. 100-114, 2002.

GARIJO, N., MARTÍNEZ, J., GARCÍA-AZNAR, J. M. AND PÉREZ, M. A. Computational evaluation of different numerical tools for the prediction of proximal femur loads from bone morphology. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 268, p. 437-450, 2014.

GOMES, L. S. M. Artroplastia de Quadril: O que você precisa saber antes da cirurgia, 2011. Disponível em: Sociedade Brasileira de Quadril <http://www.sbquadril.org.br/info-pacientes.php?ver=3>

GOZZI, R. Vídeo Aula 062 - Sistema ósseo/esquelético: Acidentes ósseos do Fêmur. Disponível em: https://www.youtube.com/watch?v=_SOSJWmFbdw. Acessado em 26/10/2014.

GRABCAD. Disponível em: www.grabcad.com. Acessado em: 25/11/2014

GREENWALD, A.S., HAYNES, D.W. Weight-bearing areas in the human hip joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 54, p. 157-163, 1972.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 4 ed, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2005.

HAZELWOOD, S. J.; BRUCE MARTIN R.; RASHID, M. M.; RODRIGO J. J. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 299-308, 2001.

HELLER, M. O., BERGMANN, G., KASSI, J. P., CLAES, L., HAAS, N. P., DUDA, G. N. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 1155-1163, 2005.

HUISKES, R.; WEINANS, H.; GROOTENBOER, H. J., DALSTRA, M.; FUDALA, B.; SLOOFF, T. J. Adaptive bone-remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 20, p. 1135-1150, 1987.

JACOBS, C. R. **Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading**. PhD Thesis (Department of Mechanical Engineering) – Stanford University. 1994.

JACOBS, C. R.; LEVENSTON, M. E.; BEAUPRÉ, G. S.; SIMO, J. C.; CARTER, D. R. Numerical instabilities in bone remodelling simulations: the advantages of a node-based finite element approach. **Journal Biomechanics**, v. 28, p. 449-459, 1995.

JACOBS, C. R.; SIMO, J. C.; BEAUPRÉ, G. S.; CARTER, D. R. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. **Journal Biomechanics**, v. 30, p. 603-613, 1997.

JANG, G. I.; KIM, Y.I. Computational simulation of simultaneous cortical and trabecular bone change in human proximal femur during bone remodeling. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 294-301, 2010.

LEMAIRE, V; TOBIN, F. L.; GRELLER, L. D.; CHO, C. R.; SUVA, L. J. Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities. **Journal of Theoretical Biology**, v. 229, p. 293-309, 2004.

LEMAITRE, J. **A course on Damage Mechanics**. 2.ed. Berlin: Springer, 1996.

LI, J.; LI, H.; SHI, L.; FOK, A. S. L.; UCER, C.; DEVLIN, H.; HORNER, K.; SILIKAS, N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. **Dental Materials**, v. 23, p. 1073-1078, 2007.

MATLAB, versão R2014a. Mathworks, 2014.

MATSUO, K.; IRIE, N. Osteoclast-osteoblast communication. **Archives Biochemistry and Biophysics**, v. 473, p. 201-209.

MCNAMARA, M. L.; PRENDERGAST, P. J. Bone remodeling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 1381-1391, 2007.

MERCURI, E. G. F. **Modelagem multiescala de tecidos mineralizados considerando a micromecânica da dinâmica celular**. Tese (Mestrado em Métodos Numéricos) – Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2012.

PIVONKA, P.; ZIMAK, J.; SMITH, D. W.; GARDINER, B. S.; DUNSTAN, C. R.; SIMS, N. A.; MARTIN, T. J.; MUNDY, G. Model structure and control of bone remodeling: A theoretical study. **Bone**, v. 43, p. 249-263, 2008.

PETER, B.; RAMANIRAKA, N.; RAKOTOMANANA, L. R.; ZAMBELLI, P. Y.; PIOLETTI, D. P. Peri-implant bone remodeling after total hip replacement combined with systemic alendronate treatment: a finite element analysis. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 7, p. 73-78, 2004.

RÜBERG, T. **Computer simulation of adaptative bone remodeling**. Dissertação (Mestrado) – Centro Politécnico Superior, Universidade de Zaragoza, Espanha, 2003)

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. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, p. 477-488, 2009.

SCHEINER, S.; PIVONKA, P.; HELLMICH, C.; SMITH, D. W. Mechanobiological regulation of bone remodeling - Theoretical development of a coupled systems biology-micromechanical approach. **ArXiv e-prints**, jan. 2012.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 14 ed. Munich: Elsevier GmbH, 2006.

SOUZA, L. A. F. **Modelo numérico anisotrópico de remodelação óssea interna fundamentado na mecânica do dano contínuo**. Tese (Doutorado em Métodos

Numéricos) – Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2009.

STÜLPNER, M.A.; REDDY, B.D; STARKE, G.R. SPIRAKIS, A. A three-dimensional finite analysis of adaptive remodeling in the proximal femur. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 1063-1066, 1997.

SYLLIAASEN, S. J. **The development and validation of a finite element model of a canine rib for use with a bone remodeling algorithm**. MSc. Thesis (Master of Science in Engineering) – Faculty of the College of Engineering, California polytechnic State University, San Luis Obispo, United States of America, 2010.

VAN DER GRAAFF, K. M., **Anatomia humana**. 6 ed. Editora Manole, 2003.

WEINANS, H.; HUISKES, R.; GROOTENBOER, H. J. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. **Journal of Biomechanics**, v. 25, p. 1425-1441, 1992.

WEINANS, H.; HUISKES, R.; GROOTENBOER, H. J. Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 116, p. 393-400, 1994.