

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA REMODELAÇÃO ÓSSEA EM
TORNO DE PRÓTESES
DE QUADRIL

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

DARLAN DALLACOSTA

FLORIANÓPOLIS, SC - BRASIL
Julho de 2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA REMODELAÇÃO ÓSSEA EM
TORNO DE PRÓTESES
DE QUADRIL

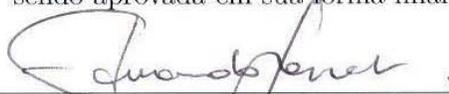
DARLAN DALLACOSTA

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de

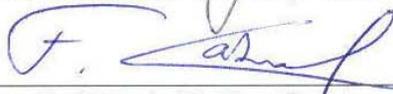
MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.



Prof. Eduardo Alberto Fancello, D.Sc. - Orientador



Prof. Fernando Cabral, Ph.D. - Coordenador do Curso

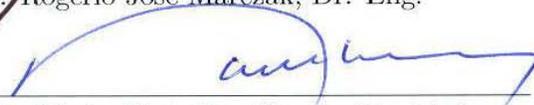
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Clóvis Sperb de Barcellos, Phd - Presidente



Prof. Rogério José Marczak, Dr. Eng.



Prof. Luiz Sérgio Marcelino Gomes, Dr. Med.

Ao meu pai, com muito amor.

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Eduardo Alberto Fancello pela orientação precisa e competente, pelo tempo dedicado e amizade concedida.

Aos Profs. do GRANTE, Lauro César Nicolazzi, Edison da Rosa e Paulo de Tarso R. Mendonça pelas contribuições indispensáveis à minha formação.

A todos os colegas do GRANTE, em especial, Antônio, Eger, Erthal, Jairo, Labanowski, Thiago, Hiebert, Odan, Marcio, Jakson e Ronaldo.

Aos meus grandes amigos Xuxu, Bagetti e Doré, por tudo que vocês representam para mim.

Aos colegas do LEBm, em especial ao Rodrigo pela contribuição fundamental na realização deste trabalho e a Daniela pelo auxílio na preparação dos modelos geométricos.

Ao amigo e Professor da Graduação Sérgio Luis Marquezi pela orientação, amizade e conselhos que ultrapassam os limites da formação acadêmica.

Aos meus pais e meu irmão por todo o amor e exemplo de determinação e competência. Em particular ao meu pai, na certeza de que ele estaria muito feliz e orgulhoso neste momento.

À Daniela, por todo amor, carinho e compreensão, e a toda sua família.

Sumário

Lista de Figuras	x
Simbologia	xi
Resumo	xiii
Abstract	xiv
1 Introdução	1
1.1 Objetivos do Trabalho	3
1.2 Estrutura do Trabalho	3
2 Tecido Ósseo	4
2.1 Morfologia Óssea	5
2.2 Estrutura e Composição Óssea	6
2.2.1 Macroestrutura	6
2.2.2 Mesoestrutura	7
2.2.3 Microestrutura	7
2.2.4 Nanoestrutura	8
2.3 Propriedades do Osso	8
2.4 Adaptação Óssea	11
2.4.1 Lei de Wolff e a Adaptação Óssea	12
2.4.2 Unidade Multicelular Básica (UMB)	13
3 Articulação do Quadril	16
3.1 Termos Anatômicos	16
3.2 Biomecânica da Articulação do Quadril	17

3.2.1	Anatomia e Fisiologia	19
3.2.2	Movimentos e Forças na Articulação do Quadril	21
3.3	Artroplastia Total do Quadril (ATQ)	24
3.3.1	Proteses Fixadas Sem Cimento	27
3.3.2	Complicações na Utilização de ATQ Sem Cimento	28
3.3.3	Sinais Radiológicos para Avaliação da ATQ	30
4	Adaptação Mecânica do Tecido Ósseo	32
4.1	Teorias de Adaptação Óssea	33
4.1.1	Adaptação Óssea Periprotética	33
4.1.2	Adaptação Óssea Interfacial	35
4.2	Modelos Computacionais para Adaptação Óssea	38
4.2.1	Modelos de Adaptação Periprotética	38
4.2.2	Modelos de Adaptação Interfacial	40
5	Modelagem Computacional da Adaptação Óssea	43
5.1	Modelo SIMP (<i>Solid Isotropic Material with Penalization</i>)	43
5.2	Modelo Microestrutural	45
5.3	Hipótese de Ótima Estrutura	46
5.4	Hipótese de Ótima Estrutura com Condições de Interface	53
6	Modelagem Interfacial	57
6.1	Modelo de Interface Estrutural	57
6.2	Relações Constitutivas para a Interface Estrutural	59
6.2.1	Relação Constitutiva para Osso Colado	59
6.2.2	Relação Constitutiva para Tecido Fibroso	60
6.3	Modelo de Adaptação Interfacial	61
6.3.1	Formulação da Lei de Adaptação Interfacial	62
7	Modelagem Computacional do Fêmur	66
7.1	Modelo Geométrico	67
7.2	Modelo de Elementos Finitos	68

8	Resultados Numéricos	73
8.1	Morfologia do Fêmur	73
8.2	Simulação da Adaptação Óssea	77
8.2.1	Condição de Interface Colada	78
8.2.2	Condição de Interface Fibrosa	80
8.2.3	Condição com Evolução do Tecido Interfacial	84
9	Considerações Finais	92
9.1	Trabalhos Futuros	94
	Referências Bibliográficas	95

Lista de Figuras

1.1	Artroplastia total do quadril (THA).	2
2.1	Fêmur e suas características anatômicas (http://www.medes.fr).	5
2.2	Tecido ósseo e sua organização (XIANG WANG, 2004).	7
2.3	Esboços criados pelo anatomista Von Meyer (direita) com a representação da orientação trabecular num corte longitudinal no fêmur proximal humano e o esboço de uma barra curvada (esquerda) em processo de projeto pelo engenheiro estrutural C. Culmann (VON MEYER, 1867 <i>apud</i> COWIN, 2001).	14
2.4	Unidade Multicelular Básica (ROESLER, 2006).	15
3.1	Posição anatômica e direções do corpo.	17
3.2	Planos anatômicos do corpo.	18
3.3	Articulação do quadril (www.centerpulseorthopedics.com)	20
3.4	Representação dos músculos da articulação do quadril (http://cwx.prenhall.com/bookbind/pubbooks/martinidemo/).	22
3.5	Representação gráfica das fases da marcha humana.(ALLARD, 1995)	23
3.6	Gráfico Tensão x Tempo de resistência muscular (CROWNINSHIELD & BRAND, 1981)	25
3.7	Representação esquemática da artroplastia total de quadril.	26
3.8	Desenho esquemático das linhas de transferência de carga antes e após a colocação de uma prótese (www.totaljoints.info)	30
3.9	Vista antero-posterior do fêmur com prótese, com a representação das sete regiões de Gruen. (DUMBLETON <i>et al.</i> , 2004).	31
5.1	Relação entre a densidade ρ e E^*/E para diferentes valores do parâmetro de penalização p	44

5.2	Microestrutura utilizada para idealizar a estrutura óssea trabecular.	45
5.3	Fluxograma do processo de otimização. No laço interno utiliza-se o método da biseção para encontrar o multiplicador de Lagrange α que satisfaz a restrição de volume.	52
5.4	Representação do problema generalizado com condições de interface.	54
6.1	Representação gráfica da interface entre o osso e a prótese na ATQ.	58
6.2	Representação espacial do elemento <i>gasket</i>	59
6.3	(a) Relação constitutiva para osso colado na direção normal; (b) Relação constitutiva para osso colado na direção tangencial.	60
6.4	(a) Relação constitutiva para fibra direção normal; (b) Relação constitutiva para fibra na direção tangencial.	61
6.5	Representação gráfica do critério de osteogênese utilizado. (ROESLER, 2006).	64
7.1	(a) Terceira geração do fêmur padrão; (b) Modelo geométrico de uma prótese genérica.	68
7.2	(a) Malha utilizada para a obtenção da morfologia inicial; (b) Malha utilizada na simulação do remodelamento ósseo; (c) Malha gerada no modelo de prótese generalizado; (d) Malha da camada interfacial.	69
7.3	Representação gráfica dos locais onde são aplicados cada caso de carga. O número, que aparece na legenda, está relacionado com o caso de carga.	71
8.1	Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 30% do volume total.	74
8.2	Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 50% do volume total.	75
8.3	Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 70% do volume total.	75
8.4	Vista antero-posterior do fêmur com a distribuição do campo de densidades para: (a) $p = 2$, (b) $p = 3$ e (c) $p = 4$	76
8.5	Na esquerda, a vista da porção anterior de um fêmur real.(www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/images/intact.jpg). No lado direito, as direções principais de deformação obtidas na convergência do processo de otimização.	77

8.6	Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico, ao longo dos planos transversal e oblíquo, nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b).	79
8.7	Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c).	79
8.8	Evolução da massa óssea durante a adaptação, utilizando o modelo isotrópico.	80
8.9	Distribuição de densidade óssea, para o modelo ortotrópico, ao longo dos planos transversal e oblíquo, nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b).	81
8.10	Vista anterior do fêmur, para o modelo ortotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c).	81
8.11	Evolução da massa óssea durante a adaptação, utilizando o modelo ortotrópico.	82
8.12	Orientação microestrutural após o processo de remodelação óssea.	82
8.13	Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico com encapsulação fibrosa da prótese. (a) Período pós-operatório. (b) Após a adaptação óssea (b). Em (b) a camada na cor azul, em torno da prótese, representa o tecido fibroso interfacial.	83
8.14	Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c). Em (b) a camada branca em torno da prótese representa a interface fibrosa.	84
8.15	Evolução do crescimento ósseo em torno da prótese.	85
8.16	Crescimento ósseo em torno da prótese para cada condição inicial.	86
8.17	Percentual de crescimento ósseo em torno da prótese em relação ao nível de deslocamento tangencial.	87
8.18	Variação do volume de material ósseo em relação ao multiplicador de Lagrange α . Os resultados apresentados são ao final de 10 iterações do processo de remodelação.	88

8.19	Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico com evolução da interface e encapsulação fibrosa como condição inicial. (a) Período pós-operatório. (b) Após a adaptação óssea com prótese de $Cr - Co$. (c) Após a adaptação óssea com prótese de Ti	89
8.20	Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico com evolução da interface. Distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a), após a adaptação óssea com prótese de (b) e variação de massa óssea, para o caso de prótese em $Cr - Co$ (c). Distribuição de densidade óssea após a adaptação óssea (d) e variação de massa óssea (e), para o caso de prótese em Ti (e). . .	90
8.21	Distribuição tecidual em torno da prótese. Regiões na cor vermelha representam crescimento ósseo e regiões em azul representam tecido fibroso.(a) Prótese em Ti ; (b) Prótese em $Cr - Co$	91

Simbologia

Os índices o, i, h referem-se respectivamente aos domínios do osso, interface e haste femoral.

$a(\cdot, \cdot)$	Operador bilinear tal que $a(\cdot, \cdot) : \mathcal{U} \times \mathcal{V} \rightarrow \mathbb{R}$
\mathbf{b}	Forças de corpo
\mathbf{C}	Tensor de elasticidade
\mathbf{C}^p	Tensor de elasticidade do material fictício
$dist(e, f)$	Distância entre o centróide do e – ésimo e f – ésimo elemento
E	Módulo de elasticidade do material
E^*	Módulo de elasticidade do material fictício
\mathbf{f}	Vetor de carregamento nodal
\mathbf{F}	Força interna
G	Módulo de cisalhamento
H	Distância do elemento vizinho
\mathcal{K}	Conjunto funções densidade suf. regulares
\mathbf{K}	Matriz de Rigidez
$l(\cdot)$	Operador linear tal que $l(\cdot) : \mathcal{V} \rightarrow \mathbb{R}$
M	Estímulo para osteogênese
n	Número da iteração
nlc	Número de casos de carga
N_r	Número de elementos vizinhos do e – ésimo elemento finito
p	Parâmetro para penalização de densidades intermediárias
\mathbf{p}	Tração no contorno de s
r_{\max}	Distância máxima entre o centróide de elementos vizinhos
\mathbf{R}	Matriz de rotação
\mathbf{u}	Campo de deslocamentos definido em \mathcal{U}
\mathbf{u}_n	Campo de deslocamentos na direção normal
\mathbf{u}_t	Campo de deslocamentos na direção tangencial
U	Taxa de deposição ou reabsorção
$U_{N\max}$	Deslocamento relativo máximo na direção normal
$U_{T\max}$	Deslocamento relativo máximo na direção tangencial
\mathbf{v}	Domínio do furo da célula unitária

\mathcal{U}	Conjunto das funções admissíveis definidas em Ω
\bar{V}	Restrição de volume
V_e	Volume do e – <i>ésimo</i> elemento finito
\mathcal{V}	Conjunto das variações admissíveis definidas em Ω
\mathbf{x}	Ponto do domínio ($\mathbf{x} \in \Omega$)
x, y, z	Coordenadas cartesianas

Letra Latina:

\mathcal{L}	Funcional Lagrangeano
---------------	-----------------------

Letras Gregas Minúsculas:

α	Multiplicador de Lagrange associado à restrição de volume
α_o	Quantidade relativa de osso
α_f	Quantidade relativa de fibra
δ	Taxa de evolução da interface
$\dot{\varepsilon}$	Taxa de deformação
ε	Tensor de deformações
ε°	Tensor de deformações de referência
η	Variações em \mathcal{V}
θ	Ângulos de Euler
λ	Vetor Multiplicador de Lagrange associado à equação de equilíbrio
ν	Coefficiente de Poisson
ξ	Limite móvel
ρ	Densidade óssea aparente
ρ_{cb}	Densidade aparente do osso cortical
σ	Tensor de tensões
$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$	Tensões principais
σ_n	Tensão na direção normal
σ_t	Tensão na direção tangencial
ψ	Função custo do problema de otimização
ω_j	Peso atribuído ao j – <i>ésimo</i> caso de carga

Letras Gregas Maiúsculas:

Γ_u	Parte de $\partial\Omega$ na qual estão impostas as condições de contorno de Dirichlet
Γ_f	Parte de $\partial\Omega$ na qual estão impostas as condições de contorno de Neumann
Ω_e	Domínio do elemento finito
Ω_h	Domínio da haste femoral
Ω_i	Domínio da interface
Ω_o	Domínio do osso
$\partial\Omega$	Contorno de Ω , tal que $\partial\Omega = \Gamma_u \cup \Gamma_f$ e $\Gamma_u \cap \Gamma_f = \emptyset$

Resumo

DARLAN DALLACOSTA (2007), **Simulação Tridimensional da Remodelação Óssea em Torno de Próteses de Quadil**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis (S.C.), Brasil.

Orientador: Eduardo Alberto Fancello, *D.Sc.*

Nos modelos de simulação de adaptação óssea encontrados na literatura, pouco se observa sobre os efeitos de acoplamento entre o fenômeno de adaptação da interface e a remodelação interna do osso. No presente trabalho, uma formulação da adaptação óssea em torno de próteses que conjuga a evolução da interface osso-implante com as alterações das propriedades mecânicas do osso é estendida e modificada para ser aplicada a exemplos de sistemas osso-implante 3D. O comportamento interfacial evolutivo é modelado com o emprego de elementos de interface do tipo *gasket* que apresentam comportamento desacoplado nas direções normal e tangencial. Na direção normal, a lei constitutiva empregada é não linear e depende da densidade óssea e de um parâmetro mecânico local. Este parâmetro controla a formação de tecido ósseo (osteogênese) ou tecido fibroso (fibrogênese) para cada ponto da interface, além de permitir que ambos tecidos estejam presentes em quantidades relativas em um mesmo local interfacial. Para a adaptação mecânica que ocorre fora da região de interface, o modelo utiliza a hipótese de ótima estrutura óssea, com a distribuição de densidade óssea sendo obtida a partir da minimização da energia de deformação total da estrutura. O modelo de material para o tecido ósseo é obtido através do método da homogeneização, com o osso trabecular idealizado como uma microestrutura de repetição periódica.

Abstract

DARLAN DALLACOSTA (2007), **Tridimensional Simulation of Bone Remodeling around Hip Prosthesis**. Master Dissertation. Mechanical Engeneering Post-Graduation Program, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis (S.C.), Brazil.

Advisor: Eduardo Alberto Fancello, *D.Sc.*

In the bone remodeling models presented in the literature, a few have been observed about the coupling between interface adaptation and internal remodeling. In this dissertation, a formulation of bone remodeling around prosthesis that combines the bone/implant interface evolution with changes in bone material properties is extended and modified to be applied to tridimensional examples. The interfacial behavior is modeled with gasket interface elements with decoupled behavior in normal and tangential directions. In normal direction, the material presents a nonlinear behavior depending on the bone density and a local mechanical parameter. This parameter controls the bone and fibrous formation for each interface point and allow both tissues in the same interfacial element. The internal remodeling equation is derived from the structural optimization task of maximizing the stiffness in each time step. The situation of multiple load conditions is considered. The trabecular bone is modelled as SIMP, and as a strictly orthotropic material with equivalent properties computed by homogenisation.

Capítulo 1

Introdução

Em geral, articulações artificiais são usadas para substituir uma articulação natural que tenha parado de funcionar devido a doenças degenerativas como osteoartrose, ou porque a articulação natural teve de ser removida, por exemplo, no processo de remoção de um tumor ósseo. O tratamento de tais problemas têm como objetivo a restauração da função articular e a melhora do quadro doloroso. Em casos onde não é possível a aplicação de métodos conservativos para o tratamento, surge a necessidade de substituição da articulação por componentes que visam reestabelecer a funcionalidade da articulação original.

A técnica utilizada na recuperação funcional da articulação do quadril, através da substituição dos dois lados da articulação, é denominada artroplastia total do quadril (ATQ). A ATQ trata-se de um procedimento cirúrgico padrão, empregado em ortopedia. Conforme dados do DATASUS (Banco de dados do Sistema Único de Saúde), no ano de 2004 somente o procedimento de ATQ gerou aproximadamente 10 mil internações e um gasto total de cerca de R\$ 30 milhões para a compra de próteses. Somado a isso, houve cerca de 1500 cirurgias de revisão, responsáveis por um gasto adicional de quase R\$ 7 milhões em próteses.

Na operação (Figura 1.1), a cabeça do fêmur é removida e substituída por um componente femoral metálico, inserido dentro da cavidade medular da diáfise óssea. O componente femoral possui uma extremidade proximal de formato esférico, de modo a permitir rotação na superfície do componente acetabular. O componente acetabular, normalmente fabricado em polietileno, recobre a cavidade acetabular e, através de um encaixe perfeito com o componente femoral, permite a reprodução dos movimentos da articulação. A interação do conjunto faz com que ocorra uma alteração no padrão de carregamentos sofridos pelo fêmur.



Figura 1.1: Artroplastia total do quadril (THA).

O osso é um tecido vivo com capacidade de alterar sua estrutura conforme a solicitação mecânica imposta, o que o torna diferente de qualquer outro material. Este comportamento adaptativo é conhecido como remodelação óssea adaptativa e consiste na deposição e reabsorção de material ósseo ao longo do tempo, provocando mudanças geométricas externas e alteração das propriedades mecânicas do osso (HART *et al*, 1984). Após a inserção do componente femoral, o equilíbrio e a distribuição de cargas de cargas no fêmur é perturbado, iniciando a remodelação e adaptação à nova distribuição de tensões estabelecida pela colocação da prótese. Uma consequência clinicamente reportada desta mudança é a perda de massa óssea (reabsorção) no fêmur, fato que pode conduzir a uma fratura e/ou reduzir a quantidade de massa óssea disponível para uma futura revisão cirúrgica.

Os modelos computacionais de adaptação óssea, aplicados à simulação da remodelação em torno de próteses, possibilitam o acompanhamento deste processo no tempo, permitindo estimar a quantidade de reabsorção óssea relacionada com um projeto específico de prótese. Esta informação é fundamental na fase de projeto de componentes protéticos, justificando o enorme esforço de pesquisa despendido no desenvolvimento destes modelos (PAULIKOWSKI *et al*, 2003; FERNANDES *et al*, 2002; FANCELLO & ROESLER, 2003; HUISKES *et al*, 1987; VAN RIETBERGEN *et al*, 1993; McNAMARA *et al*, 1997; GARCÍA *et al*, 2002). Por outro lado, os resultados de adaptação, estimados computacionalmente, podem ajudar no entendimento dos mecanismos que controlam a resposta óssea adaptativa, bem como na

seleção da prótese mais apropriada para uma dada qualidade óssea (determinada a partir de imagens médicas digitais personalizadas – Tomografia Computadorizada).

1.1 Objetivos do Trabalho

Modelos de remodelação óssea consistem basicamente em conjugar modelos matemáticos para o comportamento adaptativo do tecido ósseo com análises mecânicas que permitem determinar o campo de tensões/deformações na estrutura óssea.

O presente trabalho tem por objetivo o estudo, desenvolvimento e implementação de um modelo de remodelação óssea que incorpora o comportamento da interface osso/prótese ao longo do tempo. Do ponto de vista teórico, ele deve ser considerado uma extensão dos modelos propostos em Roesler (2006).

1.2 Estrutura do Trabalho

As características do tecido ósseo e aspectos básicos da remodelação óssea são apresentadas no Capítulo 2. No Capítulo 3, são apresentados os aspectos biomecânicos da articulação do quadril tais como características anatômicas, movimentos e forças. Em seguida, são apresentados alguns conceitos relacionados com a artroplastia total do quadril, modos de fixação, complicações de utilização e sinais radiológicos para diagnóstico. O Capítulo 4, trata das teorias e modelos de adaptação óssea, atualmente utilizados para a região periprostética bem como para a região da interface. No Capítulo 5, são apresentadas os modelos de material utilizados e as formulações tanto do problema com interface linear quanto para o problema com interface não linear. No Capítulo 6, é apresentada a modelagem do tecido interfacial e o modelo de evolução da interface. No Capítulo 7, são apresentados os modelos de elementos finitos utilizados durante as simulações. No Capítulo 8, podem ser vistos os resultados numéricos de cada um dos modelos propostos. E por fim, no Capítulo 9, são apresentadas as conclusões e contribuições deste trabalho para a área de simulação computacional em biomecânica. Também são apresentados nesse capítulo, problemas em aberto a serem estudados em trabalhos futuros.

Capítulo 2

Tecido Ósseo

O tecido ósseo é considerado uma forma altamente especializada de tecido conjuntivo onde a matriz extracelular é mineralizada conferindo-lhe um alto grau de rigidez e resistência à esforços compressivos. Por isso, suas principais funções estão relacionadas à proteção e à sustentação. O esqueleto é responsável por fornecer um sistema rígido de suporte para as outras estruturas moles do corpo, as quais não podem se sustentar. Também funciona como alavanca de apoio para os músculos, aumentando a coordenação e a força do movimento proporcionado pela contração do tecido muscular. Os ossos possuem ainda outra grande função, bioquímica ou metabólica, pois são grandes armazenadores de substâncias, sobretudo de íons de cálcio e fosfato, de modo a manter a homeostase mineral no organismo através da regulação das concentrações de importantes eletrólitos sanguíneos (COWIN, 2001).

O tecido ósseo é constituído de 70% de componentes inorgânicos e 30% de componentes orgânicos. Nesta parte orgânica encontramos 2% de células e 98% de matriz extracelular, onde o colágeno protéico fibroso é o principal elemento perfazendo 95%. Os 5% restantes são preenchidos por polissacarídeos, lipídeos e fosfolipídeos. Entre os componentes inorgânicos encontra-se o cálcio e o fósforo, que formam a hidroxiapatita ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) e outros elementos como magnésio, sódio, potássio e, em menor concentração, zinco, manganês, flúor e molibidênio. Nesta parte inorgânica estão depositados 99% do cálcio, 85% do fósforo e 66% do magnésio encontrados no organismo humano (COWIN, 2001).

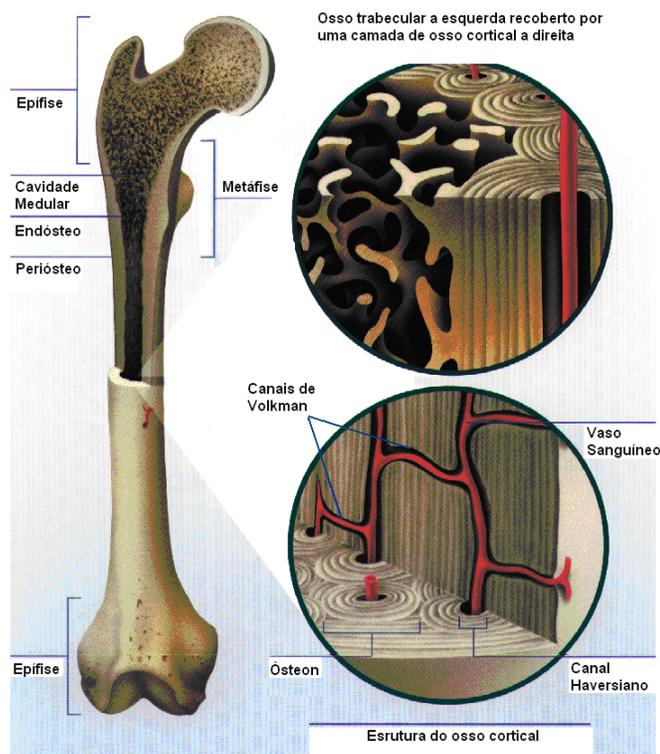


Figura 2.1: Fêmur e suas características anômicas (<http://www.medes.fr>).

2.1 Morfologia Óssea

Apesar de existirem diversas formas de se classificar os ossos, a classificação mais difundida é aquela que leva em consideração sua forma. Esta classificação leva em conta a relação entre as dimensões lineares (comprimento, largura ou espessura), e classifica os osso em: longos; curtos; laminares e irregulares.

O fêmur é classificado como um osso longo, pois seu comprimento é consideravelmente maior que a largura e a espessura. Conforme a Figura 2.1 o fêmur consiste de um corpo ou diáfise e duas extremidades ou epífises, onde se localiza a superfície articular. A região de transição entre a epífise e a diáfise é chamada metáfise. O limite entre a metáfise e a diáfise é demarcado por uma transição morfológica de osso trabecular primário na metáfise para osso cortical primário na diáfise. A superfície externa do osso é revestida com uma forte membrana fibrosa chamada perióstio. Na região da diáfise, a superfície interna do osso, que representa o limite entre o osso e o tutano ósseo, é chamada endóstio.

2.2 Estrutura e Composição Óssea

Os ossos são formados por material orgânico e inorgânico, e suas propriedades mecânicas estão relacionadas com essa formação. A estrutura óssea pode ser dividida hierarquicamente, o que significa que o osso apresenta diferentes estruturas em cada escala de tamanho (WEINER & WAGNER, 1998). O tecido ósseo de um humano adulto pode ser dividido em quatro níveis: nível contínuo (nível 0), nível tecidual (nível 1), nível celular (nível 2) e nível molecular (nível 3). Estruturalmente denominados de macroestrutura, mesoestrutura, microestrutura e nanoestrutura, respectivamente (TOVAR, 2004).

2.2.1 Macroestrutura

Esta escala apresenta uma ordem de grandeza de $5mm$ ou mais onde o osso é classificado de acordo com sua porosidade. Na mesma a estrutura óssea é dividida em osso cortical e osso trabecular (Figura 2.2). O osso cortical compõe 80% do esqueleto, é um material duro e denso, sendo distinguido do osso trabecular devido a sua baixa porosidade. No fêmur, este tipo de osso é encontrado na diáfise, como um tubo de parede espessa preenchido com tutano ósseo, e na epífise, como uma camada externa que reveste o osso trabecular. O osso trabecular, por sua vez, apresenta uma microestrutura esponjosa organizada na forma de trabéculas, sendo que os espaços vazios são preenchidos com tutano vermelho, nervos e canais sanguíneos (Figura 2.2). Osso trabecular, é encontrado, além de outros locais, na epífise femoral. Em regiões próximas às áreas carregadas, os suportes (trabéculas) do tecido ósseo trabecular podem apresentar orientação preferencial, com os suportes mais espessos seguindo as direções do carregamento.

A hipótese de que o osso cortical pode ser considerado osso trabecular densificado é ainda motivo de debate, quando se avalia o comportamento material das duas estruturas. Esta hipótese de correspondência, entre as propriedades, tem servido de base para muitos investigadores do comportamento da rigidez trabecular (REITER, 1996).

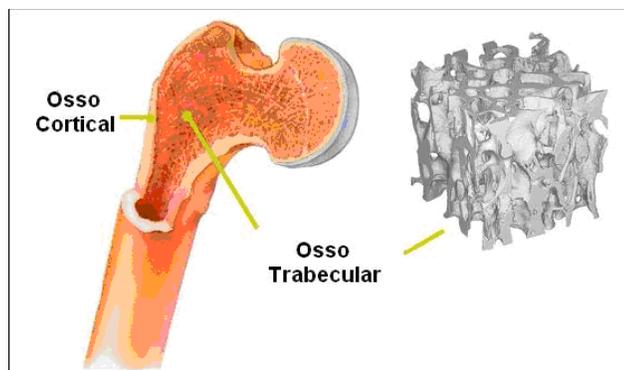


Figura 2.2: Tecido ósseo e sua organização (XIANG WANG, 2004).

2.2.2 Mesoestrutura

O nível tecidual apresenta uma ordem de grandeza de $100\mu m$ a $1mm$. Nesta escala há algumas diferenças entre osso cortical e osso trabecular. No osso cortical a matriz de colágeno está organizada na forma de lamelas concêntricas, geralmente ao redor de um canal vascular central constituindo os sistemas Haversianos (osteons). Os canais centrais se comunicam entre si e com a cavidade medular óssea através de canais de Volkmann (Figura 2.1). Já a estrutura trabecular é composta por placas e suportes denominadas trabéculas, formadas por osso lamelar, e que possuem uma pequena espessura, insuficiente para abrigar vasos sanguíneos (MARTIN *et al.*, 1998, p. 33 *apud* TOVAR, 2004).

2.2.3 Microestrutura

O nível celular apresenta uma ordem de grandeza de 5 a $50\mu m$. Nesta escala estão presentes dois tipos de tecido: osso primário ou imaturo e osso secundário ou lamelar. O osso primário é o primeiro a se formar num feto ou durante a reparação óssea, não possui lamelas e trata-se de um tecido menos mineralizado que o secundário. No adulto é pouco freqüente, persistindo nas suturas dos ossos do crânio, alvéolos dentários e em alguns pontos de inserção dos tendões. Apresenta fibras de colágeno dispostas em várias direções sem organização definida, possui menor quantidade de minerais e maior quantidade de osteócitos. Com o crescimento, o osso primário é transformado em osso lamelar, o qual consiste de lamelas paralelas ou concêntricas, com uma matriz mais resistente e fibras de colágeno organizadas paralelamente dentro de uma lamela (MARTIN *et al.*, 1998, p. 36 *apud* TOVAR, 2004).

2.2.4 Nanoestrutura

O nível molecular apresenta uma ordem de grandeza de $100nm$. Esta escala compreende os componentes elementares do tecido ósseo tais como minerais, moléculas de colágeno, lipídios, proteínas e água. O tecido ósseo é composto predominantemente por colágeno, uma proteína que fornece flexibilidade ao tecido, e fosfato de cálcio, um mineral que fornece rigidez a estrutura (MARTIN *et al.*, 1998, p. 39 *apud* TOVAR, 2004).

2.3 Propriedades do Osso

O tecido ósseo pode ser descrito como um material poroso multifásico, seu comportamento material pode ser classificado como viscoelástico, não-linear, anisotrópico e altamente não-homogêneo (SCHAFFLER, 1988, CARTER & HAYES, 1977, LINDE & HVID, 1987, LINDE *et al.*, 1992, PUGH *et al.*, 1973 e RAFTOPOULOS *et al.*, 1993). Entretanto, considerando apenas condições de carregamento e taxas de deformação fisiologicamente relevantes, a hipótese de comportamento elástico linear, ortotrópico ou mesmo transversalmente isotrópico pode fornecer uma descrição material razoável, contanto que a não homogeneidade óssea seja considerada (COWIN, 1990 e REITER, 1996).

Do ponto de vista da engenharia o osso apresenta uma estrutura fibrosa, sendo formado basicamente por colágeno e um grupo de minerais. A associação das fases orgânica e mineral confere ao osso as características e propriedades dos materiais compostos, com características de anisotropia, particularmente úteis como estruturas de resistência a esforços que apresentam direções preferenciais.

Em geral o osso cortical apresenta módulo de elasticidade anisotrópico em diferentes direções anatômicas. Por exemplo, o módulo de elasticidade na direção longitudinal do osso longo é maior que na direção transversal. Desta forma a relação constitutiva ortotrópica ou transversalmente isotrópica descreve as propriedades elásticas do osso relativamente bem.

O tecido trabecular apresenta anisotropia; a sua resistência depende da orientação do osso em relação à carga aplicada. Algumas estruturas trabeculares apresentam uma orientação preferencial muito pronunciada, o que destaca a anisotropia mecânica. Para o osso trabecular, geralmente assume-se pelo menos 3 planos ortogonais de simetria (comportamento

elástico ortotrópico). Embora muitos pesquisadores caracterizem o osso trabecular como um material ortotrópico, é importante destacar que as propriedades mecânicas utilizadas em alguns modelos consideram este tecido como um material sólido localmente homogêneo e isotrópico.

As propriedades mecânicas do tecido ósseo variam em função da idade do paciente, da posição anatômica da amostra, do tamanho da amostra, do grau de hidratação do tecido, da temperatura, do sexo do paciente, da taxa de deformação durante o teste e da quantidade de tecido mineralizado (densidade aparente), que é a massa do tecido ósseo mineralizado dividida pelo volume unitário total (RAFTOPOULOS *et al.*, 1993). De fato, esta dependência evidencia uma grande diversidade nas propriedades materiais obtidas por vários investigadores, tanto para o osso cortical quanto para o osso trabecular.

O comportamento mecânico do tecido ósseo tem sido determinado através de ensaios de tração, compressão, flexão e métodos de ultra-som. Métodos de ultra-som permitem que com apenas uma amostra seja possível caracterizar várias propriedades, mas em contrapartida sabe-se que tais métodos tendem a superestimar a rigidez (LIPSON & KATZ, 1984).

Para a determinação das propriedades mecânicas de ossos humanos, normalmente são utilizadas amostras provenientes do fêmur, tíbia, úmero, rádio e das vértebras, pois estes locais apresentam tanto osso cortical quanto trabecular.

Tabela 2.1: Propriedades mecânicas do osso cortical (RICE *et al.*, 1988; CHOI *et al.*, 1990 *apud* RIETER, 1996; ASHMAN *et al.*, 1984 *apud* BAGGE 1999; RAFTOPOULOS *et al.*, 1993)

Osso Cortical	
Simetria Assumida	Propriedades Mecânicas
Ortotrópica	$E_1 = 12GPa$ a $20GPa$ $E_2 = 11GPa$ a $13,4GPa$ $E_3 = 6GPa$ a $20GPa$ $G_{12} = 4,53GPa$ $G_{13} = 5,61GPa$ $G_{23} = 6,23GPa$ $\nu_{12} = 0,376$ $\nu_{13} = 0,222$ $\nu_{23} = 0,235$
Transversalmente Isotrópica	$E_1 = E_2 = 11,5GPa$ $E_3 = 17GPa$ $G_{13} = G_{23} = 3,28GPa$ $\nu_{31} = \nu_{32} = 0,46$ $\nu_{21} = 0,58$
Isotrópica	$E_1 = 14,92GPa$ e $20,7GPa$

Para o osso trabecular as propriedades mecânicas são altamente dependentes da densidade aparente e das direções de orientação das trabéculas. Bagge (1999) apresenta alguns resultados com $E = 0,12GPa$ para uma amostra com densidade $\rho = 597kg/m^3$ e $E = 0,770GPa$ para uma amostra com densidade $\rho = 590kg/m^3$, as duas com taxa de deformação de $\dot{\epsilon} = 1,0s^{-1}$.

A dependência com relação a densidade aparente e a taxa de deformação sugere a existência de uma lei que possa relacionar tais variáveis. Uma relação muito utilizada foi proposta por Carter and Hayes (1976) e Carter and Hayes (1977). A relação inclui a dependência com o módulo de elasticidade (E em MPa), com a taxa de deformação ($\dot{\epsilon}$ em s^{-1}) e a densidade aparente (ρ em g/cm^3), tendo a forma:

$$E = 3790\dot{\epsilon}^{0,06}\rho^3 \tag{2.1}$$

Como uma alternativa para testes mecânicos, modelos micromecânicos têm sido desenvolvido para simular o comportamento material do osso cortical, a partir de modelos computacionais representando a estrutura trabecular. A reconstrução da estrutura trabecular é feita através de técnicas de tomografia computadorizada (TC). A estrutura original pode ser

reconstruída computacionalmente a partir de uma rede de pixel 3D (voxel). Neste método, os voxels utilizados na reconstrução computacional da estrutura óssea, são diretamente relacionados com as propriedades mecânicas através do número de Hounsfield (densidade obtida via TC). Como outra alternativa pode-se utilizar o método de homogeneização para determinar as propriedades efetivas do tecido ósseo. Tal método idealiza o osso como um material poroso com microestrutura periódica, a fim de determinar as propriedades macroscópicas do material.

Fukada e Yasuda (1957) estabeleceram os conceitos relacionados com as propriedades de piezoelectricidade do tecido ósseo desidratado. Em seus trabalhos, foi observado que o osso desidratado quando submetido a ações externas possui a capacidade de se tornar eletricamente polarizado e da mesma forma quando submetido a uma corrente elétrica pode sofrer variações de forma. Apesar disto, alguns estudos relacionados com as propriedades dielétricas e piezoelétricas do tecido ósseo hidratado colocaram em dúvida a piezoelectricidade do osso em todas as faixas de frequências fisiológicas (REINISH, 1975). Tais propriedades são importantes tanto para o entendimento do processo de remodelação óssea quanto para estimulação elétrica para auxílio no reparo de fraturas.

2.4 Adaptação Óssea

O processo de adaptação óssea (remodelação) ocorre durante toda a vida do indivíduo. Neste processo o material ósseo é continuamente removido e substituído por osso novo, em uma situação denominada homeostase óssea (COWIN, 2000).

As células responsáveis pela remodelação óssea são os osteoblastos e os osteoclastos, que atuam na deposição e reabsorção de material ósseo, respectivamente. Existem vários motivos que levam a esse processo, assim como, a desidratação ao longo do tempo que estimula a substituição do osso e o acúmulo de dano provocado ao longo do tempo (COWIN, 2000, RANTAMI & ZIDI, 2001). A remodelação é uma forma de resposta do organismo as mudanças estabelecidas, que é transmitida em forma de aumento ou diminuição da massa óssea conforme a demanda submetida (TABER, 1995).

Enquanto os processos de reabsorção e formação contrabalançam um ao outro (home-

ostase), a quantidade global de osso permanece constante. Uma quebra no balanço pode fazer com que um processo passe a dominar o outro, e conseqüentemente a quantidade global de osso diminui ou aumenta. Sabe-se que além de outros fatores, ainda desconhecidos, a alteração do padrão normal de carregamento mecânico experimentado pelo osso é capaz de perturbar o balanço entre os processos de reabsorção e formação óssea. Um aumento das solicitações sofridas pelo osso causa uma elevação da quantidade global de osso, enquanto uma diminuição destas solçitações causa sua redução (COWIN, 2001). Esta capacidade é denominada remodelação óssea mecanicamente induzida ou remodelação óssea adaptativo (VAN RIETBERGEN *et al.* 1993, KUIPER, 1993), sendo este o fenômeno focado neste trabalho.

A remodelação têm sido tipicamente separada em remodelação interna e remodelação externa, porém na realidade ambas ocorrem simultaneamente (HART, 2001). Na remodelação interna a geometria é assumida ser fixa, enquanto as propriedades materiais são alteradas com o passar do tempo. Já na remodelação externa, as propriedades materiais são assumidas fixas, enquanto a geometria é alterada com o passar do tempo. No contexto da adaptação óssea em torno de próteses de quadril, a remodelação interna têm sido mais utilizado, por representar um mecanismo relevante na avaliação da durabilidade da substituição protética (PAWLIKOWSKI *et al.* 2003). Nestes casos, a remodelação externa pode ser efetivamente ignorado. Por outro lado, o estudo da calcificação, formação de calosidades e patologias diversas requer o uso de ambas.

2.4.1 Lei de Wolff e a Adaptação Óssea

Históricamente, o conceito de que o tecido ósseo se adapta ao ambiente mecânico data de 1638 quando Galileu Galilei apontou a influência de fatores mecânicos na forma dos ossos. Entretanto, em 1867, um artigo intitulado “*Die Architektur der spongiosa*” do anatomista suíço Hermann von Meyer marcou o início das pesquisas sobre a influência de fatores mecânicos sobre a estrutura óssea. O artigo apresentou o desenho da estrutura trabecular que ele havia observado na extremidade proximal de um fêmur humano. Os desenhos apresentados por Meyer foram avaliados pelo engenheiro estrutural alemão, Karl Culmann, que observou a similaridade do esboço de von Meyer e as direções principais de tensão de uma barra curvada

(Figura 2.3)(TOVAR, 2004).

Através da comparação dos desenhos, Culmann & Von Meyer postularam a teoria direcional da estrutura trabecular: as trabéculas são orientados ao longo das direções principais de tensão. Porém, nenhuma tentativa foi feita para indicar que a orientação da estrutura trabecular é influenciada por estímulos mecânicos, mas apenas que a estrutura trabecular parece coincidir com as direções principais de tensão.

Em 1892, após uma análise da teoria de Culmann & Von Meyer, o anatomista e cirurgião ortopedista Julius Wolff propôs uma explicação para a distribuição do tecido ósseo, atualmente conhecida como Lei de Wolff. A idéia consiste numa visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade às diversas solicitações externas. Num local onde as tensões mecânicas passem a ser mais elevadas existirá deposição de matéria óssea, enquanto que em locais onde, a partir de determinado momento, as tensões diminuam substancialmente passará a existir reabsorção de matéria óssea. A este processo de reabsorção/deposição, de matéria óssea, dá-se o nome de remodelação óssea. A Lei de Wolff afirma ainda que, perante uma mudança de estímulos exteriores, a remodelação ocorre segundo direções preferenciais associadas às direções de maior tensão mecânica. Esta afirmação tem conduzido à elaboração dos mais variados modelos analíticos e empíricos nos últimos anos. Com os avanços da computação e o desenvolvimento de conceitos matemáticos associados à otimização de estruturas é possível ter uma maior compreensão do processo mecânico de remodelação óssea. Nestes modelos a Lei de Wolff surge associada a condições necessárias de estacionaridade de determinados funcionais. A discretização destes modelos matemáticos tem conduzido a simulações numéricas que, além de permitirem uma melhor compreensão do fenómeno de remodelação óssea, começam a desempenhar uma enorme ajuda na prática clínica .

2.4.2 Unidade Multicelular Básica (UMB)

O osso é renovado continuamente durante a vida adulta por células ósseas de diferentes origens. Tais células constituem uma unidade multicelular básica (UMB), que se organizam no tempo e espaço promovendo a substituição do osso antigo por osso neoformado. Esta unidade é composta por osteoclastos, que reabsorvem o osso antigo (acidificação e digestão

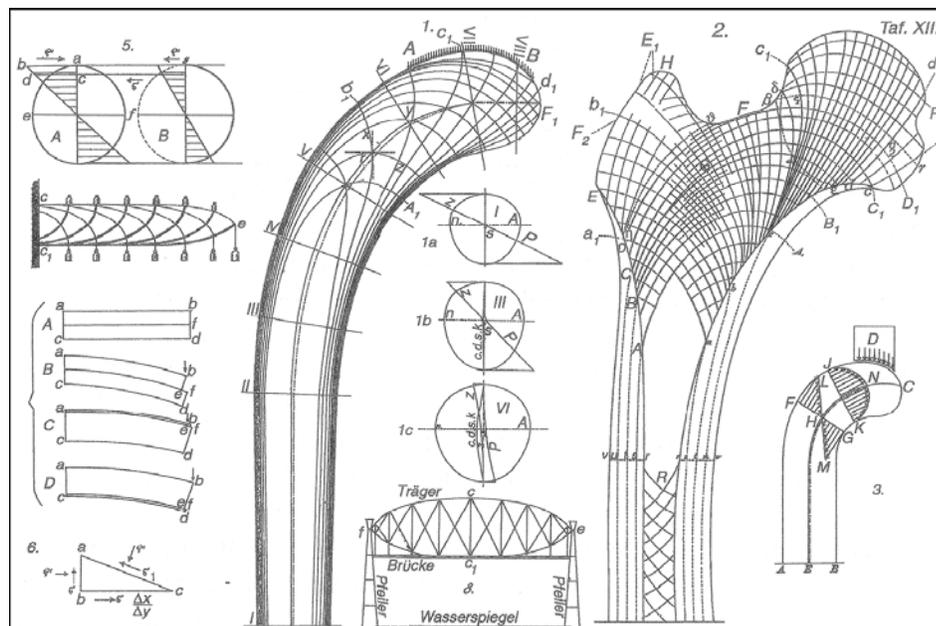


Figura 2.3: Esboços criados pelo anatomista Von Meyer (direita) com a representação da orientação trabecular num corte longitudinal no fêmur proximal humano e o esboço de uma barra curvada (esquerda) em processo de projeto pelo engenheiro estrutural C. Culmann (VON MEYER, 1867 *apud* COWIN, 2001).

proteolítica) e por osteoblastos que preenchem a lacuna escavada com uma matriz protéica (osteóide) e que posteriormente é mineralizado. Para que haja equilíbrio neste processo, é importante que os componentes celulares da UMB mantenham uma relação espacial e temporal bem equilibrada. Assim, a quantidade de osso reabsorvido e formado a cada ciclo será a mesma (PARTIFF, 1994).

O ciclo de remodelação óssea é dividido em quatro fases diferentes: ativação, reabsorção, formação e quiescência. A ativação é o primeiro estágio da remodelação óssea e inclui a ativação de células ósseas que estão em repouso. Ela representa a migração do osteoclasto precursor a uma área da superfície óssea a ser reabsorvida, fixação destas células precursoras e subsequentes fusão destas em osteoclastos multinucleados. A reabsorção inclui guiar os osteoclastos unidos ativados para a área de reabsorção óssea na qual eles irão degradar a matriz óssea mineralizada. Na fase de formação os osteoblastos diferenciam-se nos sítios previamente reabsorvidos e começam a depositar substância osteóide e osso. A formação óssea durante o ciclo de remodelação começa com a ativação dos preosteoblastos a diferenciarem-se em osteoblastos. Estes, primeiramente, depositam uma substância osteóide a qual é mine-

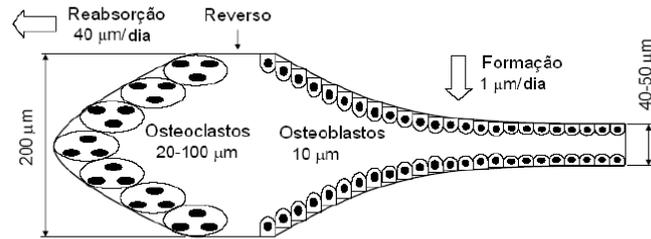


Figura 2.4: Unidade Multicelular Básica (ROESLER, 2006).

realizada. O completo preenchimento da lacuna é de crucial importância para a manutenção do nível constante de massa óssea. Por fim na fase da quiescência os osteoblastos tornam-se osteócitos, ou células revestidoras, ou desaparecem quando o preenchimento é completado (HEERSCHÉ *et al.*, 1998).

Capítulo 3

Articulação do Quadril

As articulações dos membros inferiores são especializadas em exercer funções de sustentação do peso e locomoção. O quadril é a principal articulação responsável pela sustentação do peso e por isso desempenha papel fundamental na marcha.

Uma série de processos articulares destrutivos e traumáticos afetam a articulação do quadril, tais como a artrite reumatóide, osteoartrose, fraturas e tumores ósseos. Quando métodos conservativos para o tratamento falham, é necessário substituir a articulação afetada por uma articulação protética artificial. Tal procedimento tem como foco a diminuição da dor e a restituição dos movimentos da articulação.

3.1 Termos Anatômicos

Na anatomia, existe uma convenção na qual as descrições do corpo humano são referidas a uma posição específica, denominada Posição de Descrição Anatômica. Nesta posição o indivíduo está em pé, ereto, de frente para o observador, com os membros superiores (extremidades) posicionados lateralmente, as palmas das mãos voltadas para a frente e os pés apoiados no chão.

Ao descrever a relação de partes do corpo ou a localização de um objeto em relação ao corpo, é necessário usar termos direcionais tais como:

- Direção transversal: é a direção apontando do centro para as laterais;
- Direção sagital: direção paralela ao chão, ligando a frente e as costas da pessoa;
- Direção vertical: é a direção apontando dos pés para a cabeça;

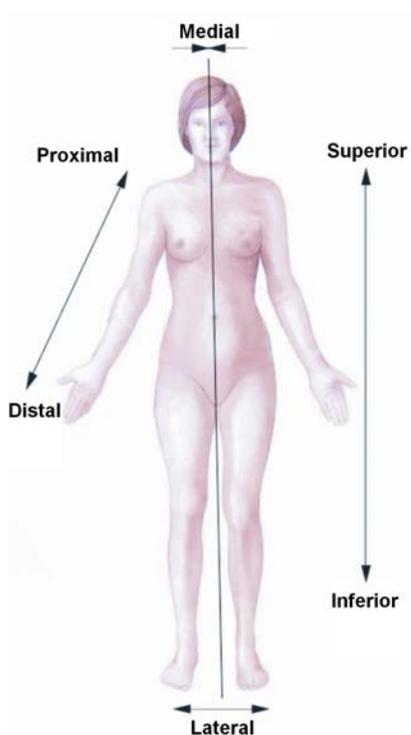


Figura 3.1: Posição anatômica e direções do corpo.

- Região Anterior: mais perto ou na frente do corpo;
- Região Posterior: mais perto ou no dorso do corpo;
- Região Antero-posterior: da frente para trás;
- Região Medial: para a linha média do corpo;
- Região Lateral: afastado da linha média do corpo;
- Região Proximal: mais próximo à origem do membro;
- Região Distal: mais distante da origem do membro.

3.2 Biomecânica da Articulação do Quadril

A biomecânica é o estudo do movimento e do efeito das forças internas e externas de um corpo baseado em análises quantitativas e qualitativas, utilizando parâmetros como: velocidade, direção, força, etc. As características e descrição do movimento fazem parte da cinesiologia, que complementa a abordagem descritiva da origem do deslocamento, e a fisiologia, por sua vez, estuda o funcionamento da articulação através da nutrição, irrigação e inervação das

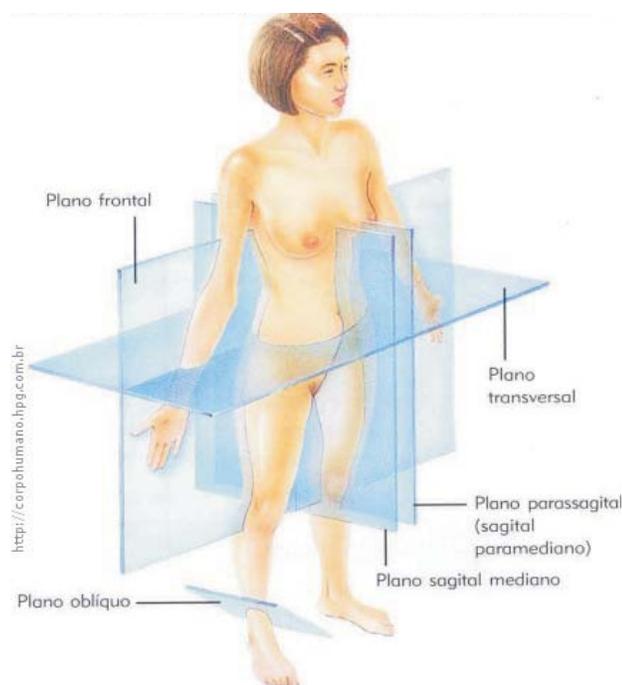


Figura 3.2: Planos anatômicos do corpo.

estruturas envolvidas (KAPANDJI, 1987).

As articulações do corpo humano governam essencialmente a capacidade de orientar os movimentos dos segmentos corporais. A estrutura anatômica de determinada articulação, como o quadril, varia pouco de uma pessoa para outra. O mesmo ocorre com as direções nas quais os segmentos corporais afixados, como tronco e perna, poderão movimentar-se ao nível da articulação. Entretanto, diferenças nas características estruturais dos tecidos moles circundantes resultam em diferenças nas amplitudes articulares de movimento (HALL, 2000).

Algumas articulações, como aquelas que se encontram entre os ossos planos do crânio (denominadas suturas) não apresentam movimento. Outras, num outro extremo, permitem uma grande amplitude de movimento, como por exemplo, a articulação do quadril. Esta, do ponto de vista mecânico, é do tipo junta esférica (*ball-and-socket joint*) e permite a rotação interna e a rotação externa, além dos movimentos do membro inferior para frente, para trás e para os lados.

As superfícies articulares são recobertas por cartilagem, um tecido liso, resistente e protetor que atua como amortecedor de choques e redutor do atrito. As articulações sinoviais possuem um revestimento (membrana sinovial) que as envolve, formando uma cápsula arti-

cular. As células do tecido sinovial produzem um líquido transparente (líquido sinovial) que preenche a cápsula, reduzindo ainda mais o atrito e facilitando o movimento.

Os músculos esqueléticos, responsáveis pela postura e pelos movimentos, estão unidos aos ossos e dispostos em grupos opostos em torno das articulações. Por exemplo, os músculos que flexionam o cotovelo (bíceps braquial) sofrem a oposição de músculos que estendem o cotovelo (tríceps braquial). Os tendões são cordões resistentes de tecido conjuntivo que inserem cada extremidade de um músculo ao osso. Os ligamentos são tecidos semelhantes aos tendões que circundam as articulações e conectam um osso a outro. Os ligamentos ajudam no reforço e estabilização das articulações, permitindo os movimentos somente em determinadas direções.

Após o conhecimento anatômico e fisiológico das articulações, pode-se distinguir os tipos de movimentos realizados, tais como flexão, extensão, rotação, abdução, etc., e associá-los aos planos e eixos ocorridos em relação a um sistema de referência, especificando a posição de um corpo ou segmento no espaço e às características de sua movimentação.

3.2.1 Anatomia e Fisiologia

A articulação do quadril conecta o tronco e os membros inferiores e está localizada na interseção do osso da pelve com o fêmur (Figura 3.3). É conhecida como uma articulação do tipo junta esférica, formada pela união da cabeça do fêmur com o acetábulo. A cabeça femoral possui formato esférico na sua porção articuladora, formando dois terços de uma esfera. O seu diâmetro normalmente é menor em indivíduos do sexo feminino (Tabela 3.1). Em uma articulação normal, o centro da cabeça femoral coincide exatamente com o centro do acetábulo. O acetábulo possui formato côncavo e forma um ângulo oblíquo em direção anterior, lateral e inferior.

Na articulação sadia tanto a cabeça do fêmur quanto o acetábulo são recobertos pela cartilagem articular, que atua como amortecedor da articulação. O espaço entre as superfícies articulares é preenchido com líquido sinovial que permite uma movimentação suave, praticamente sem atrito.

Vários ligamento volumosos e resistentes também contribuem para a estabilidade do quadril. O ligamento iliofemoral e o ligamento pubofemoral fortalecem a cápsula articular

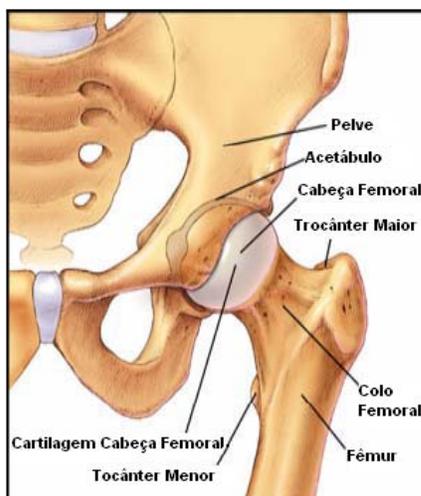


Figura 3.3: Articulação do quadril (www.centerpulseorthopedics.com)

anteriormente, com o reforço posterior por parte do ligamento isquiofemoral. A tensão nesses ligamentos principais atua rodando a cabeça do fêmur dentro do acetábulo durante a extensão do quadril, como ocorre quando a pessoa passa da posição sentada para ereta. Dentro da cápsula, o ligamento redondo proporciona uma fixação direta do acetábulo com a cabeça do fêmur (HALL, 2000).

Tabela 3.1 : Dimensões do fêmur na região proximal (BRONZINO, 2000)

Parâmetro	Feminino	Masculino
Diâmetro da cabeça femoral (mm)	45,0 ± 3,0	52,0 ± 3,3
Ângulo Cérvico-diafisário (°)	133 ± 6,6	129 ± 7,3

De acordo com o tipo de movimento, os músculos do quadril podem ser divididos em quatro grupos: os adutores localizados na parte medial da articulação, os abdutores localizados na parte lateral da articulação, os flexores na parte anterior da articulação e os extensores na parte posterior da articulação.

O fêmur é o principal osso responsável pela sustentação do peso, sendo o mais longo, o mais volumoso e o mais resistente do corpo. O colo do fêmur forma, com a diáfise do fêmur, o ângulo Cérvico-diafisário direcionando o fêmur medialmente e para baixo em direção ao acetábulo. Este mesmo ângulo varia de acordo com idade, sexo e maturação óssea, seu valor médio no adulto é de 130°, quando este ângulo apresenta-se excessivo denomina-se de coxa valga, e quando diminuído, coxa vara (HALL, 2000).

No idoso a incidência de fraturas transtrocanterianas é discretamente superior as do colo femoral. (pela osteoporose). O colo adicionalmente tem uma região que corresponde a ossificação da apófise do pequeno trocânter que promove maior resistência mecânica (calcar femoral).

3.2.2 Movimentos e Forças na Articulação do Quadril

O quadril é a articulação proximal do membro inferior, possui três eixos e três graus de liberdade. Eixo transversal: situado num plano frontal, em volta do qual se efetuam os movimentos de flexão-extensão; Eixo ântero-posterior: situado num plano sagital que passa pelo centro da articulação, em volta do qual se efetuam os movimentos de abdução-adução; Eixo vertical: permite os movimentos de rotação interna e externa.

A flexão do quadril é o movimento que leva a face anterior da coxa ao encontro do tronco, de modo que a coxa e o conjunto do membro inferior são levados para diante do plano frontal que passa pela articulação. A amplitude da flexão varia de 90° a 120°. Os músculos que atuam durante a flexão são: o ilíaco, psoas maior, pectíneo, reto femoral, sartório e tensor da fáscia lata. A extensão leva o membro inferior para trás do plano frontal. A amplitude da extensão do quadril é notavelmente menor que a da flexão pois é limitada pela entrada em tensão do ligamento iliofemoral, 20° a 30°. Os músculos que atuam durante a extensão são: glúteo máximo, isquiotibiais. A abdução leva o membro inferior diretamente para fora e afasta-o do plano de simetria do corpo. O glúteo médio é o principal abductor do quadril, com a ajuda do glúteo mínimo. A adução leva o membro inferior para dentro e aproxima-o do plano de simetria do corpo. Os adutores do quadril são os músculos que cruzam a articulação medialmente e incluem o adutor longo, adutor curto, adutor magno e grácil. A rotação lateral é o movimento que leva a ponta do pé para fora, enquanto que a rotação medial leva a ponta do pé para dentro. Inúmeros músculos contribuem para a rotação lateral, seis deles funcionam exclusivamente como rotadores laterais. São eles o piriforme, gêmeo superior, gêmeo inferior, obturador interno, obturador externo e quadrado femoral. O principal rotador medial é o glúteo mínimo, com a ajuda do tensor fáscia lata, semitendinoso, semimenbranoso e do glúteo médio (HALL, 2000). Na figura 3.4 é mostrada a posição de cada músculo.

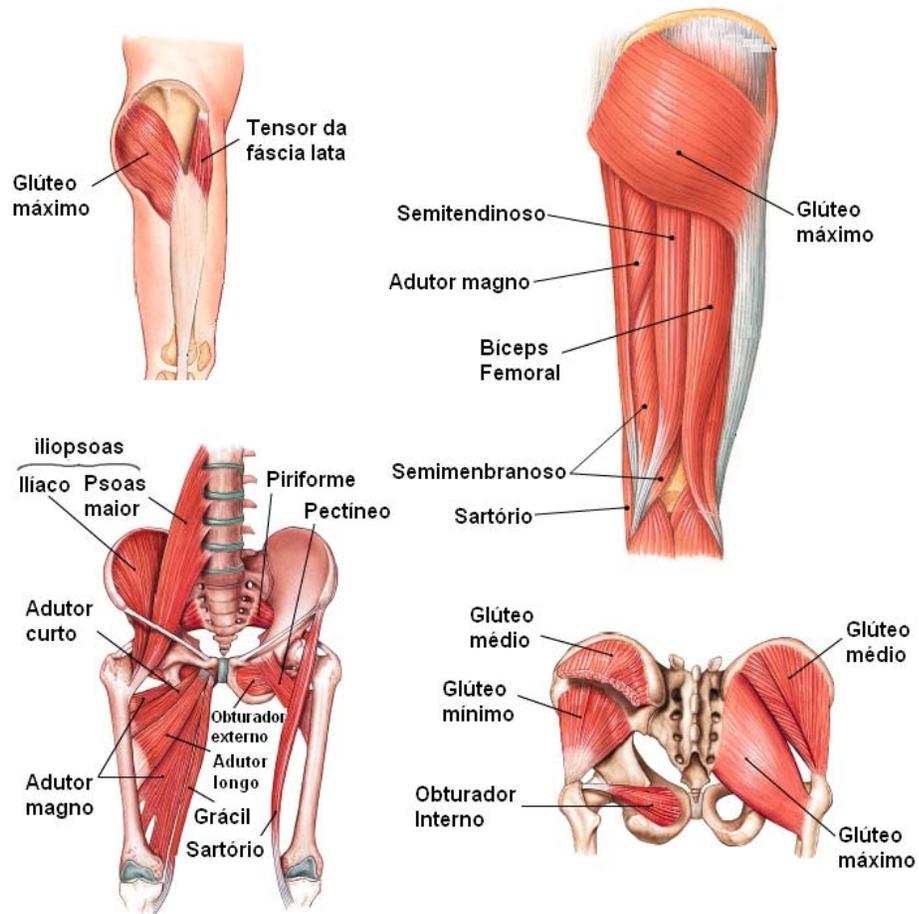


Figura 3.4: Representação dos músculos da articulação do quadril (<http://cwx.prenhall.com/bookbind/pubbooks/martinidemo/>).

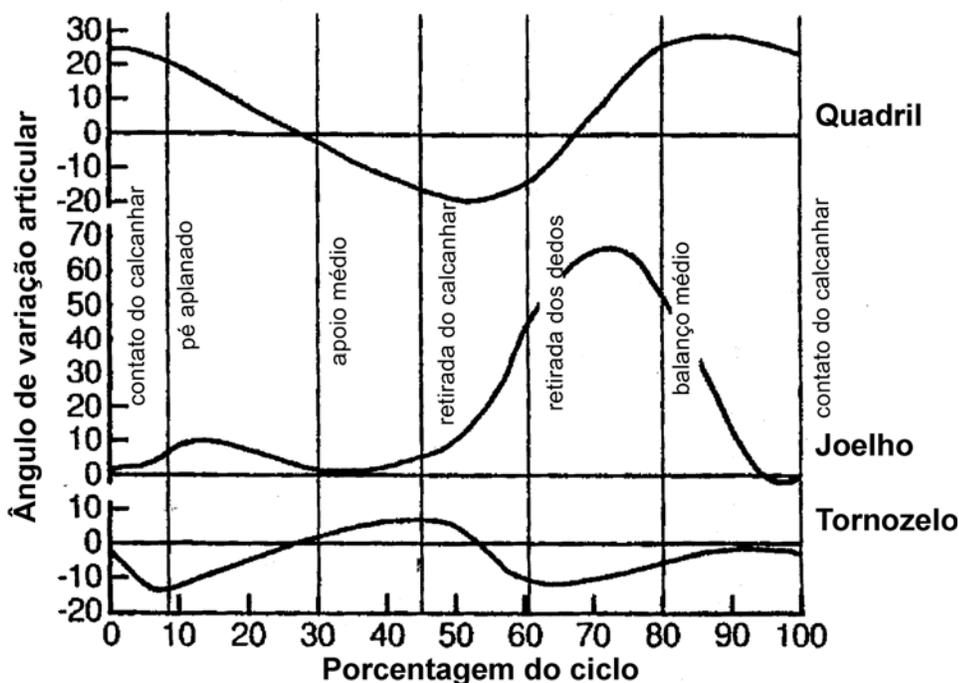


Figura 3.5: Representação gráfica das fases da marcha humana.(ALLARD, 1995)

Como em todas as articulações com três graus de liberdade, o movimento de circundução do quadril define-se como sendo a combinação dos movimentos elementares simultaneamente em volta dos três eixos.

Durante o ciclo normal da marcha (Figura 3.5), o quadril move-se em uma amplitude de movimento em torno de 45° (10° de extensão na fase terminal do apoio para 35° de flexão no meio do balanço e contato inicial) (ALLARD, 1995). Ocorre também alguma inclinação pélvica lateral e rotação (aproximadamente 8°) que requerem abdução/adução e rotação interna/externa do quadril. Os flexores se opõem a extensão do quadril no final da fase de apoio, e então contraem-se concentricamente para iniciar o balanço. Já os extensores se opõem ao momento flexor no contato inicial do pé, então o glúteo máximo inicia a extensão do quadril. Os abdutores do quadril controlam a inclinação pélvica durante o balanço da perna oposta.

Nos últimos anos tem-se concentrado muitos esforços na tentativa de caracterizar as forças que atuam na articulação do quadril. Grande parte das dificuldades surgem pois é muito difícil realizar experiências *in vivo*. Kotzar *et al.* (1991) e Bergman *et al.* (2002) obtiveram

dados realísticos das forças de contato na articulação do quadril a partir de próteses instrumentadas e utilizando dados a partir de telemetria. As descobertas mais importantes estão relacionadas com a caminhada lenta, com velocidade de 3 Km/h, onde a força máxima foi em média 270% PC (Peso Corporal), enquanto durante a corrida a 7 Km/h indicou picos de 550% PC. A medida que a velocidade da marcha aumenta, a carga sobre o quadril também aumenta.

As forças dos músculos tem sido determinadas a partir de técnicas de otimização que visam maximizar a resistência muscular, pois presupõe-se que para realizar as tarefas cotidianas o sistema musculoesquelético utiliza a melhor combinação possível de músculos a fim de cumprir tal função objetivo. Crowninshield & Brand (1981) determinaram a força muscular assumindo que a máxima resistência de contração do músculo está associada com o nível de tensões do tecido muscular, isto quer dizer que altas cargas podem ser suportadas somente por curtos espaços de tempo enquanto cargas menores podem ser suportadas por mais tempo (Figura 3.6). O problema foi resolvido considerando as forças ao longo do tempo e durante o ciclo da marcha. Os picos de carga encontrados em tal modelo, para os músculos considerados, corresponde a: glúteo máximo de 140% PC, glúteo médio 230% PC e glúteo mínimo de 40% PC. Um trabalho mais completo foi realizado por Pedersen (1997). As forças são também determinadas a partir da maximização da resistência muscular. Os valores encontrados correspondem a: glúteo máximo de 70% PC, glúteo médio 52% PC e glúteo mínimo de 20% PC.

A determinação dos carregamentos sofridos pelo fêmur humano é uma tarefa complicada, pois os mesmos apresentam valores de pico dependentes do paciente, da atividade realizada e da técnica de medição utilizada. A literatura mostra que considerando-se vários casos de carga é possível conseguir uma situação representativa dos movimentos do corpo humano.

3.3 Artroplastia Total do Quadril (ATQ)

A capacidade de substituir articulações danificadas por próteses tem beneficiado uma série de indivíduos que apresentavam limitações de movimento. Uma das causas da perda do movimento está relacionada com a degeneração da cartilagem que recobre a articulação,

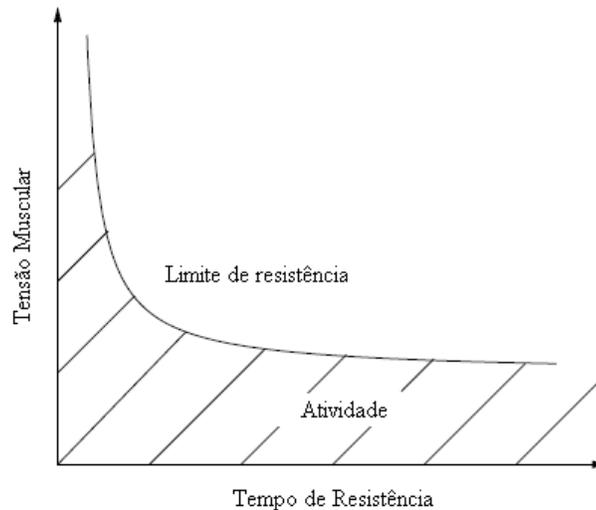


Figura 3.6: Gráfico Tensão x Tempo de resistência muscular (CROWNINSHIELD & BRAND, 1981)

causando dor e perda dos movimentos. Ao contrário do tecido ósseo, a cartilagem possui uma capacidade muito limitada de reparo. Portanto, quando exposta a condições severas, o dano é permanente e agressivo.

A artroplastia ou prótese total do quadril se caracteriza pela substituição ou troca da articulação natural do quadril por uma artificial. O restabelecimento da função articular e o retorno dos pacientes às atividades diárias, de maneira indolor, são os objetivos da ATQ, promovendo a melhoria da qualidade de vida.

No procedimento cirúrgico (Figura 3.7), as regiões da cabeça e parte do colo femoral são removidas e substituídas por uma prótese metálica com extremidade de formato esférico que, quando encaixada ao componente acetabular, permite a reprodução dos movimentos da articulação. O conjunto haste metálica/cabeça constitui a prótese endo-femoral, que deve ser inserida dentro da cavidade medular da diáfise óssea, para que as cargas suportadas pela articulação sejam artificialmente transmitidas ao fêmur.

Charnley (1961), estabeleceu os fundamentos básicos da ATQ, quando desenvolveu uma artroplastia com um componente femoral de metal e um componente acetabular de politetrafluoretileno, fixados ao tecido ósseo com cimento (metilmetacrilato). Os bons resultados iniciais, com o decorrer do tempo, deram lugar a problemas relacionados com a elevada

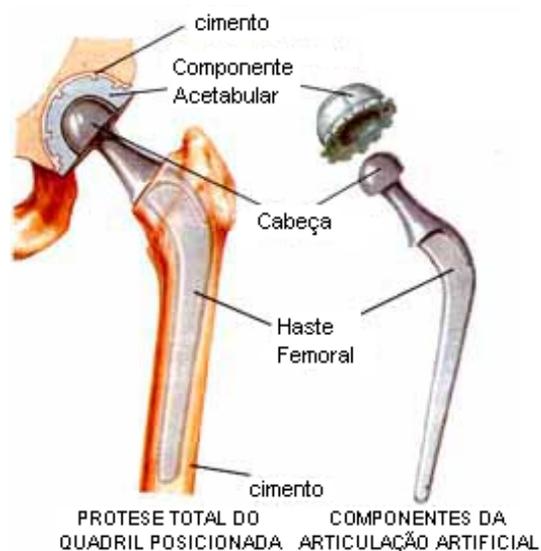


Figura 3.7: Representação esquemática da artroplastia total de quadril.

incidência de soltura dos componentes, principalmente do acetabular (STAUFFER, 1982). Tais problemas tinham vários motivos: falha na fixação com o cimento acrílico; posicionamento inadequado dos componentes; ação osteolítica das partículas de politetrafluoretileno e do metal sobre o tecido ósseo; técnica cirúrgica inadequada e excesso de atividade física.

Partindo dessas observações, começaram a surgir novos conceitos a fim de reduzir as causas responsáveis pela soltura precoce dos componentes. Alguns dos principais aspectos para o sucesso da ATQ estão relacionados com o material da prótese, formato dos componentes e métodos usados para a fixação do implante. Estes aspectos são fundamentais para a determinação das condições de transferência de carregamento para o fêmur. A obtenção de um ambiente mecânico saudável contribui para a longevidade da substituição, pois o tecido ósseo tem a capacidade de responder diante das alterações de carregamento, através do processo de remodelação óssea.

Com relação as técnicas de fixação, destacam-se duas: (1) fixação com cimento, polimetilmetacrilato, conhecida como prótese cimentada. Este tipo de fixação têm sido usada há cerca de quatro décadas e apresenta bons resultados para idosos. Entretanto, para pacientes mais jovens e pacientes obesos apresentou alto índice de falha (51% para pacientes com menos de 45 anos de idade, que impõem maiores cargas a articulação) (HOFFMAN *et al.*, 2000), o

que motivou a pesquisa sobre métodos alternativos de fixação. (2) Já a fixação sem cimento vem sendo utilizada a duas décadas e ainda encontra-se em desenvolvimento. Esta técnica será tratada com mais ênfase neste trabalho.

3.3.1 Próteses Fixadas Sem Cimento

Atualmente as próteses não cimentadas representam 35% do mercado europeu e são consideradas as mais promissoras devido aos bons resultados apresentados (ORLIK, 2003). Próteses não cimentadas são classificadas em relação ao método de fixação inicial como: ajustadas sob pressão (*press-fitted*) e por adesão geométrica. Ambas objetivam a fixação biológica que pode ser por crescimento ósseo no interior dos microporos (*bone ingrowth*) ou por deposição óssea na superfície do implante (*bone ongrowth*). Para o *bone ingrowth* é necessário que a haste tenha microporosidades, seja na forma microesferas de titânio ou Cromo-Cobalto, tela de titânio, ou aspersão em plasma frequentemente de titânio. Para o *bone ongrowth* pode-se utilizar simplesmente o jateamento em hastes cônicas e caneladas. Próteses ajustadas sob pressão possuem formato cônico e são ajustadas na cavidade medular via interferência mecânica, basicamente caracteriza-se como uma prótese solta que é ajustada conforme o nível de solicitação.

A estabilidade inicial da prótese, na hora da cirurgia, é crítica para o sucesso da fixação sem cimento. A geometria da prótese, materiais biológicos, textura da superfície, técnicas cirúrgicas e a qualidade do osso do paciente influenciam muito no sucesso clínico destas próteses.

O projeto de próteses deve ser baseado em análises cinemáticas e na dinâmica dos carregamentos atuantes na articulação do quadril. As superfícies da articulação devem possuir baixo coeficiente de atrito e alta resistência ao desgaste. Algumas décadas de estudos resultaram em vários projetos de próteses e aplicações com diversos tipos de materiais.

Especificamente tratando-se do projeto da hastes femorais fixadas sem cimento, estas devem apresentar uma geometria que se aproxime do mecanismo natural de transferência de cargas para o fêmur. Naturalmente sabe-se que as tensões são distribuídas ao longo da seção transversal do fêmur e os principais modos de carregamento são flexão e compressão axial. Já no estado pós-operatório a distribuição de tensões apresenta-se totalmente diferente,

pois a forma pela qual as cargas são transmitidas passa a ser principalmente através de esforços cisalhantes, na interface osso-implante (HUISKES, 1989). Adicionalmente as tensões devido ao momento fletor, sentidos pelo osso, são reduzidas devido a alta rigidez da prótese, tipicamente dez vezes maior do que a rigidez óssea (JOSHI *et al.*, 2000).

Com relação aos materiais empregados na fabricação de hastes, estes devem apresentar características de biocompatibilidade e resistência mecânica suficientes para suportar os carregamentos impostos a articulação. Os materiais mais utilizados em hastes femorais são ligas de Cr-Co, ligas de Titânio e aço inoxidável (PARK, 2003). Deve-se resaltar que as propriedades mecânicas afetam o padrão de carregamento sofrido pelo fêmur. Quanto mais rígida a haste menor a transmissão de carregamento na região proximal (JOSHI, 2000). Em contrapartida, hastes com menor rigidez transmitem mais carga para a região proximal mas induzem altas tensões interfaciais.

3.3.2 Complicações na Utilização de ATQ Sem Cimento

A ocorrência de falhas em implantes e prótese durante o uso não é rara, e torna-se cada vez mais necessário que os usuários do sistema de saúde, os hospitais e os profissionais da área se acautelem em relação às complicações que a falha de um implante ou prótese pode causar. As falhas podem ser desencadeadas por vários fatores, como na seleção do material, erros de projeto, na produção e na colocação do implante; falhas de reparação do osso; ou ainda pela combinação desses fatores (FERRAZ, 1997, AZEVEDO & HIPPERT, 2002).

As falhas associadas à utilização do sistema osso/prótese podem ser distinguidas entre falhas de *estabilidade primária*, *estabilidade secundária* e *estabilidade terciária*. Estabilidade primária pode ser definida como o potencial da articulação não falhar como mecanismo, já a estabilidade secundária é entendido o potencial do sistema osso/prótese para prevenir e suportar a deterioração devido às adaptações biológicas (PRENDERGAST & TAYLOR,1992). A estabilidade terciária têm sido empregada para indicar o colapso estrutural do conjunto.

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

Problemas na interface osso-prótese estão associados com a ocorrência de micromovimentos excessivos entre prótese e osso e concentração de tensões na região interfacial. A obtenção de uma região interfacial estável, propícia ao processo de osseointegração, tem sido objeto de estudo de inúmeros pesquisadores (ORLIK *et al.*, 2003, TESTI *et al.*, 2004, VICECONTI *et al.*, 2000, BUCHLER *et al.*, 2000). Jasty *et al.* (1997) mostraram, através de estudos *in vivo*, que micromovimentos de pequena amplitude ($20\mu m$) não influenciam a osseointegração em torno da prótese, mas amplitudes maiores do que $150\mu m$ impedem a formação de tecido ósseo e resultam na formação de tecido fibroso, em torno do componente, através da diferenciação de células em fibroblastos. Além de impossibilitar a osseointegração, os micromovimentos relativos danificam o tecido ósseo recém formado pelo processo de reparo (PULEO & NANCI, 1999). A presença de folga entre a haste e o tecido ósseo, logo após a implantação, é outro fator negativo tanto para o processo de osseointegração quanto para a estabilidade primária da prótese. Para que ocorra contato íntimo entre o osso e o implante é necessário que a cavidade medular seja ajustada ao tamanho da haste.

A reabsorção óssea adaptativa e a osteólise em torno da parte proximal da prótese são considerados os principais impedimentos para a longevidade da artroplastia de quadril. A osteólise é a destruição óssea localizada, ocasionada mais frequentemente pela reação orgânica às partículas oriundas do desgaste da superfície articular. Esta condição leva a reabsorção óssea progressiva e compromete a reconstrução articular protética. Por outro lado a reabsorção óssea adaptativa promove a perda da densidade óssea mineral. A causa deste fenômeno é atribuída à interação de processos mecânicos e biológicos. Como citado anteriormente, na condição natural o fêmur é carregado ao longo de toda a seção transversal através de flexão e compressão axial. Após a colocação de uma prótese a transferência de cargas compressivas na região proximal é reduzida, pois passam a ser transmitidas através de forças cisalhantes na interface osso-implante (Figura 3.8). Devido a prótese apresentar uma rigidez muito maior em relação a rigidez do tecido ósseo, parte dos carregamentos não são mais sentidos pelo osso localizado na região proximal. O efeito da redução do carregamento no tecido ósseo na vizinhança do implante é chamado '*stress-shielding*'. Este fenômeno, caracterizado pela reabsorção óssea, é um problema sem sintomas, que gradualmente compromete a estrutura óssea e aumenta a probabilidade de fratura.

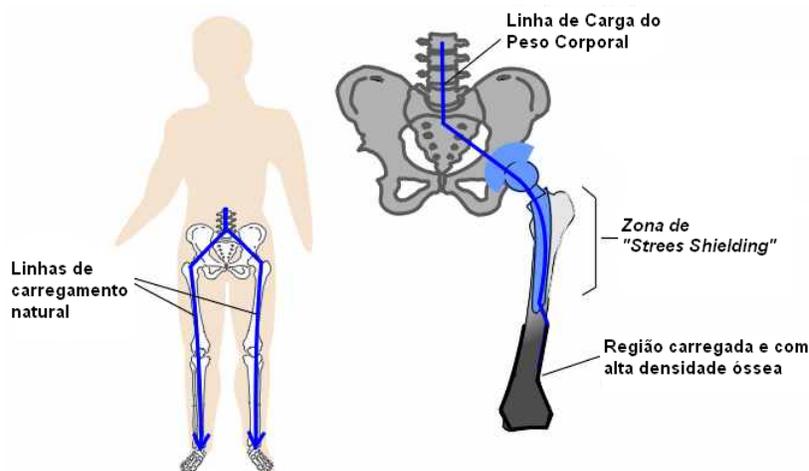


Figura 3.8: Desenho esquemático das linhas de transferência de carga antes e após a colocação de uma prótese (www.totaljoints.info)

3.3.3 Sinais Radiológicos para Avaliação da ATQ

A avaliação das mudanças no volume periprotético, devido ao processo de adaptação óssea, são referenciadas a partir de sete regiões, demarcadas na vista antero-posterior do fêmur e denominadas como regiões de Gruen (GRUEN *et al.* 1978) (Figura 3.9). Estas regiões são avaliadas segundo evidências radiológicas para caracterização dos modos de falha de próteses.

Já as características radiológicas de fixação, relativas a interface osso/prótese, e de estabilidade, relacionadas com a ausência de movimento relativo do sistema osso/prótese, são realizadas segundo o método de avaliação radiológica de Engh (ENGH *et al.* 1990). O método de avaliação radiológica de Engh (*Engh's Hip Score*) é um método simples que se baseia na avaliação de sinais diretos e indiretos, tanto de crescimento ósseo como de estabilidade do implante. Esses sinais, depois de analisada sua presença ou ausência, são levados a uma tabela que finalmente fornece uma nota para o caso, permitindo assim seu enquadramento em fixação por crescimento ósseo, crescimento ósseo provável, encapsulação fibrosa estável e finalmente instável.

No método de Engh, os sinais radiológicos são classificados em diretos e indiretos. Os sinais diretos são aqueles notados na interface osso/prótese, já os indiretos estão relacionados com o padrão de remodelação óssea no volume periprotético. Engh destaca como sinais diretos de crescimento ósseo, a ausência de linhas de demarcação ao redor da superfície

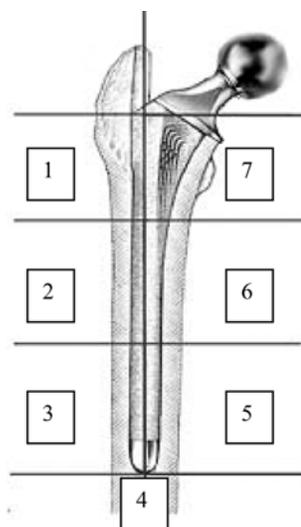


Figura 3.9: Vista antero-posterior do fêmur com prótese, com a representação das sete regiões de Gruen. (DUMBLETON *et al.*, 2004).

porosa do implante e a presença de pontos de união (*spot welds*), definidos como pontes ósseas unindo a superfície endostal do osso à superfície porosa da prótese. Já os sinais indiretos são representados pela estabilidade distal da haste femoral (regiões 3, 4 e 5), formação de pedestal abaixo da ponta distal da haste (regiões 3, 4 e 5) e remodelação na região do calcar, ou seja, atrofia ou hipertrofia (regiões 1 e 7).

Capítulo 4

Adaptação Mecânica do Tecido Ósseo

O processo de adaptação do tecido ósseo, também conhecido como remodelação, tem sido tipicamente separado em remodelação externa e remodelação interna. Na realidade, ambos ocorrem simultaneamente (HART, 2001). Na remodelação externa, as propriedades materiais são assumidas fixas, enquanto a geometria se modifica em função do tempo. Já na remodelação interna a geometria é assumida ser fixa, enquanto as propriedades materiais são função do tempo. Em um modelo contínuo do material ósseo adaptativo, estas modificações das propriedades do material, que resultam na mudança da rigidez local do osso, pode ser descrita em termos de mudanças na densidade aparente $\rho(t)$ e nos eixos de orientação material $\phi(t)$ que ocorrem em cada ponto do osso em função do carregamento aplicado. As mudanças temporais de ρ e ϕ implicam em um caráter evolutivo do tensor de elasticidade $C_{ijkl}(t)$, sendo precisamente a forma e as consequências desta evolução o objeto perseguido nas simulações. A remodelação interna é atualmente mais estudado, por representar um mecanismo relevante na avaliação da durabilidade da substituição protética (PAWLIKOWSKI *et al.*, 2003).

A grande maioria dos modelos de remodelação óssea utilizam modelos de comportamento mecânico baseados em elasticidade linear, para o comportamento do tecido ósseo, pois a hipótese de comportamento elástico linear, ortotrópico ou mesmo transversalmente isotrópico pode fornecer uma descrição material razoável, contanto que a não homogeneidade óssea seja considerada (COWIN, 2003, RIETER, 1996).

4.1 Teorias de Adaptação Óssea

4.1.1 Adaptação Óssea Periprotética

O conceito de que o tecido ósseo se adapta ao ambiente mecânico foi apresentado em 1638 por Galileu Galilei, através da hipótese da dependência da forma dos ossos em relação ao carregamento por eles suportado. Entretanto, foram os desenhos do anatomista suíço Hermann von Meyer (1867) que marcaram o início das pesquisas sobre as influências do ambiente mecânico em relação a estrutura óssea. Os desenhos de von Meyer serviram como base para o engenheiro alemão Karl Culmann concluir, através de suas pesquisas, que as trabéculas se alinhavam com as direções principais de tensões. Anos mais tarde as observações de Culmann inspiraram o anatomista e cirurgião ortopédico alemão Julius Wolff a propor a hipótese de que as trabéculas se interceptavam perpendicularmente, devido à já então conhecida perpendicularidade das direções principais de tensão. Propôs também que, quando por algum motivo patológico ou devido algum trauma estas direções eram alteradas, a remodelação funcional reorientaria as trabéculas de tal forma que estas se alinhassem novamente com as direções principais de tensão. Wolff relatou suas idéias em detalhes no livro *Das Gesetz der Transformation der Knochen* (Wolff, 1892 *apud* TOVAR, 2004), mais tarde traduzido para o inglês como *The Law of Bone Remodelling* (Wolff, 1986 *apud* TOVAR, 2004). Atualmente seus conceitos são conhecidos como *Wolff's Law* ou em português a Lei de Wolff (TOVAR, 2004, BAGGE, 1999, ROESLER, 2006).

Outro pesquisador da mesma época foi Roux (1881 *apud* TOVAR, 2004) que, inspirado pela teoria da evolução de Darwin, incorporou as idéias de Wolff e propôs a teoria de adaptação funcional de estruturas biológicas e órgãos. Roux acreditava que a teoria de adaptação funcional poderia ser aplicada para qualquer sistema biológico, isto é, desde que o sistema fosse movido por algum estímulo funcional, este teria a capacidade de se adaptar as suas funções. A adaptação funcional do tecido ósseo passou a ser correlacionada com o problema de otimização estrutural de máxima rigidez com massa restrita (TOVAR, 2004).

Muitos anos depois, em 1964, Frost *apud* Tovar, (2004) apresentou a primeira descrição matemática para a remodelação óssea e definiu grande parte da terminologia utilizada até hoje nesta área. Frost sugeriu que a média temporal das deformações atuava como variável de

controle para o processo de remodelação, e que se a média superasse certo valor de equilíbrio as atividades osteoclásticas e osteoblásticas seriam ativadas.

Pauwels (1965) *apud* Tovar, (2004) assumiu a existência de um nível ótimo de estímulo mecânico através do qual haveria um equilíbrio entre deposição e reabsorção óssea. O estímulo mecânico considerado por Pauwels era a tensão axial σ . Valores de tensão acima do ponto ótimo provocariam a deposição óssea enquanto valores abaixo conduziriam a reabsorção óssea. Quando propôs este modelo Pauwels estava interessado na remodelação externa de ossos longos, basicamente expostos a carregamentos de flexão, e portanto não levou em consideração a natureza tensorial das tensões. A idéia de Pauwels foi formalizada por Kummer (1972) *apud* Tovar, (2004) através de uma equação cúbica onde a adaptação óssea é expressa como uma função cúbica da tensão axial, esta equação é dada por:

$$\frac{dm}{dt} = c(\sigma - \sigma_u)(\sigma - \sigma_n)(\sigma - \sigma_o) \quad (4.1)$$

onde $\frac{dm}{dt}$ é a taxa de variação de massa óssea em relação ao tempo, c é um coeficiente ajustado empiricamente, σ é a tensão axial, σ_n, σ_u e σ_o são as tensões de referência axial, sendo que, $\sigma_u \leq \sigma \leq \sigma_o$ e $\sigma_n = (\sigma_u - \sigma_o)/2$.

Uma grande evolução com relação as teorias de adaptação óssea ocorreu a partir da série de trabalhos publicados por Cowin e Hegedus em 1976. A hipótese básica da Elasticidade Adaptativa é que as propriedades adaptativas do tecido ósseo podem ser determinadas a partir de reações químicas que ocorrem no meio poroso, e tais reações são controladas pelo nível de deformação. O objetivo era modelar o osso como um material elástico poroso, constituído de sólido e fluidos, onde a adaptação óssea capaz de alterar a porosidade do meio seria controlada pelo nível de deformação. A partir da implementação deste modelo Cowin e Hegedus (1976) mostraram que um osso não-homogêneo de formato cilíndrico poderia se tornar homogêneo quando submetido a um estado de deformação uniforme.

Em Firoozbakhsh e Cowin (1981), foi apresentado um modelo de adaptação que assume a existência de uma região de equilíbrio (homeostase), controlada pelo nível de deformação. Esta teoria assume que a diferença (ou erro) entre os valores atuais de deformação e os valores de referência, na mesma posição, representam a força diretora para a adaptação óssea. As componentes do tensor de deformação são consideradas como estímulo e devido à

dependência com relação a posição, esta teoria implica em um critério localmente específico. A taxa de adaptação é expressa como:

$$U = C_{ij}(\varepsilon_{ij} - \varepsilon_{ij}^o) \quad (4.2)$$

onde U representa a taxa de deposição ou reabsorção, ε_{ij} é o tensor deformação atual, ε_{ij}^o é o tensor deformação de referência e C_{ij} é a matriz dos coeficientes de remodelação, determinados empiricamente. Estes valores são normalmente determinados a partir de uma análise do corpo sem a prótese.

Fyhrie e Carter (1986) assumiram o osso como um material auto-otimizável. Eles postularam que o osso tem a capacidade de ajustar a densidade e alinhar as trabéculas para qualquer ambiente de carregamento, de modo a minimizar ou maximizar alguma função objetivo. Foram propostas duas funções objetivos independentes: a primeira baseada na energia de deformação; a segunda baseada na tensão de ruptura. A utilização do princípio baseado na densidade de energia de deformação otimizaria com relação a rigidez enquanto a utilização da tensão de ruptura otimizaria com relação a resistência. Ambas as funções objetivo são capazes de prever a orientação trabecular de acordo com as hipóteses de Roux, von Meyer, Culmann, e Wolff e também a distribuição de densidade óssea.

Frost, (1987) *apud* Tovar, (2004) intruduziu a teoria mecano-estática que prediz quando o remodelação será ativado. A teoria mecano-estática começa com a definição de uma deformação efetiva mínima (DEM) que deve ser excedida de modo a ativar a resposta adaptativa. Frost sugere que há uma faixa de valores de deformação nos quais ocorre equilíbrio e nenhuma atividade adaptativa é iniciada. Deformações acima desta faixa provocarão aumento de massa óssea enquanto valores abaixo causarão perda de massa óssea. O nível de equilíbrio foi definido entre 200 e 2500 $\mu m/m$ para compressão e entre 200 e 1500 $\mu m/m$ para tração. Neste modelo, deslocamentos acima de 4000 $\mu m/m$, tanto para tração quanto para compressão, provocam dano.

4.1.2 Adaptação Óssea Interfacial

Por muito tempo acreditou-se ser inevitável a formação da cápsula de tecido fibroso ao redor de um implante metálico quando introduzido no tecido ósseo. Porém no final da década

de 60, Branemark começou a introduzir o conceito de osseointegração: Osseointegração é a união anatômica e funcional direta entre o osso vivo remodelado e a superfície do implante sem interposição de tecidos moles e capaz de receber cargas funcionais (BRANEMARK *et al.*, 1969). Como exemplo, pode-se citar os implantes de titânio. Devido ao fato do *Ti* formar uma membrana fibrosa de espessura desprezível quando em contato com o osso saudável, a aderência do osso junto à superfície do implante faz com que este fique firmemente fixado. Do contrário, uma membrana fibrosa desenvolve-se e acaba por encapsular o implante, promovendo a soltura do mesmo (PARK & BRONZINO, 2003).

A adaptação óssea na região da interface geralmente tem sido relacionada com as teorias de reparo ósseo, pois durante a preparação da cavidade de alojamento da prótese o tecido ósseo neste local é danificado. Conseqüentemente, inicia o processo de adaptação promovido pelo tecido vascularizado localizado na região próxima a interface. Neste caso a osseointegração ocorre entre o tecido ósseo e o biomaterial que constitui o componente femoral.

A resposta do tecido ósseo diante da colocação de um implante envolve uma série de eventos que podem conduzir a osseointegração. Para que ocorra o contato direto, todos os espaços vazios, entre osso/implante, devem ser preenchidos e o tecido danificado deve ser reparado. Durante estes eventos, condições desfavoráveis tais como, micromovimentos devido ao carregamento prematuro provocarão o rompimento do tecido recém formado e conduzirão a formação de uma cápsula fibrosa em torno da prótese.

O reparo peri-implante, é um processo complexo que envolve muitos eventos celulares e extracelulares. O reparo é influenciado por uma variedade de fatores incluindo tipo de osso (cortical ou trabecular), localização do implante, severidade do trauma no sítio de implantação, grau de fixação durante o reparo, espécie e idade. Contudo o resultado considerado como sucesso, é o restabelecimento da continuidade do tecido. Davies (2000) considera o processo de reparo peri-implante como uma seqüência de estágios sobrepostos. Atualmente, para explicar o mecanismo que integra o implante ao osso, são descritos três fenômenos: hemostasia, formação de tecido de granulação e formação óssea. A hemostasia se caracteriza pela formação de hematoma (coágulo sanguíneo) e tem duração de poucos dias. Após poucas semanas inicia-se, na interface, a formação do tecido granular, constituído por capilares neoformados, fibroblastos e células mesenquimais. Sob condições favoráveis, estas têm

capacidade para diferenciar-se em osteoblastos, que depositam matriz óssea, originando diretamente osso. Na formação óssea, a potencial população osteogênica alcança a superfície do implante, no interior da área a ser reparada, e deposita material ósseo.

O tratamento da diferenciação tecidual na região da interface teve início com Pauwels em 1960 *apud* Tovar, (2004), que apresentou a hipótese na qual as deformações cisalhantes são consideradas o estímulo necessário para a formação de fibras cartilaginosas, enquanto as pressões hidrostáticas o estímulo necessário para a formação de cartilagem. Segundo Pauwels, osso não se forma diretamente é necessário primeiro a formação de tecidos moles, que permitirão a estabilização do ambiente mecânico, para somente então ocorrer a formação de material ósseo.

Carter *et al* (1988) e Carter e Giori (1991) desenvolveram os conceitos que relacionam a diferenciação tecidual com o ambiente mecânico. Nestes trabalhos, foi discutido especificamente a importância do carregamento cíclico e proposto um método para calcular o histórico de tensões e deformações. Nesta formulação, é considerado que regiões expostas a um histórico de baixa deformação distorcional e baixas tensões hidrostáticas são mais aptas a formação direta de tecido ósseo, desde que haja um suprimento sanguíneo adequado. Seguindo esta mesma linha, Claes e Heigele (1999) propuseram que a partir de níveis de deformação local menores que 5% ocorre ossificação intermembranosa, enquanto tensões hidrostáticas compressivas maiores que 0,15 Mpa e deformações locais menores do que 15% promovem ossificação endocondral. Todos os demais ambientes favorecem a formação de tecido fibroso e fibro-cartilagem.

Prendergast *et al* (1997) propuseram um modelo de regulação mecânica baseado em dois estímulos biofísicos: deformações cisalhantes e o fluxo dos fluidos intersticiais. A lógica desta teoria é que o escoamento dos fluidos está relacionado com o aumento de tensões e deformações. Usando um modelo poroelástico Kuiper (1993) simulou o processo de diferenciação na reparação de fraturas.

4.2 Modelos Computacionais para Adaptação Óssea

Modelos para a simulação da adaptação óssea consistem basicamente em conjugar modelos matemáticos, para o comportamento adaptativo do material ósseo, com análises mecânicas que determinam o campo de tensões/deformações na estrutura óssea.

Grande parte dos modelos de adaptação óssea encontrados na literatura não apresentam distinção entre a adaptação interfacial, ou seja a adaptação na região que delimita o domínio da prótese e o domínio do osso, e a adaptação periprotética, que ocorre na região fora da interface prótese (WEINANS *et al.*, 1993, 1994, KERNER *et al.*, 1999, BAGGE, 1999, PAWLIKOWSKI *et al.*, 2003). Devido à importância da interface osso/prótese para a durabilidade de substituições protéticas, o comportamento desta região requer particular atenção.

4.2.1 Modelos de Adaptação Periprotética

Na modelagem do processo de adaptação óssea ocorre uma incompatibilidade entre a escala de tempo de remodelação, que chega a durar de 3 a 4 meses para se completar em cada local, e a escala de tempo das solicitações mecânicas no osso, que variam em magnitude e direção inúmeras vezes ao longo do dia. A média temporal das solicitações mecânicas impostas à estrutura óssea sobre algum período finito de tempo é uma estratégia adotada para contornar este problema. Tipicamente, se trabalha com uma média temporal da solicitação sobre o período de um dia, de forma que cada iteração do processo simulado corresponda a um dia de solicitação mecânica. O carregamento estático aplicado na estrutura em adaptação resulta em tensões e deformações que variam no tempo, como consequência das alterações adaptativas das propriedades mecânicas do osso (ROESLER, 2006).

Os modelos de adaptação periprotética podem ser classificados em fenomenológicos, mecanísticos e modelos baseados em conceitos de otimização. Nos modelos fenomenológicos de adaptação óssea, a formulação matemática que descreve o fenômeno é geralmente baseada em observações obtidas clinicamente e evidenciadas experimentalmente. Geralmente o osso é assumido como um material elástico linear, sendo hipotetizado que a remodelação é induzido por um sinal mecânico local (estímulo), detectado por sensores dentro do osso. Dependendo

da magnitude deste estímulo, adaptações ósseas locais são efetuadas pelas células reguladoras, isto é, a deposição de tecido ósseo é realizada pelos osteoblastos enquanto a reabsorção pelos osteoclastos, motivo pelo qual são denominados modelos de regulação local.

O estímulo necessário para desencadear o processo de remodelação é diretamente relacionado com o carregamento mecânico local e pode ser determinado a partir do tensor local de tensões $\boldsymbol{\sigma}$, do tensor local de deformações $\boldsymbol{\varepsilon}$ e da densidade óssea aparente ρ . O processo pode ser descrito mediante uma expressão de evolução da taxa de densidade óssea em função das variáveis citadas (WEINANS *et al.*, 1992):

$$\frac{d\rho}{dt} = f(\boldsymbol{\sigma}, \boldsymbol{\varepsilon}, \rho), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb} \quad (4.3)$$

A função f depende do estímulo mecânico na posição (x, y, z) sendo ρ_{cb} a máxima densidade do osso cortical. Quando f alcança o valor zero, admite-se que o sistema está em equilíbrio e a taxa global de mudanças na densidade óssea é nula.

Para detectar a necessidade da adaptação, uma situação de equilíbrio homeostático (onde não há remodelação) é adotada como referência. Se em algum local dentro do volume ósseo existir uma diferença entre o estímulo mecânico atual e o estímulo homeostático de referência (sinal de erro), então existe uma força diretora que regula a quantidade global de trocas ósseas. Se esta força é negativa, a solitação mecânica local está abaixo do nível normal fisiológico, ocorrerá reabsorção; do contrário (força positiva), ocorrerá formação e deposição óssea.

A utilização desta classe de modelos aplicados à remodelação em torno de próteses teve início com Huijkes *et al.* (1987), quando criou um modelo derivado da Teoria da Elasticidade Adaptativa (COWIN & HEGEDUS, 1976), utilizando a densidade de energia de deformação como estímulo e incorporando uma relação tri-linear entre taxa de remodelação e densidade de energia de deformação, conforme a hipótese de Frost apresentada em 1964. A densidade aparente era calculada a partir da lei de potência de Carter e Hayes (1977). Em seguida apareceram os trabalhos de Beupré e Carter (1990), Prendergast e Taylor (1992), Weinans *et al.* (1992, 1993, 1994), Mullender *et al.* (1994), Terrier *et al.* (1997), Ramtani e Zidi (1999, 2001), Doblaré e García (2001), Pawlikowski *et al.* (2003) e Ruimerman *et al.* (2005).

Os modelos mecanísticos apresentam uma abordagem compatível com a utilizada em

modelos micro-mecânicos, pois buscam avaliar a interação em nível microscópico de fatores mecânicos/biológicos. Estes modelos, por sua vez, vão além da avaliação causa-efeito, pois buscam o entendimento detalhado dos mecanismos químicos e biológicos envolvidos nas alterações das propriedades e arquitetura óssea (HART, 2001). Infelizmente esta virtude vai de encontro com a alta dificuldade em se determinar os reais mecanismos biológicos que definem os processos em estudo. Em consequência disto torna-se difícil extrapolar os resultados para observações macroscópicas. Um exemplo desta classe de modelos pode ser visto em Hazelwood *et al.* (2001).

Modelos baseados em otimização estrutural também podem ser considerados inseridos no conjunto dos modelos fenomenológicos. São apenas destacados por incorporar uma premissa de comportamento global do sistema ósseo baseado em otimização mecânica.

A otimização estrutural busca obter o melhor desempenho de um dado projeto, que é avaliado através de uma função custo, definida a partir de um conjunto de variáveis que descrevem o sistema estrutural, denominadas variáveis de projeto. As técnicas de otimização buscam determinar os extremos desta função (máximo ou mínimo, dependendo do problema) dentro de uma determinada região viável. Esta região reúne os pontos de projeto que atendem restrições do problema, frequentemente classificadas em restrições de igualdade ou desigualdade.

Os modelos baseados em otimização estrutural tem sido aplicados tanto na predição da morfogênese óssea quanto no processo de remodelação em torno de próteses de quadril. Alguns exemplos podem ser vistos em: Fernandes *et al.* (1999, 2002), Bagge (1999, 2000) e Roesler (2006).

4.2.2 Modelos de Adaptação Interfacial

Hollister *et al.* (1993), investigaram a adaptação óssea interfacial utilizando a hipótese de que o tecido ósseo presente em tal região era formado a partir da minimização da energia de deformação. O trabalho se concentrou na região interfacial, portanto não considerou a adaptação periprotética.

Weinans *et al.* (1993), estudou a formação de tecido fibroso em torno de implante a longo prazo, mesmo após a consolidação. Foi utilizado um critério de falha interfacial baseado nas

tensões normais e cisalhantes. A partir da verificação do critério de falha, em cada ponto da interface, as condições de contorno entre o osso e a prótese são trocadas de adesão total (comportamento linear) para contato sem atrito. São assumidas propriedades não-lineares para o material que compõe a camada de tecido fibroso, com espessura preestabelecida. Um critério baseado nos micromovimentos relativos entre o osso e o implante determina o aumento da espessura do material fibroso. Este modelo não considera adaptação periprotética.

Luo *et al.* (1999), aplicaram um modelo de remodelação externa diretamente na região da interface. Foi utilizado como estímulo a taxa de deformação e a evolução da interface é calculada a partir da diferença entre o estímulo mecânico atual e de referência, similarmente ao que é feito nos modelos fenomenológicos de regulação local para adaptação periprotética.

Büchler *et al.* (2003), propuseram um modelo de adaptação óssea interfacial onde os micromovimentos relativos atuam como estímulo para a diferenciação das células reparadoras. Para pequenos micromovimentos as células se diferenciam em osteoblastos, enquanto para grandes micromovimentos, as células se diferenciam em fibroblastos. A lei de evolução da interface utiliza uma função diretora, que depende do nível de deformações cisalhantes no tecido interfacial, e que pode assumir valores entre 0 (evolução na direção de formação óssea) e 1 (evolução na direção de formação de tecido fibroso). Tal modelo também não considera a adaptação periprotética.

O primeiro modelo que considera o acoplamento entre adaptação periprotética e adaptação interfacial foi apresentado por Fernandes *et al.*, (2002). Para isto, na situação imediatamente pós-operativa é considerada uma condição interfacial de contato com atrito, na parte com cobertura porosa, e contato sem atrito nas demais partes do componente femoral. Após cada passo temporal da simulação os deslocamentos relativos na interface são calculados e, sendo superiores a $50\mu m$, a condição local é alterada para contato íntimo ou aderência total. Como resultado, regiões de contato com atrito e regiões de aderência total são encontradas simultaneamente na área coberta da haste. Uma das limitações do modelo é que, uma vez engastado, o ponto permanecerá colado até o fim do processo. Outra limitação se deve ao fato de ser admitido crescimento ósseo instantâneo, sem considerar o processo de consolidação do osso imaturo que ocorre dentro de um certo intervalo de tempo.

Roesler (2006), apresentou um modelo de adaptação interfacial acoplado a um modelo

de adaptação periprotética. O modelo de adaptação interfacial é baseado em uma lei de misturas e emprega critérios fenomenológicos para permitir que diferentes tecidos resultem da diferenciação tecidual que ocorre na região interfacial. A decisão entre fibrogênese e osteogênese é feita a partir da avaliação dos micromovimentos relativos entre o implante e o osso hospedeiro através de uma formulação de mecânica do contato. O modelo permite a coexistência de três tecidos distintos na região interfacial. A lei de evolução é construída para que as quantidades relativas de tecido fibroso, osso interfacial e osso sem continuidade possam variar ao longo de todo o processo adaptativo.

Capítulo 5

Modelagem Computacional da Adaptação Óssea

Este capítulo é dedicado a apresentação dos modelos para a simulação da adaptação óssea em torno de hastes femorais fixadas sem cimento. Primeiramente são mostrados os modelos de comportamento material utilizados para modelar o tecido ósseo trabecular. Este é modelado considerando-o tanto um sólido elástico linear isotrópico quanto como um material poroso com microestrutura periódica. No caso do modelo isotrópico utiliza-se a técnica SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*) onde uma única variável, densidade relativa do material ρ , controla as propriedades mecânicas através de uma equação constitutiva simples. No modelo de microestrutura, as propriedades materiais são determinadas utilizando-se o método de homogeneização. O osso trabecular é idealizado como sendo uma microestrutura que se repete periodicamente e as propriedades materiais são encontradas em função das características mecânicas de cada célula unitária e do volume de material sólido. Por fim, são apresentados os modelos de remodelação baseados na hipótese de ótima estrutura óssea, com condições de interface osso/prótese colada (linear), no primeiro modelo, e utilizando elementos de interface com comportamento não-linear no segundo modelo.

5.1 Modelo SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*)

O modelo SIMP surgiu como uma forma simples de introduzir um modelo de material com propriedades intermediárias, entre vazio e um sólido compacto. Nesta proposta, a densidade $\rho(x)$ associada a cada ponto do domínio Ω é utilizada para determinar o tensor de elasticidade

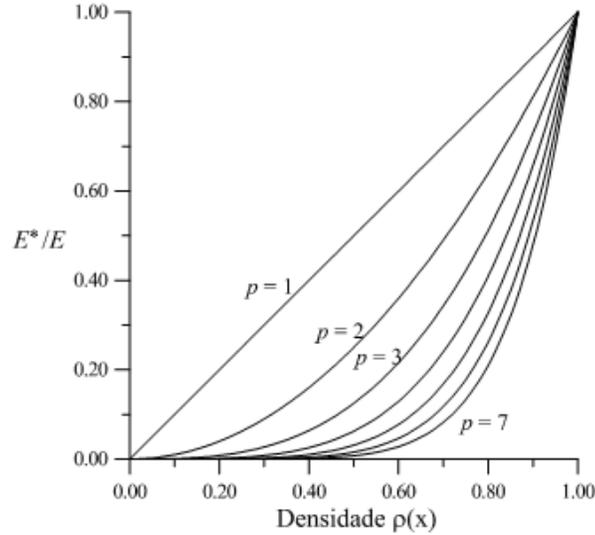


Figura 5.1: Relação entre a densidade ρ e E^*/E para diferentes valores do parâmetro de penalização p .

fictício \mathbb{C}^ρ . Um ponto material x é considerado sólido quando $\rho(x) = 1$ e vazio se $\rho(x) = 0$, podendo variar ρ continuamente entre estes dois limites.

O material intermediário está associado ao seguinte tensor de elasticidade fictício:

$$\mathbb{C}^\rho = \rho^p \mathbb{C} \quad (5.1)$$

onde, \mathbb{C} corresponde ao tensor de elasticidade do material sólido original. O parâmetro p , tem a função de penalizar os valores intermediários de densidade (BENDSOE & KIKUCHI, 1988). Um valor $p > 1$ produz tensores \mathbb{C}^ρ com rigidez baixa para materiais intermediários, o que se traduz, nas seqüências de otimização, numa tendência a convergir para os extremos, ou seja, $\rho(x) = 1$ e $\rho(x) = 0$ (Figura 5.1).

No contexto da remodelação óssea, o material "intermediário" existe e corresponde ao osso trabecular, portanto esta penalização induzida deve ser suave ($1 < p < 3$).

O modelo SIMP tem uma correspondência com a lei clássica proposta por Carter and Hayes (1977), a qual considera a dependência do módulo de elasticidade E , com a densidade aparente ρ .

Neste modelo, foi considerado módulo de elasticidade $E = 20GPa$ e coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$.

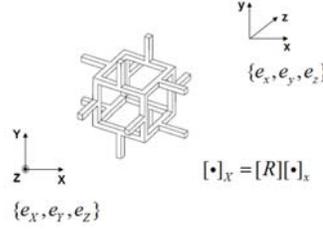


Figura 5.2: Microestrutura utilizada para idealizar a estrutura óssea trabecular.

5.2 Modelo Microestrutural

Nesta abordagem o osso é idealizado como um material poroso com microestrutura periódica e o método de homogeneização é utilizado para determinar as propriedades macroscópicas do material. Considera-se que as propriedades do material que constitui as trabéculas, no osso trabecular, são as mesmas do osso cortical. A estrutura trabecular é idealizada pela microestrutura da Figura (5.2), sendo que a variável de projeto que define a existência ou não de material é a espessura das barras dividida pela metade do comprimento da célula unitária. Portanto, a densidade da microestrutura é dependente somente de um parâmetro geométrico. A razão pela qual deve-se utilizar microestruturas simples está relacionada com a necessidade de que o material tenha capacidade de cobrir toda a faixa de valores de densidade ρ , isto é, $\rho \in [0 : 1]$. O material ósseo é considerado elástico linear isotrópico, com módulo de elasticidade $E = 20GPa$ e coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$, conforme Choi et al (1990) *apud* Bagge (1999).

Neste trabalho foi utilizado o modelo de microestrutura proposto por Bagge (1999), o qual fornece um material homogeneizado com simetria cúbica, portanto o material apresenta as mesmas propriedades nas três direções ortogonais, $E_1 = E_2 = E_3$, $G_{12} = G_{13} = G_{23}$ e $\nu_{12} = \nu_{13} = \nu_{23}$. Para este modelo as propriedades do material, em função da densidade, são obtidas através dos polinômios abaixo:

$$\begin{aligned}
 C_{1111}^{\rho} &= C_{2222}^{\rho} = C_{3333}^{\rho} = 5409,96\rho^3 + 8.636\rho^2 & (5.2) \\
 C_{1122}^{\rho} &= C_{1133}^{\rho} = C_{2233}^{\rho} = 938,144\rho^5 + 720,29\rho^4 \\
 C_{1212}^{\rho} &= C_{1313}^{\rho} = C_{2323}^{\rho} = 1789,34\rho^4 + 118,038\rho^3
 \end{aligned}$$

Desta forma, é obtido um material anisotrópico e o grau de anisotropia está relacionado

com a escolha da microestrutura, onde \mathbb{C}^p corresponde ao tensor de elasticidade de quarta ordem homogeneizado.

Em cada ponto o tecido ósseo é caracterizado pela densidade ρ , que é função do parâmetro que define a microestrutura, e da orientação dada pelos ângulos de Euler $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3\}^T$. Portanto neste modelo as propriedades materiais dependem tanto da densidade quanto da orientação da microestrutura.

5.3 Hipótese de Ótima Estrutura

Em 1832 Bourgerly *apud* Tovar, (2004) apresentou a hipótese de que o tecido ósseo se comporta como uma estrutura ótima, ou seja, apresenta a máxima resistência com a mínima quantidade de material. Do ponto de vista biológico isto significa que o custo metabólico para manter a massa óssea é muito alto, portanto, regiões que apresentam baixa solicitação mecânica tendem a perder massa óssea, através do processo de reabsorção. Por outro lado, regiões que apresentam maiores solicitações tendem a ganhar massa óssea, através do processo de deposição. Esta condição é escrita matematicamente como a minimização da Energia de Deformação da estrutura, com restrição sob a quantidade de tecido ósseo mineralizado.

Para iniciar o processo de remodelação é necessário partir de uma morfologia óssea inicial. Neste trabalho, o ponto de partida é encontrado a partir da solução de um problema de otimização topológica, que consiste na minimização da energia de deformação do sistema ósseo e consideração das densidades relativas como variáveis de projeto. A solução do problema fornece a estrutura óssea mais rígida para o carregamento aplicado. A formulação é muito similar ao problema elástico de otimização topológica, que segue abaixo.

Seja um corpo ocupando uma região aberta $\Omega \in \mathbb{R}^3$ com fronteira Γ na qual são aplicadas forças de corpo \mathbf{b} e forças de superfície \mathbf{f} . A fronteira Γ é tal que $\Gamma = \Gamma_u \cup \Gamma_f$; $\Gamma_u \cap \Gamma_f = \emptyset$, onde Γ_u é a parte de Γ na qual estão impostas restrições sobre o campo de deslocamentos e Γ_f a região de onde atuam as forças \mathbf{f} .

O problema de equilíbrio consiste em determinar o deslocamento $\mathbf{u} \in \mathcal{U}$, tal que:

$$a_\rho(\mathbf{u}, \boldsymbol{\eta}) = l(\boldsymbol{\eta}) \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \quad (5.3)$$

onde

$$\mathcal{U} := \{\mathbf{u} \in H^1(\Omega) : \mathbf{u}|_{\Gamma_D} = \bar{\mathbf{u}}\} \quad e \quad \mathcal{V} := \{\boldsymbol{\eta} \in H^1(\Omega) : \boldsymbol{\eta}|_{\Gamma_D} = 0\}$$

correspondem, respectivamente, ao conjunto das funções admissíveis e das variações admissíveis. As formas lineares a_ρ e l quantificam o trabalho virtual realizado pelas forças internas e externas, respectivamente, e são definidas por:

$$a_\rho(\mathbf{u}_\rho, \boldsymbol{\eta}) = \int_{\Omega} \mathbb{C}^\rho \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega \quad (5.4)$$

$$l(\boldsymbol{\xi}) = \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \boldsymbol{\eta} d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{f} \cdot \boldsymbol{\eta} d\Gamma \quad (5.5)$$

onde ρ denota a dependência do operador a em relação a variável de projeto e \mathbf{b} e \mathbf{f} são, respectivamente, as forças de corpo e de superfície atuando no corpo. A equação constitutiva para o material intermediário é dada por

$$\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) = \mathbb{C}^\rho \boldsymbol{\varepsilon} \quad (5.6)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) = \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} = \frac{\boldsymbol{\nabla} \mathbf{u} + \boldsymbol{\nabla} \mathbf{u}^T}{2} \quad (5.7)$$

onde $\boldsymbol{\sigma}$ e $\boldsymbol{\varepsilon}$ são, respectivamente, o tensor de tensões de Cauchy e o tensor de deformações de Green linearizado. O tensor de elasticidade \mathbb{C}^ρ é dependente da densidade e corresponde ao tensor constitutivo do material obtido via SIMP ou técnica de homogeneização.

Define-se o funcional Ψ_j como a somatória ponderada das energias de deformação do corpo quanto a nlc casos de carga

$$\Psi(\mathbf{u}, \rho) = \sum_{j=1}^{nlc} \Psi_j(\mathbf{u}_j, \rho) \omega_j \quad (5.8)$$

onde ω_j são os pesos de ponderação.

$$\Psi_j(\mathbf{u}_j, \rho) = \frac{1}{2} a_\rho(\mathbf{u}_j, \mathbf{u}_j) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \mathbb{C}^\rho \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_j) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_j) d\Omega \quad (5.9)$$

O problema de ótima estrutura é definido como:

$$\min . : \Psi(\mathbf{u}, \rho) \quad \rho \in K \quad \text{sujeito a} \quad (5.10)$$

$$\int_{\Omega} \rho d\Omega = \bar{V}, \quad (5.11)$$

$$a_\rho(\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\eta}_j) = l_j(\boldsymbol{\eta}_j) \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \quad (5.12)$$

sendo que o conjunto $\mathcal{K} = \{\rho; \text{suf. regular; } \rho_{\min} \leq \rho(\mathbf{x}) \leq 1\}$ define as funções de densidade suficientemente regulares, limitadas superior e inferiormente. As restrições impostas ao problema correspondem, respectivamente, ao limite de volume \bar{V} , satisfação de equilíbrio para cada caso de carga e limites laterais sobre ρ . As variáveis de projeto são as frações volumétricas elementares ρ , ou seja, a razão entre o volume do material poroso e o volume do elemento sólido, na discretização pelo método dos elementos finitos (MEF). É utilizado um valor de densidade ρ_{\min} diferente de zero, de modo a evitar a ocorrência de singularidade na matriz de rigidez global da estrutura.

O problema é resolvido via critério de otimalidade (para alguns detalhes ver HASSANI & HINTON, 1999) e as condições necessárias de primeira ordem de (5.10) podem ser obtidas com o auxílio de uma função Lagrangeana que incorpora as restrições (5.11) e (5.12). Admitindo por simplicidade um único caso de carga, defini-se o Lagrangeano como:

$$\mathcal{L}(\mathbf{u}, \rho, \alpha, \boldsymbol{\lambda}) = \frac{1}{2} a_{\rho}(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + \alpha \left(\int_{\Omega} \rho d\Omega - \bar{V} \right) + a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) - l(\boldsymbol{\lambda}) \quad (5.13)$$

onde, α e $\boldsymbol{\lambda}$ são os multiplicadores de Lagrange associados às restrições de volume e equilíbrio respectivamente. A condição de mínimo local é dada por

$$\left\langle \frac{d\mathcal{L}}{d\mathbf{c}}, \mathbf{d} \right\rangle = 0 \quad (5.14)$$

onde $\mathbf{c} = (\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}, \alpha, \rho)$ e $\mathbf{d} = (\boldsymbol{\xi}, \boldsymbol{\eta}, \gamma, \beta)$.

Derivando o Lagrangeano em relação ao multiplicador de Lagrange α , obtêm-se

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \alpha}, \gamma \right\rangle &= \frac{d}{d\tau} (\alpha + \tau\gamma) \left(\int_{\Omega} \rho d\Omega - \bar{V} \right) \Big|_{\tau=0} \\ &= \gamma \left(\int_{\Omega} \rho d\Omega - \bar{V} \right) = 0 \quad \forall \gamma \in \mathbb{R} \end{aligned} \quad (5.15)$$

onde $\tau\gamma$ representa um passo de tamanho $\tau \in \mathbb{R}^+$ na direção γ . Como esta equação deve ser válida para qualquer direção γ , então

$$\int_{\Omega} \rho d\Omega - \bar{V} = 0 \quad (5.16)$$

que corresponde a restrição de volume imposta ao problema.

Já a derivada do Lagrangeano em relação à $\boldsymbol{\lambda}$ é tal que

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \boldsymbol{\lambda}}, \boldsymbol{\eta} \right\rangle = \left\langle \frac{d}{d\boldsymbol{\lambda}} \{a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) - l(\boldsymbol{\lambda})\}, \boldsymbol{\eta} \right\rangle \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \quad (5.17)$$

substituindo as equações (5.4) e (5.5) em (5.17), obtém-se

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \boldsymbol{\lambda}}, \boldsymbol{\eta} \right\rangle = \frac{d}{d\tau} \left\{ \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s (\boldsymbol{\lambda} + \tau \boldsymbol{\eta}) d\Omega - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot (\boldsymbol{\lambda} + \tau \boldsymbol{\eta}) d\Omega - \int_{\Gamma} \mathbf{f} \cdot (\boldsymbol{\lambda} + \tau \boldsymbol{\eta}) d\Gamma \right\} \Big|_{\tau=0} \quad (5.18)$$

como o domínio de integração é fixo a derivada da integral é igual integral da derivada, resultando na equação de equilíbrio, ou seja,

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \boldsymbol{\lambda}}, \boldsymbol{\eta} \right\rangle &= \frac{d}{d\tau} \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \boldsymbol{\eta} d\Omega - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \boldsymbol{\eta} d\Omega - \int_{\Gamma} \mathbf{f} \cdot \boldsymbol{\eta} d\Gamma \\ &= a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\eta}) - l(\boldsymbol{\eta}) = \mathbf{0} \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.19)$$

Diferenciando o Lagrangeano com respeito a função de deslocamento \mathbf{u} , e considerando por simplicidade que $\mathcal{U} \equiv \mathcal{V}$, tem-se

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mathbf{u}}, \boldsymbol{\xi} \right\rangle = \frac{1}{2} \left\langle \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} a_{\rho}(\mathbf{u}, \mathbf{u}), \boldsymbol{\xi} \right\rangle + \left\langle \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}), \boldsymbol{\xi} \right\rangle \quad \forall \boldsymbol{\xi} \in \mathcal{U} \quad (5.20)$$

que corresponde ao problema adjunto, sendo que o primeiro termo de (5.20) é dado por

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} a_{\rho}(\mathbf{u}, \mathbf{u}), \boldsymbol{\xi} \right\rangle &= \frac{d}{d\tau} \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s (\mathbf{u} + \tau \boldsymbol{\xi}) \cdot \boldsymbol{\nabla}^s (\mathbf{u} + \tau \boldsymbol{\xi}) d\Omega \Big|_{\tau=0} \\ &= 2 \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s \boldsymbol{\xi} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} d\Omega \\ &= 2a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\xi}) \end{aligned} \quad (5.21)$$

Da mesma maneira, o segundo termo da (5.20) é dado por

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}), \boldsymbol{\xi} \right\rangle &= \frac{d}{d\tau} (\mathbf{u} + \tau \boldsymbol{\xi}) a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) \Big|_{\tau=0} \\ &= \frac{d}{d\tau} \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s (\mathbf{u} + \tau \boldsymbol{\xi}) \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \boldsymbol{\lambda} d\Omega \Big|_{\tau=0} \\ &= \int_{\Omega} \mathbb{C}^{\rho} \boldsymbol{\nabla}^s \boldsymbol{\xi} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \boldsymbol{\lambda} d\Omega \\ &= a_{\rho}(\boldsymbol{\xi}, \boldsymbol{\lambda}) \end{aligned} \quad (5.22)$$

Substituindo os resultados encontrados em (5.21), (5.22) em (5.20), obtém-se

$$a_{\rho}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\xi}) + a_{\rho}(\boldsymbol{\xi}, \boldsymbol{\lambda}) = 0 \quad \forall \boldsymbol{\xi} \in \mathcal{U} \quad (5.23)$$

Sendo $a_{\rho}(\cdot, \cdot)$ simétrico positivo definido e tomando $\boldsymbol{\xi} = \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}$ tem-se

$$a_{\rho}(\boldsymbol{\xi}, \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}) = 0 \quad (5.24)$$

$$a_{\rho}(\mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}, \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}) = 0 \iff \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{0} \quad (5.25)$$

logo

$$\boldsymbol{\lambda} = -\mathbf{u} \quad (5.26)$$

onde $\boldsymbol{\lambda}$ corresponde a solução do problema adjunto dado por (5.20).

Derivando-se agora o funcional Lagrangeano em relação a densidade ρ e desconsiderando as restrições laterais do conjunto \mathcal{K} , que serão tratadas posteriormente, tem-se que a condição de otimalidade em relação a esta variável é:

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \rho}, \beta \right\rangle = \frac{1}{2} \left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} a_\rho(\mathbf{u}, \mathbf{u}), \beta \right\rangle + \alpha \left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} \int_\Omega \rho d\Omega, \beta \right\rangle + \left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} a_\rho(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}), \beta \right\rangle = 0 \quad \forall \beta \in \mathcal{K} \quad (5.27)$$

com o resultado de (5.26) se obtém

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \rho}, \beta \right\rangle = -\frac{1}{2} \left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} a_\rho(\mathbf{u}, \mathbf{u}), \beta \right\rangle + \alpha \left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} \int_\Omega \rho d\Omega, \beta \right\rangle = 0 \quad \forall \beta \in \mathcal{K} \quad (5.28)$$

A primeira parcela de (5.28), observando-se as relações constitutivas para material intermediário apresentadas anteriormente, é dada por

$$\left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} a_\rho(\mathbf{u}, \mathbf{u}), \beta \right\rangle = \int_\Omega \left\langle \frac{\partial \mathbf{C}^\rho}{\partial \rho}, \beta \right\rangle \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} d\Omega \quad (5.29)$$

Já a segunda parcela de (5.28) é dada por

$$\left\langle \frac{\partial}{\partial \rho} \int_\Omega \rho d\Omega, \beta \right\rangle = \int_\Omega \beta d\Omega \quad (5.30)$$

Substituindo-se (5.29) e (5.30) em (5.28) obtém-se

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \rho}, \beta \right\rangle = -\frac{1}{2} \int_\Omega \left\langle \frac{\partial \mathbf{C}^\rho}{\partial \rho}, \beta \right\rangle \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} d\Omega + \alpha \int_\Omega \beta d\Omega = 0 \quad \forall \beta \in \mathcal{K} \quad (5.31)$$

Dada uma partição do domínio em elementos Ω_e , esta expressão contínua pode ser escrita como

$$\sum_e \int_{\Omega_e} \left(-\frac{1}{2} \frac{\partial \mathbf{C}^\rho}{\partial \rho} \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} + \alpha \right) \beta d\Omega_e = 0 \quad \forall \beta \quad (5.32)$$

Cabe assim destacar que este procedimento é análogo ao usualmente seguido em alguns algoritmos de otimização topológica estrutural. Apenas neste caso, as densidades intermediárias são permitidas, pois têm significado físico relevante.

Admitindo uma base discreta para a função β de forma que esta seja constante por elemento, se tem que

$$\frac{1}{2} \int_{\Omega_e} \frac{\partial \mathbf{C}^\rho}{\partial \rho} \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\nabla}^s \mathbf{u} d\Omega_e = \alpha \int_{\Omega_e} d\Omega_e \quad (5.33)$$

onde o primeiro termo de (5.33) corresponde a derivada parcial elementar $\frac{\partial \Psi_e}{\partial \rho} |_{u \text{ cte}}$, enquanto o segundo se reduz a αV_e , onde V_e é o volume do elemento. Assim define-se

$$B_e = \frac{\frac{\partial \Psi_e}{\partial \rho} |_{u \text{ cte}}}{\alpha V_e} = 1 \quad (5.34)$$

A expressão $B_e = 1$ é a condição de otimalidade do problema com respeito a densidade relativa ρ .

Para satisfazer esta condição, utiliza-se uma heurística do tipo ponto fixo que define uma sequência de distribuição de densidade. Nesta sequência, as frações volumétricas relativas elementares de um ponto de projeto para outro podem ser atualizadas de acordo com:

$$\rho_e^{n+1} = B_e^\zeta \rho_e^n \quad (5.35)$$

onde ζ é o parâmetro de amortecimento numérico e n refere-se ao número da iteração. O algoritmo de atualização é dado por:

$$\rho_e^{n+1} = \left\{ \begin{array}{l} \min \{(1 - \xi) \rho_e^n, \rho_{\min}\} \text{ se } B_e^\zeta \rho_e^n \leq \max \{(1 - \xi) \rho_e^n, \rho_{\min}\} \\ B_e^\zeta \rho_e^n \text{ se } \max \{(1 - \xi) \rho_e^n, \rho_{\min}\} \leq B_e^\zeta \rho_e^n \leq \min \{(1 + \xi) \rho_e^n, \rho_{\max}\} \\ \max \{(1 + \xi) \rho_e^n, \rho_{\max}\} \text{ se } \min \{(1 + \xi) \rho_e^n, \rho_{\max}\} \leq B_e^\zeta \rho_e^n \end{array} \right\} \quad (5.36)$$

onde ξ é o limite móvel. Observa-se que em (5.36) foram incorporadas as restrições laterais sobre ρ . Para se obter uma sequência de iterações estáveis, os parâmetros ξ e ζ devem ser escolhidos de forma adequada. Finalmente, para satisfazer a restrição de volume, o parâmetro α deve ser atualizado a cada passo, conforme a Figura (5.3).

Este procedimento é utilizado para definir a distribuição óssea no início do processo de remodelação, ou seja, como condição inicial. O processo de remodelação óssea frente a uma alteração no sistema, proveniente da inclusão de uma prótese e/ou modificações de carregamento, segue uma lei de evolução baseada nos mesmos princípios de estacionariedade fornecida por (5.34). Porém a massa óssea pode mudar e assim o parâmetro α recebe o valor de convergência do processo de otimização e é mantido fixo ao longo da simulação da remodelação.

No caso do modelo microestrutural, a variável que define a orientação da microestrutura não entra no cálculo de sensibilidade (5.34), mas utiliza uma heurística de reorientação seguindo as direções principais de deformação. Conforme Pedersen (1990) *apud* Bagge (1999), o alinhamento entre as direções principais de deformação e os eixos de ortotropia

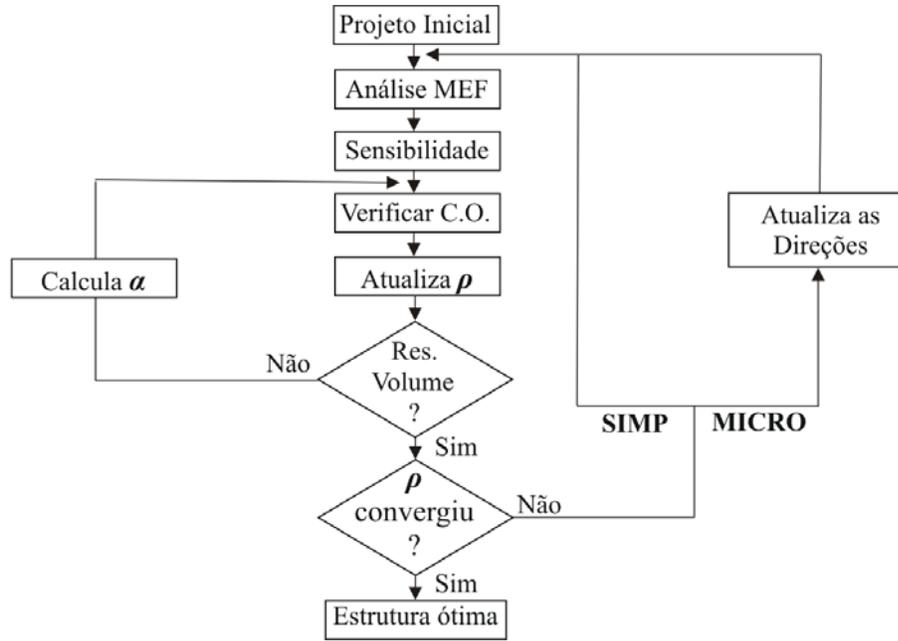


Figura 5.3: Fluxograma do processo de otimização. No laço interno utiliza-se o método da biseção para encontrar o multiplicador de Lagrange α que satisfaz a restrição de volume.

do material fornece um ponto de mínimo global. Neste trabalho a cada iteração as direções materiais são alinhadas com as direções principais de deformação, calculadas no centróide do elemento a partir do somatório das deformações em cada caso de carga e seu respectivo peso:

$$\boldsymbol{\varepsilon}_i^e = \sum_{j=1}^{Nlc} \omega_j (\boldsymbol{\varepsilon}_i^e)_j \quad (5.37)$$

onde $\boldsymbol{\varepsilon}_i^e$ representa a componente de deformação no centróide do elemento e ω_j o fator de peso relacionado com cada caso de carga.

Alguns problemas numéricos podem ocorrer na solução do problema de otimização topológica, como por exemplo o efeito tabuleiro de xadrez (*checkerboard*). Este fenômeno é caracterizado pela alternância de valores de densidade entre 0 e 1 numa certa vizinhança de elementos, fazendo com que os resultados se assemelhem a um tabuleiro de xadrez.

Para prevenir este fenômeno, é utilizado um filtro proposto por Sigmund (1994). Com isso a densidade associada com o j –ésimo caso de carga e calculada por:

$$\frac{\partial \Psi_j}{\partial \rho_e} = \frac{1}{\rho_e} \frac{1}{\sum_{f=1}^{N_r} H_e^f} \sum_{f=1}^{N_r} H_e^f \rho_f \frac{\partial \Psi_j}{\partial \rho_f} \quad (5.38)$$

onde N_r representa o número de elementos vizinhos ao e –ésimo elemento finito, que é

determinado a partir de $dist(e, f)$, que corresponde a distância entre os centros geométricos dos e – *ésimo* e f – *ésimo* elementos, limitada por um raio máximo, quando a mesma for menor ou igual a r_{\max} . O fator de ponderação da sensibilidade pela distância entre os elementos H_e^f é calculado por

$$H_e^f = r_{\max} - dist(e, f)$$

5.4 Hipótese de Ótima Estrutura com Condições de Interface

Nesta seção, é proposto um modelo que incorpora condições de interface ao problema de ótima estrutura de modo a permitir a inclusão de relações constitutivas não-lineares para o material que compõe o tecido interfacial. Este tecido é modelado mediante uma fina camada deformável, de espessura finita. Na ATQ, observa-se a existência de uma fina camada de material entre haste femoral e osso, que apresenta características biológicas e mecânicas singulares. Uma maneira de modelar tal sistema é considerar a interface como um terceiro corpo com um comportamento constitutivo apropriado, em geral não-linear. O formalismo deste modelo é apresentado a seguir.

Considere dois corpos contínuos no espaço Euclidiano tridimensional, sendo que o fêmur é representado pelo corpo que ocupa a região aberta Ω_o enquanto e a haste femoral é representada pelo corpo que ocupa a região aberta Ω_h , interagindo um com o outro através de um terceiro corpo que ocupa a região aberta Ω_i , todos com fronteira Γ e submetidos a forças de corpo \mathbf{b} . Na fronteira, Γ_u é a parte de Γ onde estão impostas restrições sobre o campo de deslocamentos e Γ_t a região de Γ onde atuam as forças \mathbf{t} . Os corpos dos domínios Ω_o e Ω_h são caracterizados por um comportamento linear elástico enquanto Ω_i admite um comportamento não linear, isto é, $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})$ depende não-linearmente dos deslocamentos.

Com isso o novo problema de minimização da energia interna em Ω_o é reescrito como¹:

$$\min . : \sum_{j=1}^{nlc} \omega_j \Psi_j(\mathbf{u}, \rho) = \sum_{j=1}^{nlc} \frac{1}{2} \int_{\Omega_o} \omega_j \boldsymbol{\sigma}_j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_j(\mathbf{u}) d\Omega_o \quad \rho \in K \quad \text{sujeito a} \quad (5.39)$$

$$\int_{\Omega_o} \rho d\Omega = \bar{V}, \quad (5.40)$$

¹Neste formalismo admite-se satisfação da condição de salto das tensões nas fronteiras entre Ω_h e Ω_i assim como Ω_o e Ω_i , excluindo-as das equações.

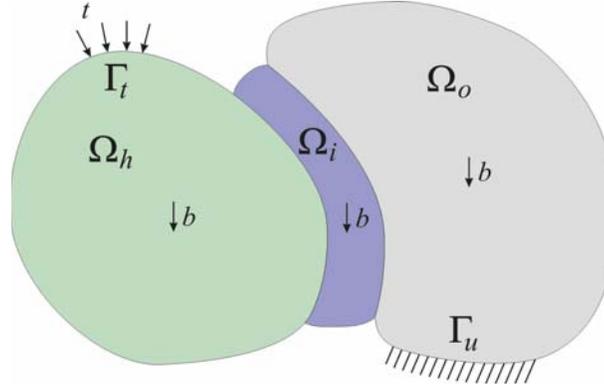


Figura 5.4: Representação do problema generalizado com condições de interface.

$$\int_{\Omega_o} \boldsymbol{\sigma}_j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_j(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_o + \int_{\Omega_i} \boldsymbol{\sigma}_j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_j(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_i + \int_{\Omega_h} \boldsymbol{\sigma}_j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_j(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_h - \mathbf{l}_j(\boldsymbol{\eta}) = 0 \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \quad (5.41)$$

onde o comportamento da interface está incluído no segundo termo da equação não-linear de equilíbrio (5.41). Diferentes leis constitutivas podem ser empregadas para caracterizar a tensão $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})$ nesta região.

Admitindo por simplicidade um único caso de carga, define-se o Lagrangeano do problema como:

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}, \alpha, \rho) = & \frac{1}{2} \int_{\Omega_o} \mathbb{C}^\rho(\rho) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega_o + \int_{\Omega_o} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_o \\ & + \int_{\Omega_i} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_i + \int_{\Omega_h} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_h - \mathbf{l}(\boldsymbol{\eta}) + \alpha \left(\int_{\Omega_o} \rho d\Omega - \bar{V}_o \right) \end{aligned} \quad (5.42)$$

A condição de estacionariedade do Lagrangeano desconsiderando, como no caso linear, a restrição lateral da distribuição de densidade é

$$\left\langle \frac{d\mathcal{L}}{d\mathbf{c}}, \mathbf{d} \right\rangle = 0 \quad (5.43)$$

onde $\mathbf{c} = (\mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}, \alpha, \rho)$ e $\mathbf{d} = (\boldsymbol{\xi}, \boldsymbol{\eta}, \gamma, \beta)$.

A condição de estacionariedade do Lagrangeano (5.42) em relação às variáveis $\boldsymbol{\lambda}$ e α , fornece a equação não-linear de estado e a restrição de volume

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \boldsymbol{\lambda}}, \boldsymbol{\eta} \right\rangle = & \int_{\Omega_o} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_o + \int_{\Omega_i} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_i \\ & + \int_{\Omega_h} \boldsymbol{\sigma}_j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_h - \mathbf{l}(\boldsymbol{\eta}) = 0 \quad \forall \boldsymbol{\eta} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.44)$$

$$\left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \alpha}, \gamma \right\rangle = \int_{\Omega_o} \rho d\Omega_o - \bar{V}_o = 0 \quad (5.45)$$

A condição de estacionaridade do Lagrangeano em relação ao campo dos deslocamentos \mathbf{u} é dada por:

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mathbf{u}}, \boldsymbol{\xi} \right\rangle &= \int_{\Omega_o} \mathbb{C}^*(\rho) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) d\Omega_o + \int_{\Omega_o} \frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_o \\ &+ \int_{\Omega_i} \frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_i + \int_{\Omega_h} \frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_h = 0 \\ \forall \boldsymbol{\xi} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.46)$$

onde $\frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}}$ representa a matriz tangente do material. Para Ω_o e Ω_h a matriz tangente é o próprio tensor de elasticidade linear. Assim, a condição se escreve

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega_o} \mathbb{C}^\rho(\rho) \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) d\Omega_o + \int_{\Omega_i} \left(\frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \right)^T \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) d\Omega_i \\ &+ \int_{\Omega_h} \mathbb{C} \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) d\Omega_h = - \int_{\Omega_o} \mathbb{C}^\rho(\rho) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\xi}) d\Omega_o \quad \forall \boldsymbol{\xi} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.47)$$

Esta equação é denominada problema adjunto e fornece a solução adjunta $\boldsymbol{\eta}$. Nota-se que este problema é linear em relação à função adjunta $\boldsymbol{\eta}$. Uma região discretizada por elementos finitos, toma a forma

$$\{ \mathbf{K}_o + [\mathbf{K}_i(\mathbf{u})]^T + \mathbf{K}_h \} \mathbf{H} = \mathbf{F}(\mathbf{u}) \quad (5.48)$$

onde \mathbf{K}_o , $\mathbf{K}_i(\mathbf{u})^T$ e \mathbf{K}_h correspondem a matriz tangente convergida do problema não-linear e $\mathbf{F}(\mathbf{u}) = - \int_{\Omega_o} \mathbf{B}^T \mathbb{C}^\rho(\rho) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega_o$ é o termo independente ou força adjunta.

Por fim, a variação do Lagrangeano com relação a variável de projeto ρ toma a forma.

$$\begin{aligned} \left\langle \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \rho}, \beta \right\rangle &= \frac{1}{2} \int_{\Omega_o} \frac{\partial \mathbb{C}^\rho}{\partial \rho} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega_o + \int_{\Omega_o} \frac{\partial \mathbb{C}^\rho}{\partial \rho} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_o \\ &+ \int_{\Omega_i} \frac{\partial \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})}{\partial \rho} \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\boldsymbol{\eta}) d\Omega_i + \beta \bar{V}_o = 0 \end{aligned} \quad (5.49)$$

Esta expressão é discretizada e utilizada num esquema do tipo ponto fixo para atualizar os valores de densidade ρ .

A incorporação de condições de interface faz com que o problema deixe de ser auto-adjunto, ou seja, o problema resultando das condições de estacionaridade com relação as variáveis de estado é diferente do problema de estado original. Com isso, para cada iteração do processo de remodelação é necessário resolver dois problemas de elementos finitos para

cada caso de carga. O primeiro é encontrar a solução do problema de equilíbrio não-linear e o segundo a solução do problema linear adjunto.

Capítulo 6

Modelagem Interfacial

Durante certo período de tempo após a cirurgia o osso não se encontra totalmente aderido à superfície da prótese. Isto somente acontece com o passar do tempo e caso haja condições de carregamento local favoráveis. Assim, se as condições de interface forem fixadas durante o processo de remodelação, o crescimento ósseo em torno da prótese não será corretamente simulado (FERNANDES *et al.*, 2002). Diante disso, surge a necessidade de utilizar modelos capazes de modificar as condições da interface durante a remodelação óssea.

6.1 Modelo de Interface Estrutural

Na ATQ, a interface é a região imediatamente adjacente à prótese, ou seja, a região através da qual os esforços são transmitidos da prótese para o tecido ósseo (Figura 6.1). Esta consiste em uma fina camada de material deformável com características peculiares.

Devido à importância da interface, diversos trabalhos utilizam modelos que incorporam condições de interface entre as superfícies do osso e prótese (FERNANDES *et al.*, 2002, FANCELLO & ROESLER, 2003). Com interesse em apresentar modelos mais próximos da realidade, Bigoni e Movchan (2002) sugeriram a modelagem da interface como uma terceira estrutura discreta. Em particular, foi introduzido o conceito de interface estrutural que além de permitir a existência de uma interface física, com dimensões finitas, permite a introdução de efeitos não-locais.

Dois corpos contínuos conectados através de uma interface estrutural representam um modelo de multi-estrutura. Problemas de multi-estruturas são muito comuns em alguns campos da engenharia, tais como na modelagem de materiais compostos, de juntas coladas

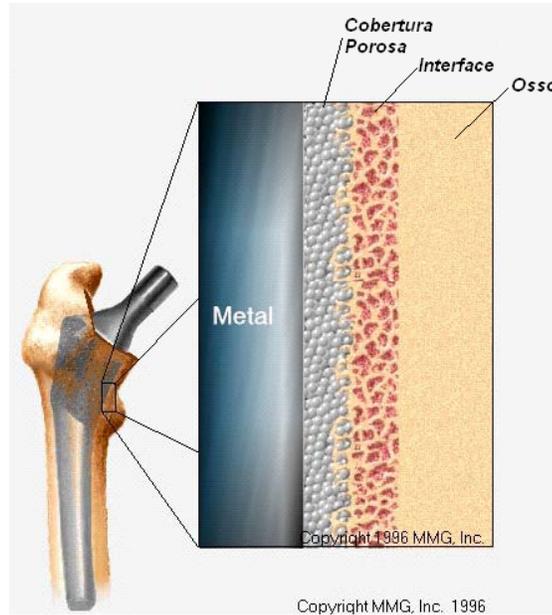


Figura 6.1: Representação gráfica da interface entre o osso e a prótese na ATQ.

e biomecânica.

Neste trabalho a modelagem do tecido interfacial será feita através de elementos tipo *gasket*. Tais elementos são geralmente utilizados na simulação de juntas de vedação e juntas adesivas, representando uma fina camada que tem a função de transferir o carregamento entre as partes que compõem uma montagem. Geometricamente estes elementos usam conceitos similares aos elementos degenerados de cascas, definidos através de duas superfícies, superior e inferior, e uma de referência entre ambas (Figura 6.2). Os nós superiores e inferiores definem uma direção pseudo-normal que varia em cada posição da superfície de referência. Isto permite definir um sistema de coordenadas local sob o qual é descrito o problema constitutivo¹. Do ponto de vista cinemático, utilizam-se as mesmas equações que elementos volumétricos convencionais para definir o tensor de deformações. Este tensor, rotacionado em cada ponto de integração, normalmente situado na superfície de referência, é utilizado para definir as tensões no ponto.

Frequentemente estes elementos desacoplam efeitos normais e tangenciais à superfície de referência. No presente trabalho utiliza-se uma relação não-linear para os esforços normais $\sigma_{11}(\varepsilon_{11})$ à superfície de referência e uma relação linear para os esforços cisalhantes $\sigma_{13}(\varepsilon_{13})$,

¹Neste sistema o vetor e_1 corresponde a direção pseudo-normal enquanto e_2 e e_3 são perpendiculares a este.

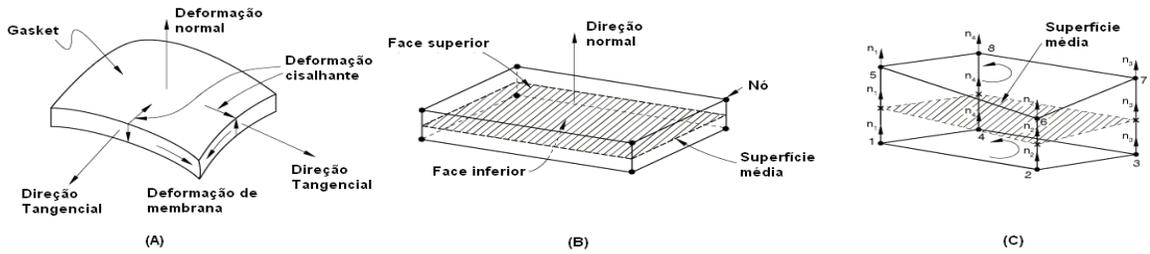


Figura 6.2: Representação espacial do elemento *gasket*.

$\sigma_{12}(\varepsilon_{12})$. As tensões de membrana σ_{22} , σ_{33} e σ_{23} são consideradas nulas.

6.2 Relações Constitutivas para a Interface Estrutural

Denomina-se lei constitutiva ao modelo ou conjunto de equações que descreve o comportamento do material. Imediatamente após a implantação a haste encontra-se acoplada mecanicamente por interferência, pois a mesma é inserida no canal medular sob pressão, gerando uma distribuição de tensões, sobre o osso e a interface, de acordo com esta pressão e com as solicitações a que estará submetido o sistema. Com o passar do tempo e dependendo do estado de tensões locais, a situação inicial pode dar lugar a formação de tecido ósseo mineralizado ou formação de tecido fibroso, também conhecida como encapsulação fibrosa. Cada uma destas situações dá origem a uma condição de interface representada através de uma relação constitutiva nas direções normal e tangenciais.

6.2.1 Relação Constitutiva para Osso Colado

A condição de osso colado significa a existência de continuidade entre o tecido ósseo e a cobertura porosa da haste femoral, condição que surge a partir do crescimento ósseo no interior dos poros da prótese. Como já observado na revisão bibliográfica, a literatura mostra que tal situação é atingida somente na presença de um ambiente biomecânico favorável, ou seja, a partir da ausência de movimentos excessivos e sobretudo com a existência de vascularização adequada. Além destes, outros fatores também interferem o crescimento ósseo como por exemplo, características fisiológicas do paciente, biocompatibilidade do material implantado assim como as características da cobertura porosa. O modelo bilinear tem a função de fornecer uma rigidez adequada ao material ósseo para efeitos trativos e uma condição

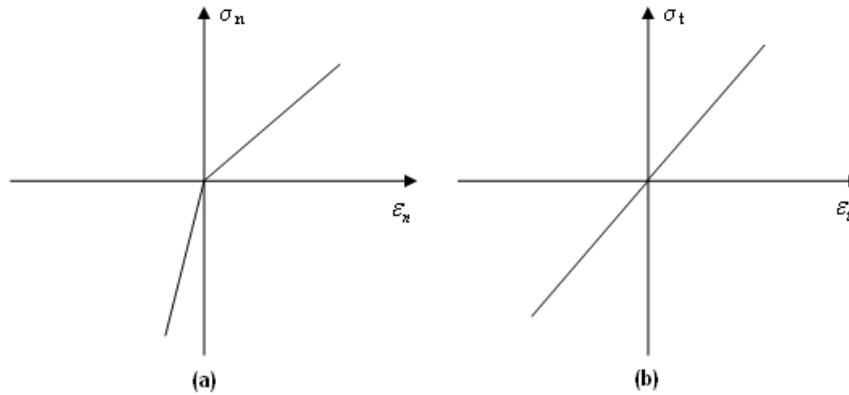


Figura 6.3: (a) Relação constitutiva para osso colado na direção normal; (b) Relação constitutiva para osso colado na direção tangencial.

de penalização para a penetração entre as interfaces (similar aos modelos de contato) para movimentos expressivos (Figura 6.3).

6.2.2 Relação Constitutiva para Tecido Fibroso

Os fatores biológicos relacionados com a formação de tecido fibroso não foram ainda completamente esclarecidos. Uma das causas mais claras está relacionada com a ocorrência de micromovimentos excessivos entre prótese e osso.

O tecido fibroso apresenta uma estrutura onde as fibras de colágeno estão distribuídas aleatoriamente em várias camadas sobrepostas, formando um emaranhado de material fibroso. Este tecido apresenta comportamento não linear, baixa rigidez e uma certa capacidade de suportar carregamentos compressivos na direção normal às camadas de tecido fibroso. Em contrapartida, possui baixa capacidade de suportar esforços trativos e cisalhantes (HORI & LEWIS, 1982). No contexto deste trabalho, esta situação é modelada de maneira similar à condição de osso colado, pois na presença de tecido fibroso também há a ocorrência de continuidade entre a superfície da haste e o tecido ósseo. A maior diferença está na rigidez, que no caso de material fibroso é muito menor do que na presença de osso colado (Figura 6.4). Na direção normal, porém, utiliza-se o mesmo módulo de elasticidade que no osso, quando submetido a solicitações compressivas, lembrando que cumpre um papel de penalização.

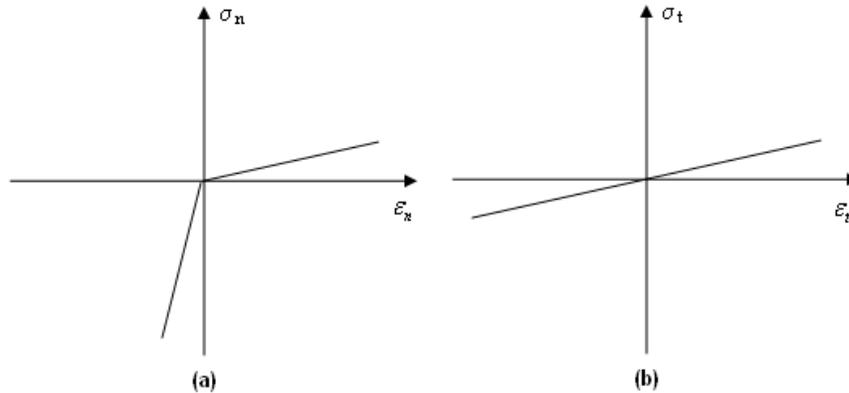


Figura 6.4: (a) Relação constitutiva para fibra direção normal; (b) Relação constitutiva para fibra na direção tangencial.

6.3 Modelo de Adaptação Interfacial

A evolução interfacial é o processo que envolve a diferenciação tecidual na região da interface osso/prótese. Os eventos que conduzem à osseointegração, e determinam a performance da prótese, são afetados basicamente por fatores relacionados ao ambiente mecânico e fatores biológicos. No contexto deste trabalho, será considerado que o ambiente mecânico é o principal fator regulador da diferenciação tecidual e que os fatores biológicos estão diretamente relacionados com o estímulo mecânico. Este modelo de adaptação interfacial correlaciona a formação de diferentes tipos de tecidos (tecido fibroso ou tecido ósseo) com o ambiente mecânico local, que é aproximado através do Método dos Elementos Finitos.

Estudos experimentais comprovam que a osseointegração não ocorre imediatamente após a implantação e, mesmo com o passar do tempo, somente uma pequena parcela da cobertura porosa encontra-se ósseointegrada. Alguns locais podem também apresentar a formação de tecido ósseo aliado à tecido fibroso, o que demonstra a capacidade de ocorrer uma mistura tecidual, ou somente a formação de tecido fibroso (ENGH *et al.*, 1987, KERNER *et al.*, 1999, KEINAPFEL *et al.*, 1999).

Os reais mecanismos responsáveis pela formação de tecido fibroso, na região da interface, ainda não são completamente claros. Aspenberg e Herbertsson (1996) falam que o ambiente mecânico é mais importante do que a presença de partículas provenientes do desgaste acetabular e, portanto, a formação do tecido interfacial está diretamente relacionada com o

histórico de carregamentos sofridos pela prótese. Estudos *in vivo* apresentados por Jasty *et al.* (1997), mostram que micromovimentos relativos, entre a prótese e o osso, na ordem de $20\mu m$, não influenciam o processo de reparo ósseo, mas quando se trata de micromovimentos maiores ou iguais a $150\mu m$, a formação de tecido fibroso em torno da prótese pode atingir uma espessura de 1 a $2mm$, num prazo de 6 semanas após a implantação.

A partir disto é proposto um modelo de diferenciação tecidual, baseado na hipótese de que o ambiente mecânico local controla a evolução dos tecidos que compõem a interface. O estímulo escolhido está relacionado com os micromovimentos relativos entre prótese e osso, que neste caso correspondem ao nível de deformação, normal e cisalhante, dos elementos que compõem a camada interfacial, em torno da haste. Este modelo é baseado na aplicação de uma regra de mistura, ou seja, permite a co-existência de dois tipos de tecidos num mesmo local interfacial: tecido ósseo colado e tecido fibroso. Tal situação é representada através da existência de diferentes proporções de: tecido ósseo colado, representado pela quantidade relativa α_o , que está relacionado com a situação de crescimento ósseo interno aos poros; e tecido fibroso, representado pela quantidade relativa α_f , que está relacionado com a situação de encapsulação fibrosa da haste. Cada condição possui uma lei constitutiva própria, conforme apresentado na seção anterior, e as equações de evolução são escritas em função do estímulo mecânico e da densidade do elemento vizinho a interface, de modo que as quantidades relativas α_o e α_f possam variar ao longo do processo de adaptação óssea.

6.3.1 Formulação da Lei de Adaptação Interfacial

A região da interface, caracterizada pela fina espessura e existência de um sistema local de coordenadas, é utilizada para a definição de um conjunto de equações constitutivas interfaciais, baseadas na regra de mistura, que governam o comportamento do elemento de interface considerado.

As quantidades relativas de cada tipo de tecido interfacial devem satisfazer:

$$\alpha_o + \alpha_f = 1 \quad (6.1)$$

com a força interna do elemento sendo composta por:

$$\alpha_o F_o + \alpha_f F_f = F_{int} \quad (6.2)$$

Sendo que, 6.1 é válida para valores de $0 \leq \alpha \leq 1$. O composto dado pela regra de mistura é considerado um sólido homogêneo com propriedades mecânicas proporcionais a fração volumétrica de seus constituintes.

Para a evolução das quantidades relativas α_o e α_f , que correspondem respectivamente as parcelas de osso e fibra, emprega-se um critério baseado no ambiente biomecânico local. Este critério tem a função de direcionar o processo de evolução interfacial (fibrogênese ou osteogênese). A Eq. (8.18) deve ser satisfeita para todo instante de tempo e todo ponto pertencente ao domínio da interface. A lei de evolução, para as quantidades relativas de tecido, é mostrada em 6.3. Onde, a evolução tecidual é proporcional a diferença entre o estado atual de diferenciação do tecido e o estado de diferenciação que corresponde aos níveis de deformação atual.

$$\frac{d\alpha_o}{dt} = \delta[M(\mathbf{u}) - \alpha_o] \quad (6.3)$$

Onde M é denominado estímulo para a osteogênese, que é calculado a partir dos níveis de deformação mecânica experimentados pelo elemento de interface, e pela densidade aparente deste elemento. O parâmetro δ está relacionado com a taxa de evolução e foi introduzido de modo a limitar as mudanças entre os diferentes tipos de tecido interfacial, em cada iteração. Com isso a diferença entre o estímulo para osteogênese M e a situação atual α_o , do elemento de interface, indica a direção de mudança, já a quantidade de tecido envolvida é limitada pelo parâmetro δ .

O estímulo biomecânico para a osteogênese é introduzido de modo a controlar o início dos processos biológicos que ocorrem na região interfacial. Com isso, para cada iteração do processo de remodelação é feita uma avaliação do ambiente mecânico local, baseada nos níveis de deformação normal e cisalhante de cada elemento finito que compõe a interface. A avaliação do ambiente mecânico local permite realizar a evolução das parcelas de tecido fibroso e osso interfacial para cada elemento.

O estímulo para a osteogênese é baseado na Teoria da Diferenciação Tecidual proposta

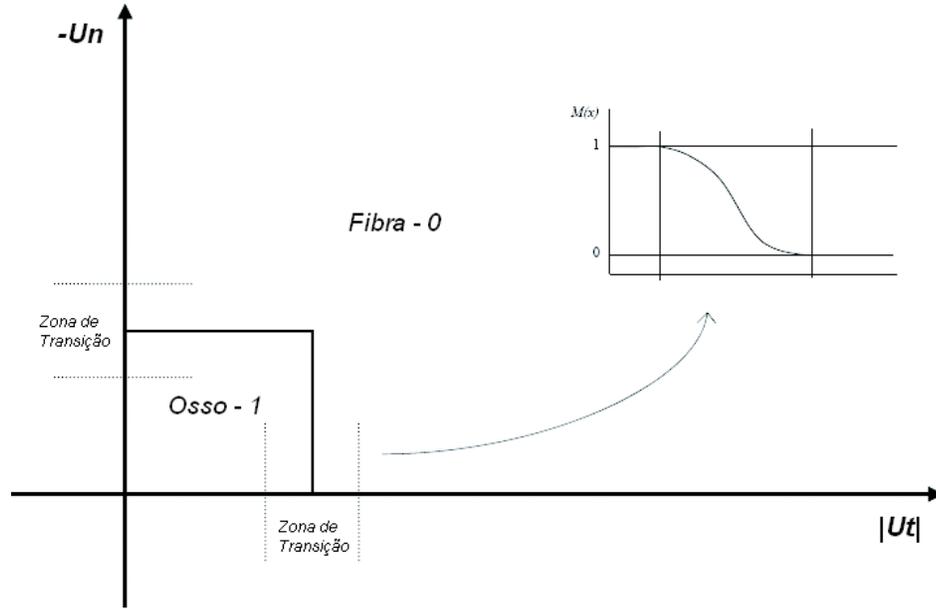


Figura 6.5: Representação gráfica do critério de osteogênese utilizado. (ROESLER, 2006).

por Carter e colegas (CARTER *et al.*, 1988). A representação gráfica simplificada desta teoria pode ser vista na Figura (6.5) e mostra que células progenitoras, que experimentam um histórico de baixas deformações normais e cisalhantes, são aptas para se tornarem osteogênicas, ou seja formadoras de tecido ósseo. Por outro lado, a ocorrência de níveis de deformação maiores tornam o ambiente propício para a formação de tecido fibroso. A proposta de Carter foi originalmente elaborada para os processos envolvidos no reparo de fraturas óssea, portanto a mesma prevê, além das situações descritas anteriormente, a formação de tecido cartilaginoso e fibro-cartilaginoso. Tais situações não são consideradas no âmbito deste trabalho, pois atualmente não há ocorrências de formação de tecido cartilaginoso em torno de próteses de quadril fixadas sem cimento.

O estímulo para a osteogênese, M , é avaliado levando-se em conta os limites de deformação normal, relacionada com o deslocamento na direção normal ($-U_{N\max}$), e deformação cisalhante, relacionada com os deslocamentos na direção tangencial ($|U_{T\max}|$). Deste modo, elementos de interface que sofrem deslocamentos relativos abaixo destes limites estarão contribuindo para a formação de osso interfacial, em contra partida, elementos submetidos a deslocamentos fora destes limites tendem a formação de tecido fibroso.

Para deslocamentos dentro do limite máximo considerado, o estímulo M assume valor

máximo indicando o aumento de α_o .

Com isto, a atualização das variáveis controlando a evolução da condição de fixação osso-prótese é dada por:

$$\alpha_o^{k+1} = \alpha_o^k + \dot{\alpha}_o \Delta t \quad (6.4)$$

$$\alpha_f^{k+1} = 1 - \alpha_o^{k+1} \quad (6.5)$$

A lei de evolução apresentada permite que durante todo o curso da simulação da remodelação, os elementos de interface possam evoluir para a formação de tecido fibroso ou tecido ósseo, de modo a cumprir o critério de adaptação. Portanto, o comportamento constitutivo do tecido interfacial depende das quantidades relativas de cada tecido presente no local.

Conforme apresentado em Roesler (2006), paralelamente à adaptação interfacial, encontra-se em curso o processo de remodelação periprotético e, portanto, a densidade dos elementos de interface devem variar de acordo com a densidade do respectivo vizinho. Para contemplar esta ocorrência foi proposto que, durante todo o curso da simulação, o módulo de elasticidade da parcela de osso do elemento de interface seja igual ao módulo de elasticidade do elemento vizinho correspondente, dependente da densidade local. Assim, acopla-se as mudanças adaptativas periprotéticas e a adaptação da interface.

$$E_N^i(\rho) = \rho^\eta E_N^i \quad , E_T^i(\rho) = \rho^\eta E_T^i \quad (6.6)$$

onde E_N^i e E_T^i referem-se à rigidez do tecido interfacial, ρ é a densidade do elemento vizinho e η é um parâmetro de penalização. O parâmetro η regula a influência dos dos elementos vizinhos à interface sob os elementos de interface. Para valores $\eta = 1$, a relação entre densidade e rigidez é direta, já para $\eta > 1$ ocorre uma penalização nos elementos com densidade intermediária. Assim, é estabelecida uma relação entre a rigidez dos elementos de interface e o grau de mineralização do tecido ósseo periprotético.

Capítulo 7

Modelagem Computacional do Fêmur

O modelo computacional utilizado para a simulação da remodelação óssea, foi gerado a partir do pacote comercial de elementos finitos ABAQUS 6.6-1. Este pacote é formado basicamente por três núcleos: ABAQUS/Standard, ABAQUS/Explicit e ABAQUS/CAE.

- ABAQUS/Standard: é utilizado para a solução de problemas de análise não-linear e é baseado num esquema de integração temporal implícito.
- ABAQUS/Explicit: é utilizado para a solução de problemas de análise dinâmica transitória, usando esquema de integração explícita.
- ABAQUS/CAE: é o pré-pós-processador gráfico do ABAQUS, que integra modelagem, análise, gerenciamento do cálculo e visualização dos resultados no mesmo ambiente. Possui ainda ferramentas para modelagem paramétrica e refinamento adaptativo. A disponibilidade de uma Interface de Programação de Aplicativos (*API-Application Programming Interface*), baseada na linguagem Python, torna o ABAQUS/CAE uma ferramenta muito útil na automação de atividades e processos repetitivos.

O pacote comercial ABAQUS foi utilizado tanto nas etapas de pré-processamento quanto no pós-processamento dos modelos. Com isso algumas funcionalidades relacionadas com o tratamento da geometria, geração de malha, aplicação de condições de contorno e implementação de sub-rotinas para definir o comportamento do material, puderam ser utilizadas. Outro fator importante para a escolha desta plataforma, foi devido a possibilidade de gerar *scripts*, baseados na linguagem Python, que permitem acesso para leitura e escrita tanto no banco de dados do modelo quanto no banco de dados de saída dos resultados. O acesso

aos resultados é realizado diretamente em arquivo no formato binário, sem a necessidade de efetuar tarefas de leitura ou escrita no formato texto e além disso com a comodidade de utilizar o interpretador Python interno ao ABAQUS/CAE.

7.1 Modelo Geométrico

Recentemente existe uma tendência a utilização de modelos de fêmures artificiais como alternativa em relação a fêmures retirados de cadáveres. Esta alternativa se deve principalmente à facilidade de obtenção, de armazenamento, conservação das propriedades mecânicas por longos períodos e devido a repetibilidade atingida nos experimentos. Um dos modelos mais conhecidos é fabricado pelo *Pacific Research Labs* (Vashon, Washington, USA), a partir de fibra de vidro (representando osso cortical) e espuma de poliuretano (representando osso trabecular), a fim de atingir um comportamento mecânico semelhante ao osso real.

Estudos experimentais tem demonstrado que os ossos análogos apresentam comportamento muito semelhante ao osso humano. Tais considerações tem levado a utilização de uma geometria padrão nos mais variados estudos relacionados com biomecânica (VICECONTI *et al.*, 1996, CRISTOFOLINI *et al.*, 1996). A representação desta geometria, a partir de um modelo CAD, está disponível gratuitamente na página da *International Society of Biomechanics Finite Element Repository* e vem sendo utilizada por grande parte dos pesquisadores envolvidos nesta área.

Cheung *et al.* (2004), apresentam um modelo CAD obtido a partir de uma tomografia computadorizada do fêmur análogo, conhecido como terceira geração do fêmur padrão (Figura 7.1). Este modelo também encontra-se disponível para download na página da *International Society of Biomechanics Finite Element Repository* e o mesmo foi utilizado como base para a criação dos modelos apresentados neste trabalho, sendo que a única diferença reside na parte proximal do fêmur, que foi suavizada de modo a facilitar a geração da malha hexaédrica.

Com relação ao modelo da prótese, foi utilizado um modelo geomérico genérico, visto que o intuito deste trabalho não é analisar produtos específicos e sim desenvolver um modelo capaz de prever os padrões de adaptação óssea em torno de próteses. O modelo foi criado



Figura 7.1: (a) Terceira geração do fêmur padrão; (b) Modelo geométrico de uma prótese genérica.

utilizando-se o ambiente de modelagem geométrica do ABAQUS/CAE.

7.2 Modelo de Elementos Finitos

O modelo de elementos finitos foi gerado levando-se em conta as características geométricas necessárias para a criação dos elementos *gasket*. Tais elementos são definidos a partir de duas superfícies separadas pela espessura. Com isso, é necessário a geração de uma malha do tipo estruturada, que facilita a compatibilidade entre os elementos de *gasket*, na interface, e os elementos hexaédricos, que representam o tecido ósseo.

Foram construídos dois modelos, descritos a seguir:

- **Modelo Linear:** Este modelo foi assim denominado por ser composto de uma malha de elementos finitos hexaédricos que representam o osso antes de uma intervenção cirúrgica. O comportamento mecânico é linear e corresponde à formulação apresentada na seção (5.3). Este modelo é utilizado para obter uma configuração inicial de densidades a partir do conceito de ótima estrutura. Esta densidade é condição inicial para

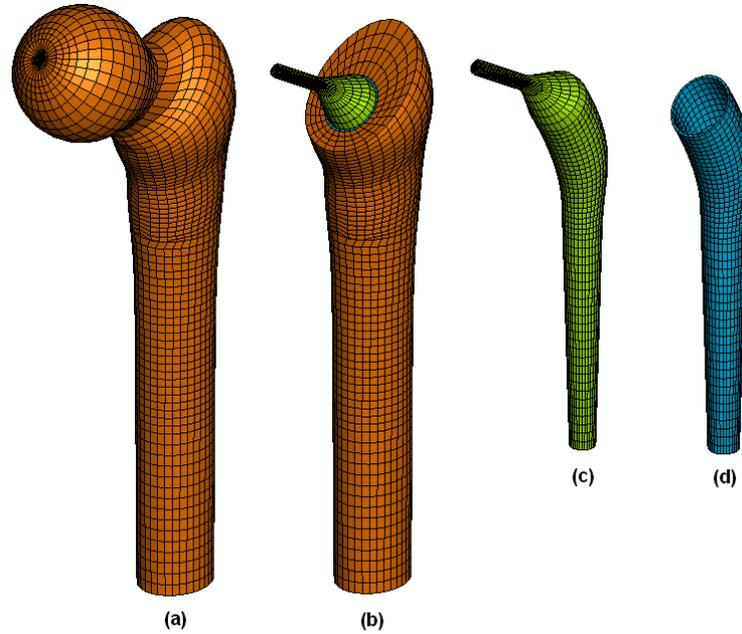


Figura 7.2: (a) Malha utilizada para a obtenção da morfologia inicial; (b) Malha utilizada na simulação do remodelamento ósseo; (c) Malha gerada no modelo de prótese generalizado; (d) Malha da camada interfacial.

o modelo seguinte, ou Modelo de Interface.

- **Modelo com Interface:** Este modelo diferencia-se do anterior por incluir os elementos *Gasket*, que modelam a região interfacial. Ele foi obtido eliminando os elementos que no modelo linear, ocupam a região onde é inserida a haste femoral. Também foram excluídos os elementos da cabeça do fêmur (Figura 7.2b). Deve-se destacar que, por conveniência, existe perfeita compatibilidade entre os elementos que representam osso em ambos os modelos, de forma a facilitar a transferência de distribuição de densidade inicial do primeiro para o segundo modelo.

O modelo geométrico tridimensional foi importado no ambiente ABAQUS/CAE, onde foi realizada uma suavização da geometria na parte proximal do fêmur. A suavização da geometria permite um melhor controle durante a geração da malha, visto que o fêmur apresenta uma geometria complexa, dificultando a geração de uma malha estruturada.

Com isso, o modelo do fêmur utilizado para prever a morfologia inicial (Figura 7.2(a)) possui um total de 21.382 elementos e 23.597 nós. Já o modelo utilizado para a simulação da remodelação óssea (Figura 7.2(b)) possui 11.710 elementos e 16733 nós.

No processo de simulação para determinação da morfologia inicial do fêmur, é necessária a aplicação de carregamentos que se comportem de maneira semelhante às condições naturais sofridas pela articulação do quadril. É evidente que a intenção deste trabalho não é modelar precisamente as condições de carregamento impostas ao fêmur e sim apresentar um modelo capaz de reproduzir satisfatoriamente os esforços sofridos pelo fêmur durante o movimento.

Outro fato importante é que o modelo apresenta sensibilidade em relação a área de aplicação de carga, devido a hipótese de que o tecido ósseo se comporta como uma estrutura ótima. Esta condição reflete na reabsorção de material em regiões submetidas a baixa solicitação, isto significa que, quanto maior a área de aplicação de carga, maior será tendência de ocorrer existência de material neste local.

Os carregamentos devido ao peso corporal são aplicados somente em determinadas regiões, através de forças distribuídas parabólicamente e perpendiculares à superfície da cabeça femoral. O local de aplicação dos carregamentos foi determinado a partir dos ângulos referentes ao ciclo da marcha que, conforme Allard (1995), variam de -20° a 25° para a articulação do quadril. Além disto, a aplicação de carga numa região maior da superfície é justificada pelo fato de que ao longo do tempo outras atividades, como por exemplo, subir escadas e até mesmo sentar e levantar de uma cadeira, devem ser levadas em conta durante as simulações. Portanto, os carregamentos devido ao peso corporal são divididos em três casos de carga a fim de representar, de maneira aproximada, os esforços sofridos pelo fêmur. Cada caso de carga apresenta o valor de uma vez a massa corpora (MC), onde MC foi assumida igual a $700N$.

Também são consideradas as forças devido a ação dos músculos glúteo máximo, glúteo médio e glúteo mínimo, aplicadas no trocânter maior (Figura 7.3). Segundo Pedersen *et al.* (1997), considerar somente os músculos com ponto de inserção próximo da cabeça femoral, é suficiente para alcançar resultados, via método dos elementos finitos, que se aproximam das condições reais. As cargas referentes à ação de cada músculo são aplicadas nas regiões anterior, medial e posterior. Os pontos de inserção e as direções de aplicação dos carregamentos seguem o trabalho apresentado por Dostal e Andrews (1981) *apud* Bagge (1999), já os valores das cargas seguem as observações de Pedersen *et al.* (1997), onde considera-se 25% da MC para o glúteo máximo e glúteo médio e 12,5% da MC para o glúteo mínimo,

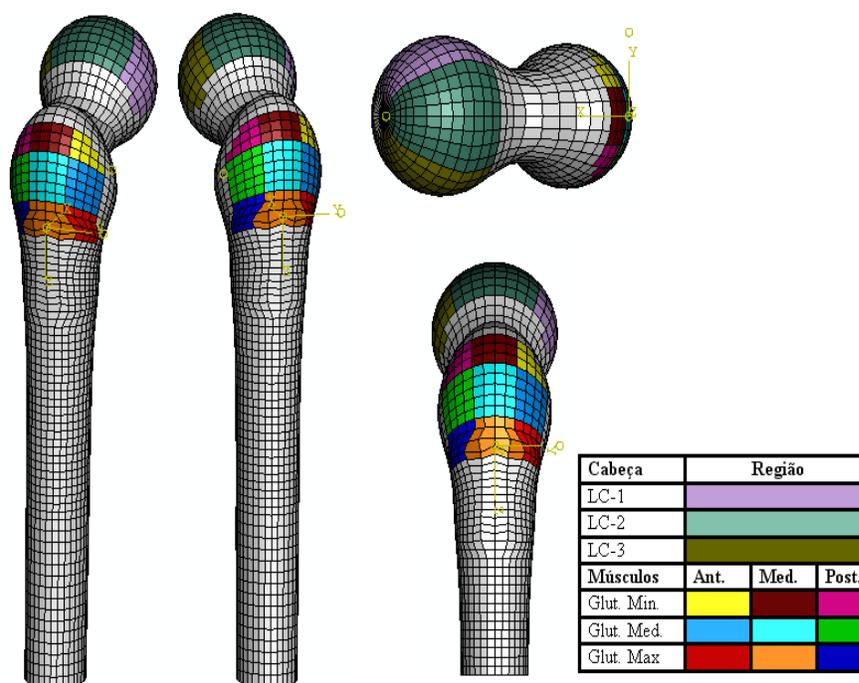


Figura 7.3: Representação gráfica dos locais onde são aplicados cada caso de carga. O número, que aparece na legenda, está relacionado com o caso de carga.

sendo que estes valores são aplicados para cada uma das três regiões de cada músculo.

Diferentemente do modelo apresentado por Bagge (1999), que utiliza dez casos de carga, este modelo propõe a utilização de apenas três casos de carga, obtidos a partir da média dos dez casos apresentados. Esta simplificação resulta em grande redução do custo computacional, envolvido na solução do problema com condições de interface, pois a cada iteração é necessário resolver um problema não-linear de equilíbrio e um problema linear adjunto para cada caso de carga. Os fatores de peso relativos a cada caso de carga são: Caso de Carga 1 = 20%, Caso de Carga 2 = 60%, Caso de Carga 3 = 20%.

As cargas aplicadas devem ser equilibradas pelas forças de reação na articulação do joelho, que neste modelo são impostas através da condição de engaste dos nós que formam o anél externo da diáfise femoral, na parte distal do fêmur (Tabela 7.1).

Tabela 7.1 - Direções dos carregamentos devido a ação dos músculos. O sistema de coordenadas é orientado de modo que o eixo x está na direção lateral-medial, o eixo y na direção antero-posterior e o eixo z na direção superior-inferior.

Caso de Carga	Glúteo Mínimo								
	<i>Anterior</i>			<i>Medial</i>			<i>Posterior</i>		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
1	0,11	-0,43	-0,90	0,16	-0,03	-0,90	0,20	0,10	-0,76
2	0,24	-0,25	-0,90	0,32	0,13	-0,95	0,37	0,26	-0,77
3	0,10	-0,15	-1,05	0,18	0,25	-1,10	0,22	0,42	-0,92
Caso de Carga	Glúteo Médio								
	<i>Anterior</i>			<i>Medial</i>			<i>Posterior</i>		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
1	0,05	-0,36	-0,88	0,24	-0,94	-0,92	0,32	0,32	-0,80
2	0,08	-0,25	-0,92	0,31	-0,05	-0,91	0,40	0,32	-0,84
3	-0,06	-0,13	-1,07	0,25	0,13	-1,20	0,35	0,48	-0,92
Caso de Carga	Glúteo Máximo								
	<i>Anterior</i>			<i>Medial</i>			<i>Posterior</i>		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
1	1,67	-3,16	-3,92	-1,33	0,50	-1,50	1,67	3,16	-3,92
2	2,88	-2,50	4,25	-0,62	0,44	-1,87	2,88	2,50	4,25
3	1,67	-1,08	-4,83	-1,50	0,75	-2,17	1,67	1,08	-4,83

Capítulo 8

Resultados Numéricos

Este capítulo é dedicado à apresentação dos resultados numéricos realizados utilizando o algoritmo iterativo de remodelação óssea, por meio do qual é possível identificar padrões de adaptação óssea em torno de próteses femorais. Primeiramente, são mostrados exemplos numéricos obtidos a partir da solução de um problema de otimização topológica. Estes resultados são utilizados como condição inicial do processo de remodelação, após a ATQ. Na seção seguinte são apresentados os resultados obtidos a partir da simulação da remodelação óssea, em cada modelo proposto.

8.1 Morfologia do Fêmur

Nesta seção, são apresentados os resultados da distribuição de densidade óssea do modelo de fêmur apresentado no capítulo anterior, obtidas a partir da solução do problema de otimização. Nas Figuras 8.1 até 8.3 podem ser vistos os resultados convergidos do modelo SIMP, para restrições de volume de 30%, 50% e 70% do volume total, e utilizando, em todos os casos, o parâmetro de penalização $p = 2$ de modo a permitir a existência de densidades intermediárias que neste contexto representam o osso trabecular.

O resultado para a restrição de volume igual a 30% é mostrado na Figura 8.1. Observa-se que a estrutura apresenta alta porosidade, inclusive no córtex medial e lateral. Já para frações volumétricas maiores, Figura 8.2 e 8.3, o córtex medial e lateral apresentam maior densidade, o que resulta no desaparecimento do canal medular e densificação do osso trabecular, principalmente quando se utiliza restrição de 70%. O caso que mais se assemelha com a morfologia óssea do fêmur ocorre com restrição de volume igual a 50% do volume total,

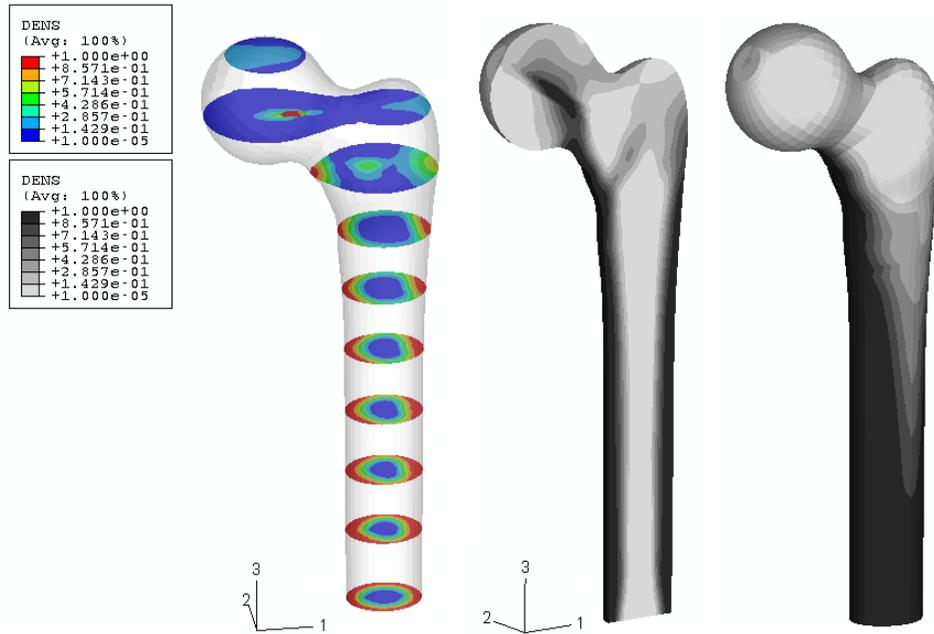


Figura 8.1: Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 30% do volume total.

como pode ser visto na Figura 8.2. Neste caso nota-se a formação do cortex medial e lateral, ou seja, duas camadas de osso cortical com alta densidade ao longo da diáfise. Também ocorre a formação do canal medular com baixa densidade, a formação de placas corticais metafisais, baixa densidade na região do triângulo de Ward e a distribuição complexa da densidade na região da epífise femoral. Observa-se também uma maior densidade óssea na região do colo femoral, acompanhando a linha de cargas compressivas.

O parâmetro de penalização p está relacionado com a distribuição de densidades desejada, ou seja, quanto maior o valor de p menor a ocorrência de valores de densidade intermediários. Com o objetivo de comparar a influência do parâmetro de penalização em relação à distribuição de densidades obtida, na Figura 8.4 são apresentados os resultados para p igual a 2, 3 e 4. Conforme pode ser observado, a utilização de valores maiores, neste caso para p igual a 3 e 4, resultam no aparecimento de tecido ósseo de alta densidade na região da metáfise femoral, sendo esta uma situação que não condiz com as características morfológicas reais da estrutura. Em contrapartida, uma penalização mais suave permite a ocorrência de densidades intermediárias, neste caso, representadas pelas regiões em cinza.

É importante salientar que o modelo apresenta elevada sensibilidade em relação às condições

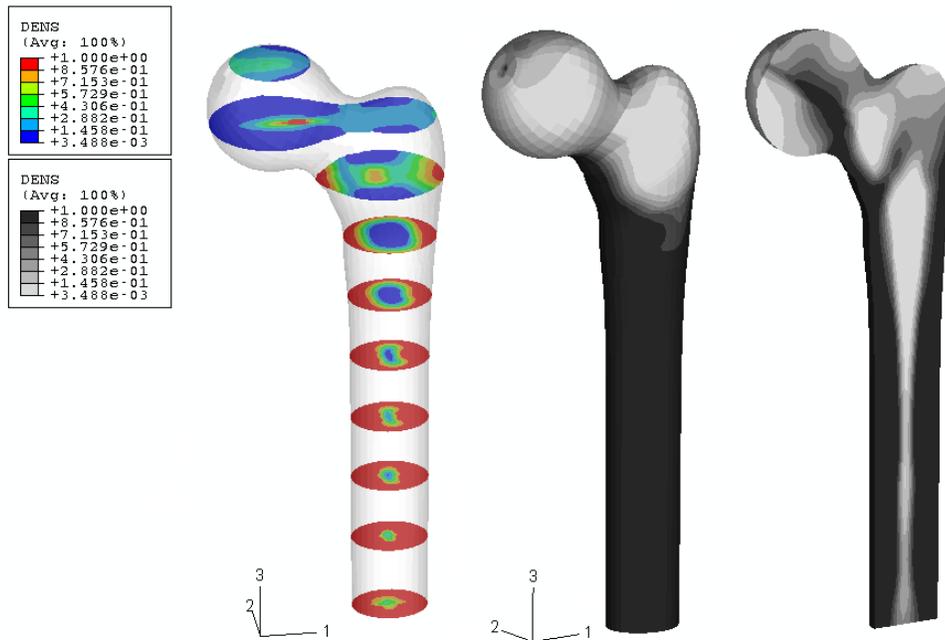


Figura 8.2: Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 50% do volume total.

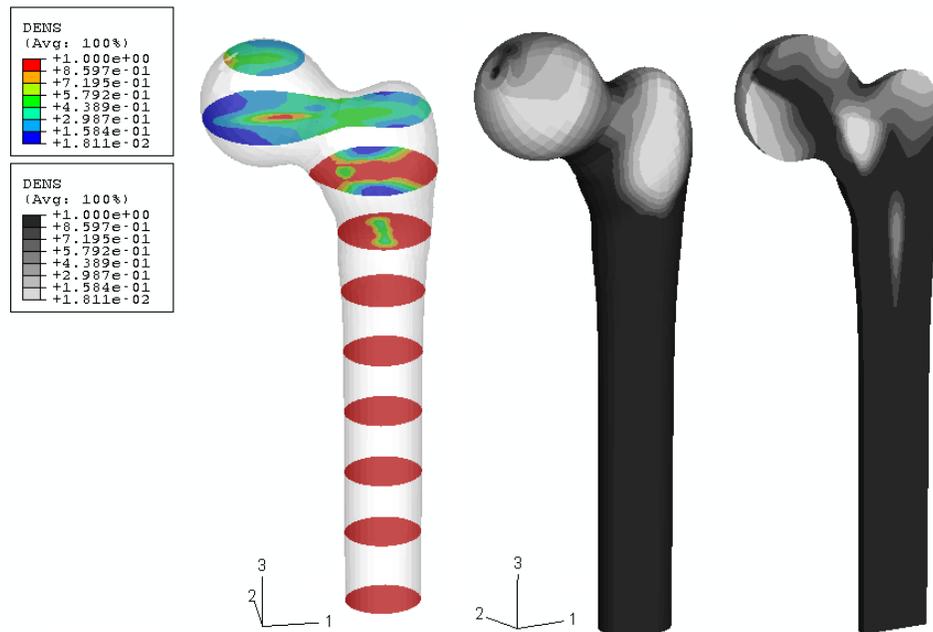


Figura 8.3: Distribuição do campo de densidades ao longo do fêmur, obtida a partir da restrição de volume de 70% do volume total.

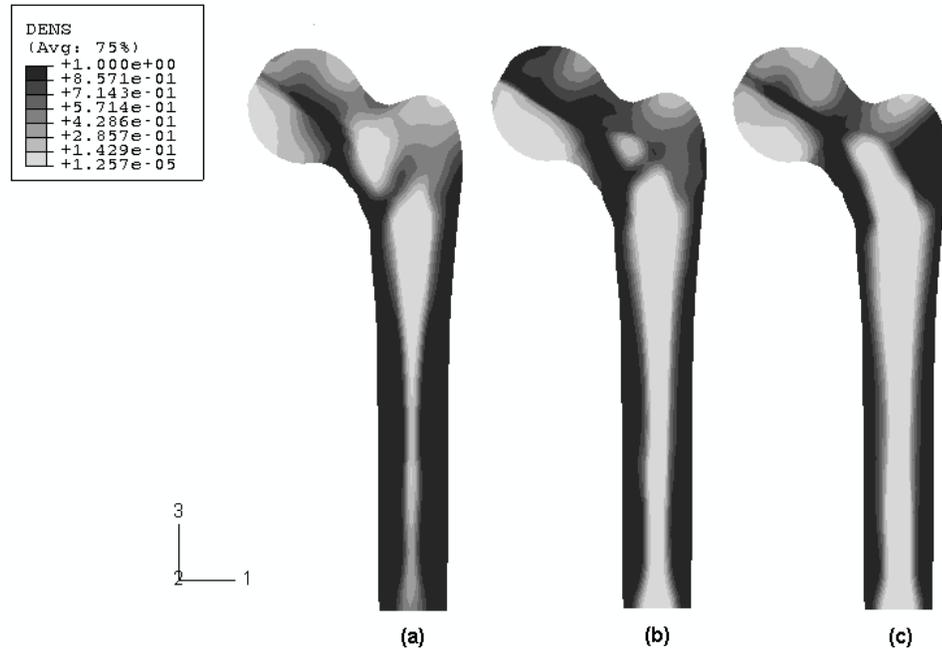


Figura 8.4: Vista antero-posterior do fêmur com a distribuição do campo de densidades para: (a) $p = 2$, (b) $p = 3$ e (c) $p = 4$.

de carregamento impostas, ou seja, o conjunto de cargas impostas determina a distribuição de densidades resultante. Contudo, os resultados obtidos evidenciam que a utilização da hipótese de ótima estrutura permite a determinação de uma distribuição de densidades admissível. Tal condição, neste trabalho, serve como configuração óssea inicial para a simulação da adaptação em torno da haste femoral.

Para o caso do modelo de microestrutura, as direções do material são alinhadas com a média, para cada caso de carga, das direções principais de deformação no centróide do elemento. As direções do material representam as direções de alinhamento das trabéculas mais espessas. Na Figura (8.5) são apresentadas as direções obtidas numericamente e um padrão das orientações em um fêmur real. Neste caso, para efeitos de comparação, foi utilizado modelo geométrico original da terceira geração do fêmur padrão (CHEUNG *et al.*, 2004), com as mesmas condições de contorno apresentadas no capítulo anterior.

O resultado obtido numericamente, Figura 8.5, mostra que a orientação da estrutura segue um padrão semelhante ao fêmur real, neste caso é possível observar o alinhamento vertical do material, tanto no córtex medial quanto no córtex lateral. Na região da metáfise

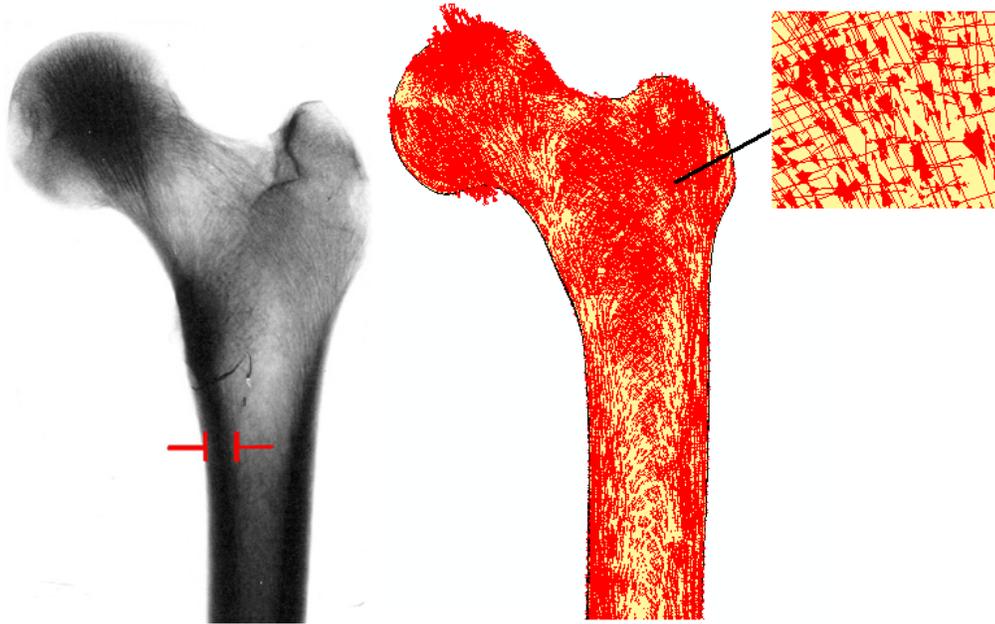


Figura 8.5: Na esquerda, a vista da porção anterior de um fêmur real. (www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/images/intact.jpg). No lado direito, as direções principais de deformação obtidas na convergência do processo de otimização.

femoral não é possível identificar orientações preferenciais, o que demonstra um certo grau de isotropia desta região, ou seja, a mesma deve ser apta a suportar esforços em todas as direções e apresentando o mesmo comportamento material, já na região do cólo é possível verificar um certo alinhamento em relação aos carregamentos impostos na cabeça do fêmur.

8.2 Simulação da Adaptação Óssea

Na simulação da adaptação óssea em torno da haste são empregadas as mesmas condições de contorno utilizadas para a obtenção da morfologia inicial, com a diferença de que nesta etapa as cargas devido à compressão, na cabeça do fêmur, passam a ser aplicadas na cabeça da prótese metálica. São mantidos os mesmos casos de carga, magnitudes e direções, de modo que as mudanças na distribuição de densidades sejam resultado somente da colocação da prótese.

Para os exemplos apresentados a seguir, cada iteração do processo de remodelação óssea equivale a 5 dias, considerando uma taxa de perda de massa óssea de 7,6% ao ano (JEE, 1983 *apud* BAGGE, 1999).

O material da prótese apresenta comportamento isotrópico linear elástico. Não é considerada uma liga em específico, somente é levado em conta o fato de que o módulo de elasticidade do titânio, material usualmente utilizado na fabricação de próteses, é da ordem de 103 GPa, na forma comercialmente pura. Porém, nas ligas de titânio, o módulo de elasticidade é mais alto, chegando a 124 GPa. No contexto deste trabalho é considerado um módulo de elasticidade de 120 GPa e coeficiente de Poisson 0,3. Também considera-se que o componente femoral apresenta cobertura porosa em toda sua extensão.

8.2.1 Condição de Interface Colada

A condição de interface colada é uma situação idealizada, na qual supõem-se que ocorre adesão completa entre o osso e o implante. Tal situação não representa uma condição real, pois sabe-se que algumas regiões da superfície do implante, mesmo sob condições de carregamento favorável, não apresentam crescimento ósseo interno aos poros. Nos primeiros exemplos, são apresentados os resultados a partir da utilização desta hipótese, pois a mesma tem sido a condição mais utilizada na literatura e serve como forma de avaliar o padrão de resposta adaptativa do tecido ósseo.

No primeiro exemplo, utiliza-se o modelo de material isotrópico. Neste caso, conforme as Figuras (8.6) e (8.7), observa-se a ocorrência de atrofia tanto na parte proximal lateral quanto na região do calcar, regiões representadas pelas zonas de Gruen 1 e 7, respectivamente. Observa-se também a ocorrência de condensação endosteal, ou seja, a tendência de aumento na densidade do canal medular, representado pelas zonas de Gruen 3,4 e 5. Este fato pode conduzir a formação de um pedestal ósseo na parte distal da haste, que serve como suporte da mesma a fim de suportar a haste deviodo a instabilidade axial. Com relação a massa óssea, em termos globais, a mesma sofre uma diminuição de aproximadamente 9%. Observa-se também, a diminuição da massa óssea na parte proximal e aumento de massa na região distal (Figura 8.8).

Com relação ao modelo baseado na microestrutura com simetria cúbica, as figuras (8.9) e (8.10) apresentam a distribuição do campo de densidades após o processo de adaptação óssea. Neste caso, observa-se que a perda de massa óssea global, figura (8.11), é relativamente maior (27%) do que no modelo anterior. Também nota-se a ocorrência de atrofia tanto na

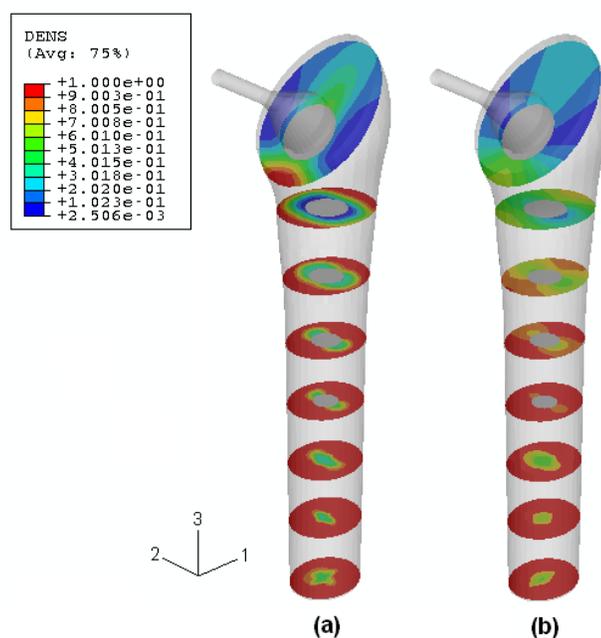


Figura 8.6: Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico, ao longo dos planos transversal e oblíquo, nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b).

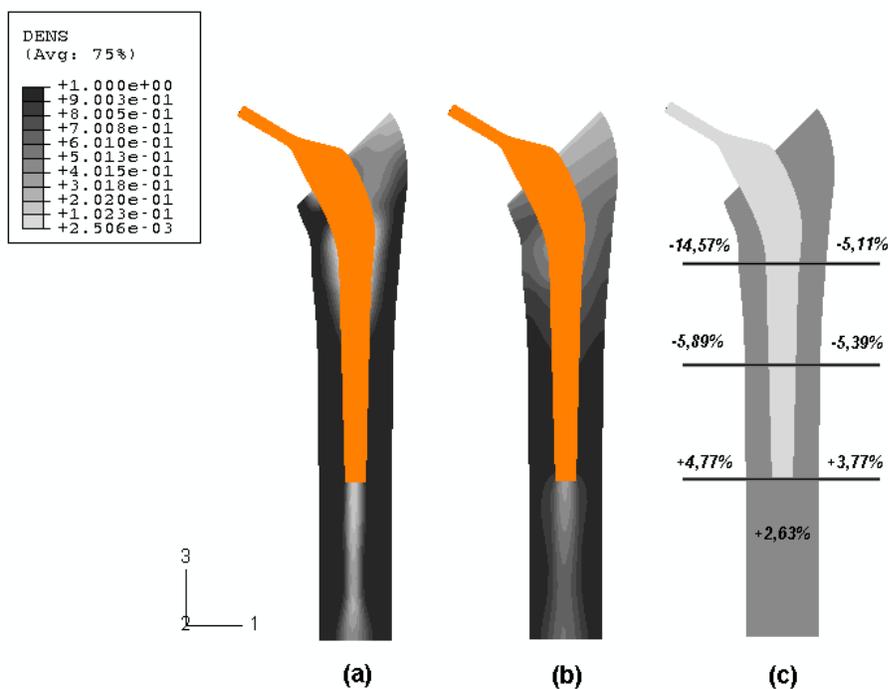


Figura 8.7: Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c).

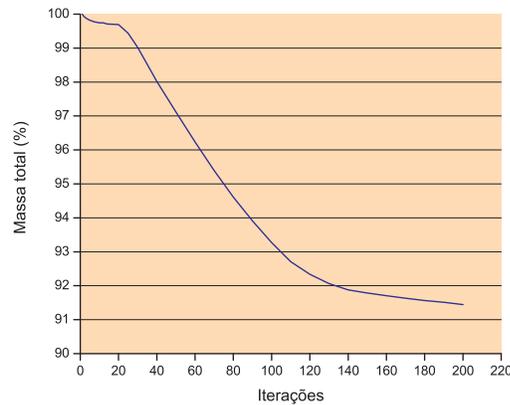


Figura 8.8: Evolução da massa óssea durante a adaptação, utilizando o modelo isotrópico.

região do calcar quanto na parte distal do fêmur. Tais fatos podem ser explicados devido a existência de uma orientação preferencial da microestrutura, que é contabilizada a cada iteração do processo de remodelação óssea, através do alinhamento da microestrutura do material com as direções principais de deformação. Neste modelo a orientação trabecular é um fator fundamental, pois mesmo ocorrendo a existência de regiões com densidade relativa intermediária, ou seja $0 < \rho < 1$, a orientação preferencial das trabéculas fornece rigidez suficiente para que estes locais tenham elevada capacidade de suporte, quando submetidos as novas condições impostas pela colocação da prótese.

Na Figura (8.12a) (diáfise), é possível observar um alinhamento vertical, na região do córtex lateral, tal situação se configura a fim de suportar os carregamentos de tração devido a flexão do fêmur. Já na região adjacente a prótese observa-se um alinhamento a 45° , condição que se estabelece a fim de suportar os esforços cisalhantes, provenientes da colocação da prótese. Já na Figura (8.12b) (metáfise), a orientação da trabecular não apresenta um padrão bem definido, o que está de acordo observações clínicas, pois tal região é caracterizada pela distribuição complexa das trabéculas.

8.2.2 Condição de Interface Fibrosa

Neste exemplo, são apresentados os resultados obtidos a partir da hipótese de encapsulação fibrosa ao longo de toda a extensão da prótese. Tal situação, segundo os critérios radiológicos de avaliação, também pode ser considerada como uma forma de fixação estável. Neste caso,

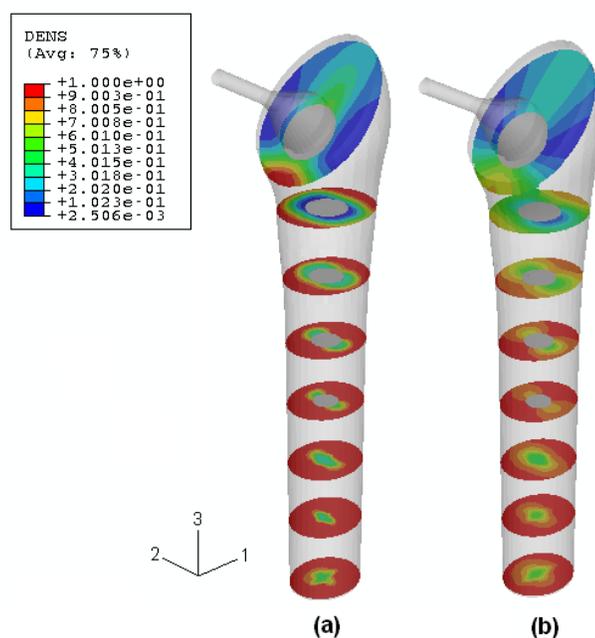


Figura 8.9: Distribuição de densidade óssea, para o modelo ortotrópico, ao longo dos planos transversal e oblíquo, nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b).

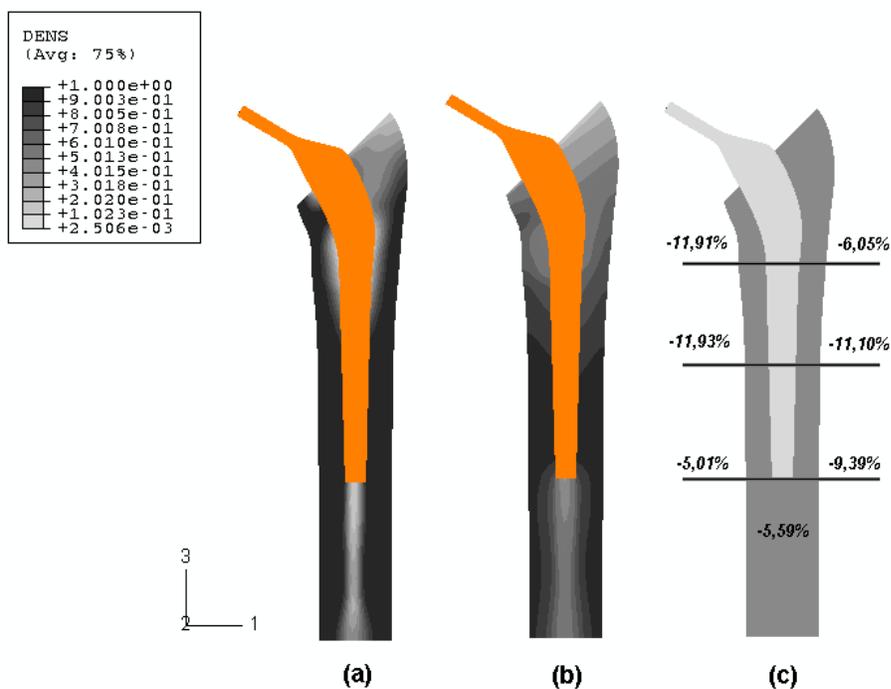


Figura 8.10: Vista anterior do fêmur, para o modelo ortotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c).

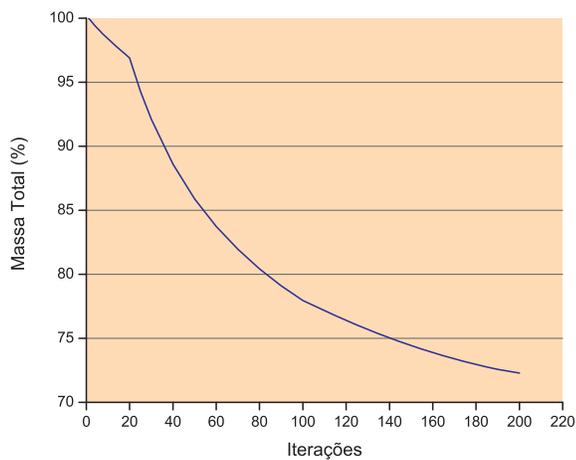


Figura 8.11: Evolução da massa óssea durante a adaptação, utilizando o modelo ortotrópico.

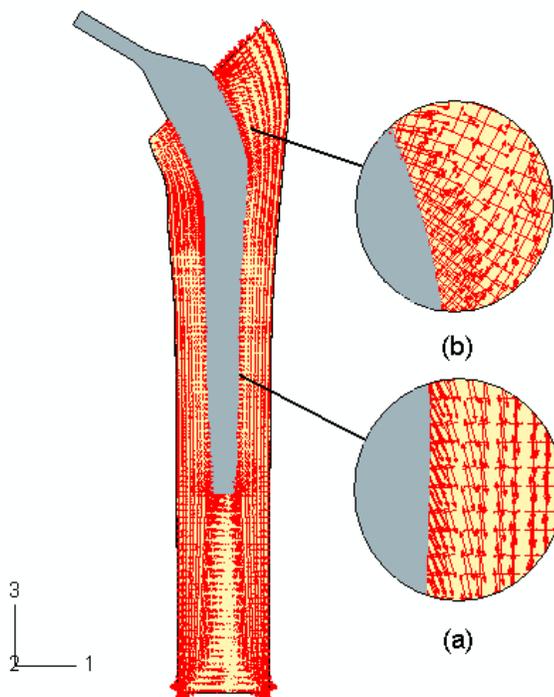


Figura 8.12: Orientação microestrutural após o processo de remodelação óssea.

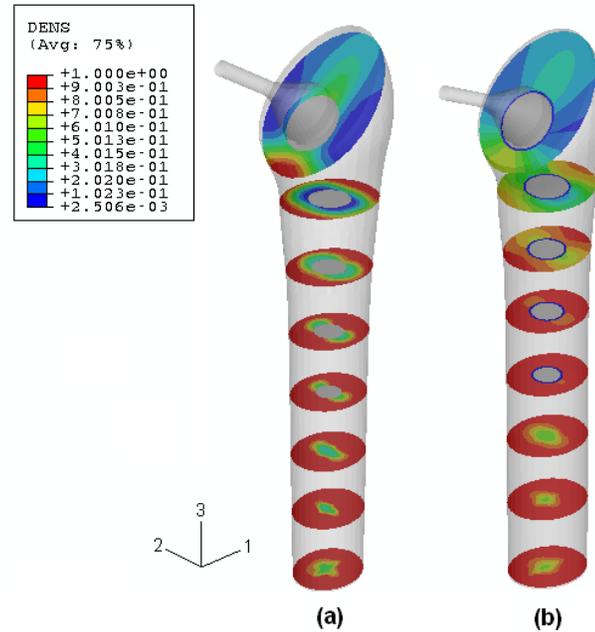


Figura 8.13: Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico com encapsulação fibrosa da prótese. (a) Período pós-operatório. (b) Após a adaptação óssea (b). Em (b) a camada na cor azul, em torno da prótese, representa o tecido fibroso interfacial.

utilizou-se o modelo constitutivo bilinear apresentado, para representar o comportamento da membrana fibrosa que envolve o componente femoral. A camada de tecido fibroso apresenta comportamento fixo ao longo de todo o processo de remodelação, ou seja, nenhum processo de evolução do material interfacial é considerado.

Como citado anteriormente, a condição de encapsulação fibrosa pode promover instabilidade da prótese, resultado da baixa rigidez do tecido fibroso quando submetido a esforços trativos e cisalhantes. O efeito da baixa rigidez ao cisalhamento pode ser notado na Figura (8.13) e (8.14), pois observa-se hipertrofia na parte distal do fêmur, com tendência ao preenchimento do canal medular. O aumento de densidade do canal medular gera uma espécie de sustentação para o componente femoral, condição que é relatada na bibliografia como formação de pedestal, e frequentemente aparece em estudos clínicos. Também é possível observar reabsorção óssea na parte proximal do fêmur, ou seja, a atrofia na região da metáfise, que ocorre tanto medial quanto lateralmente, e chega a se estender até a diáfise, iniciando o processo de afinamento cortical.

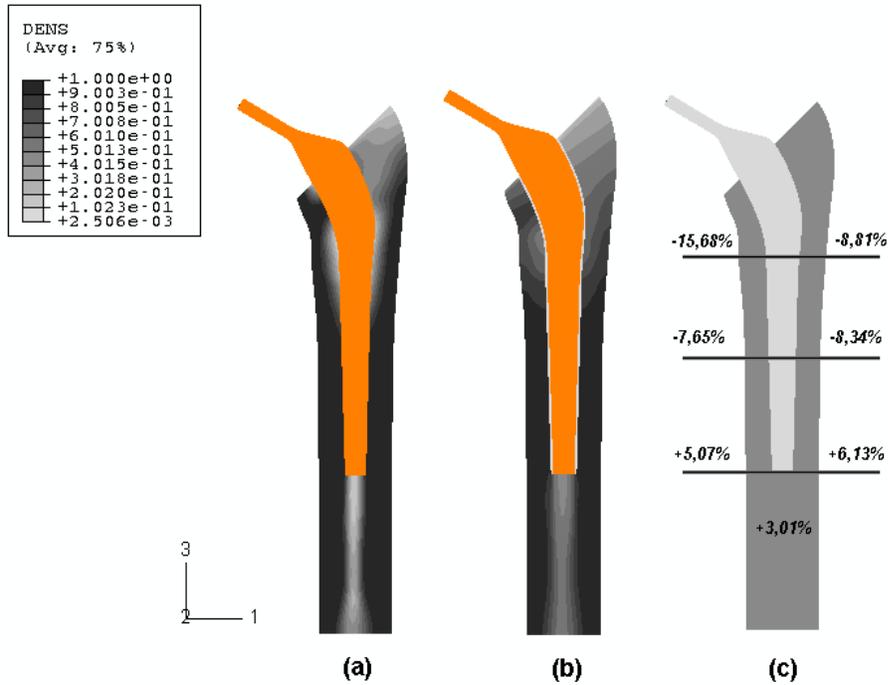


Figura 8.14: Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico, com a distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a) e após a adaptação óssea (b). Variação de massa óssea (c). Em (b) a camada branca em torno da prótese representa a interface fibrosa.

8.2.3 Condição com Evolução do Tecido Interfacial

O modelo de evolução interfacial permite que ao longo do processo de remodelação óssea ocorram alterações simultâneas, tanto no tecido ósseo periprotético quanto no tecido interfacial. No início do processo, considera-se que a prótese encontra-se encapsulada por tecido fibroso ou consolidada ao tecido ósseo. Após a primeira iteração, é iniciado o processo de evolução do tecido interfacial, de forma que elementos expostos a um ambiente mecânico local favorável possam evoluir para a formação de mistura osso/fibra ou simplesmente osso mineralizado. O ambiente mecânico é avaliado a partir dos deslocamentos relativos osso/prótese, que ocorrem nos três casos de carga considerados. Os limites U_{tmax} e U_{nmax} , determinam a região admissível para a formação de tecido ósseo mineralizado.

Antes de iniciar a simulação da remodelação óssea com evolução da interface, é necessário avaliar a influência dos parâmetros da lei de interface em relação ao crescimento ósseo em torno da prótese. O primeiro fator a ser avaliado está relacionado com a condição inicial dos elementos de interface. Neste modelo, tais elementos podem assumir a condição de formação

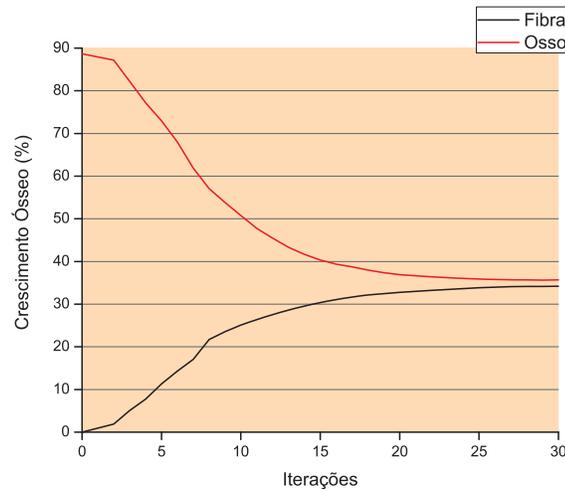


Figura 8.15: Evolução do crescimento ósseo em torno da prótese.

de tecido fibroso ou consolidação óssea. Nas Figuras (8.15) e (8.16), são apresentados os resultados para cada um dos casos. Estes resultados demonstram que praticamente não há diferenças na distribuição tecidual final, quando comparadas as duas situações. A justificativa está no fato de que mesmo partindo de uma condição de crescimento ósseo total, a baixa qualidade do tecido ósseo na parte proximal do fêmur, resultado da reabsorção, não permite o desenvolvimento de um ambiente biomecânico favorável para o crescimento ósseo nesta região. Portanto, independente da condição inicial escolhida os resultados tendem à uma mesma distribuição de material na interface.

A habilidade de diferenciação do tecido ósseo, no sentido de ósteogênese ou fibrogênese, depende dos valores atribuídos para o deslocamento máximo tangencial e normal. A osteogênese somente ocorre em elementos que experimentarem um histórico de deslocamentos tangenciais abaixo do limite máximo estabelecido $U_{t\max}$ e deslocamentos normais que indiquem compressão da interface, desde que os mesmos não ultrapassem um limite $U_{n\max}$ a partir do qual inicia a degradação do tecido. Para o deslocamento na direção tangencial, os valores $U_{t\max}$ encontrados na literatura encontram-se entre $150\mu m$ e $200\mu m$. Para a direção normal, não foram encontrados, até o momento, trabalhos que demonstrem valores de deslocamento ou pressões que permitam a diferenciação tecidual.

A fim de verificar o comportamento do modelo frente às alterações nos limites de deslo-

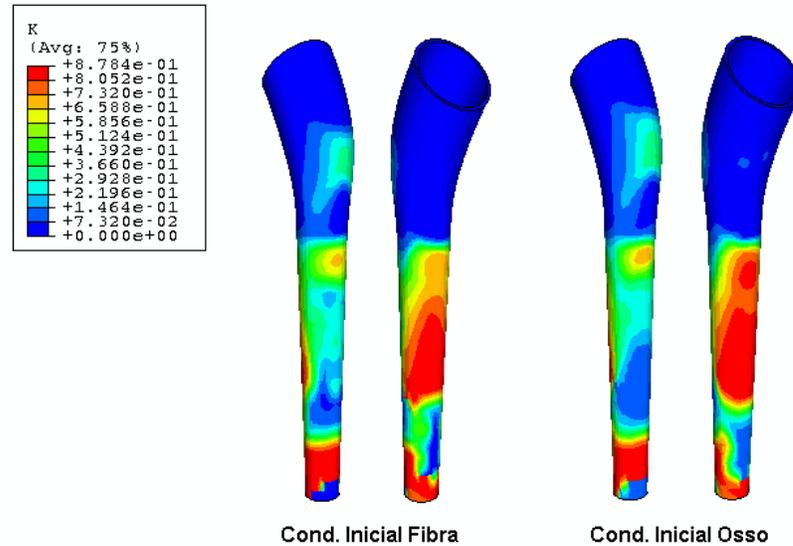


Figura 8.16: Crescimento ósseo em torno da prótese para cada condição inicial.

camento, o mesmo foi testado para um intervalo de valores. Para avaliar a sensibilidade do modelo com relação ao limite de deslocamento normal, foi suposto deslocamento tangencial fixo $U_{t\max} = 150\mu m$, sendo que este valor foi obtido a partir de resultados experimentais apresentados por Jasty, *et al.* (1997). Para a faixa de valores supostos ($U_{n\max} = \{20; 40; 80; 120; 160\}\mu m$), o modelo apresentou-se praticamente insensível, pois para todos os casos houve crescimento ósseo em somente cerca de 32% da cobertura porosa da prótese. Tais resultados demonstram que a exigência de deslocamento normal na direção de compressão da interface já impõe uma restrição razoável ao problema. Em contra partida, mantendo-se o limite $U_{n\max}$ fixo e variando $U_{t\max}$, o modelo apresentou maior sensibilidade (Figura 8.17). Estes resultados vão ao encontro de observações experimentais, pois estas têm demonstrado que somente regiões submetidas a baixos deslocamentos tangenciais tendem a formação de tecido ósseo mineralizado. Observa-se que o modelo apresenta uma divisão bem definida entre os valores que permitem e os valores que impedem o crescimento ósseo em torno da prótese.

Neste trabalho, o multiplicador de Lagrange α associado à restrição de volume, no problema otimização, é mantido fixo e igual a $0,0012N/mm^2$. Este valor é obtido na convergência do processo de otimização, na obtenção da distribuição de densidades inicial. Alguns trabalhos consideram que o multiplicador de Lagrange α pode estar relacionado com o custo

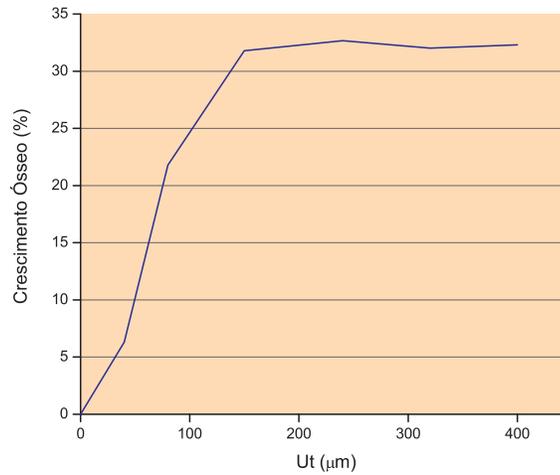


Figura 8.17: Percentual de crescimento ósseo em torno da prótese em relação ao nível de deslocamento tangencial.

metabólico associado com o volume ósseo e controla a quantidade de volume ósseo devendo ser avaliado através de fatores biológicos ou metabólicos (FERNANDES, *et al.*, 1999). Conforme a Figura (8.18), observa-se que valores de α abaixo do valor de equilíbrio provocam aumento da massa óssea, enquanto valores acima do equilíbrio provocam a perda de massa óssea, o que comprova a forte influência deste parâmetro sob os resultados obtidos na simulação da remodelação óssea.

Outro aspecto importante, relacionado com o crescimento ósseo em torno da prótese e a adaptação periprotética, diz respeito às propriedades do material de base que constitui a prótese. Há fortes indícios de que uma prótese mais rígida contribui para o aumento da reabsorção óssea proximal, enquanto próteses mais flexíveis diminuem este efeito mas em contrapartida aumentam o nível de deformações cisalhantes na região interface/prótese, prejudicando o crescimento ósso em torno da prótese. Para avaliar a influência da rigidez do material da prótese sob a resposta do modelo, foram realizadas duas simulações da adaptação óssea, uma em torno de haste liga de *Ti* ($E = 120GPa$) e outra em torno de haste liga *Cr-Co* ($E = 200GPa$). A fim de avaliar os resultados numéricos fornecidos pelo modelo, os seguintes parâmetros foram atribuídos para a lei de adaptação: $U_{t\max} = 150\mu m$, $-U_{n\max} = 6\mu m$, $\delta = 0,1$ e $\eta = 2$.

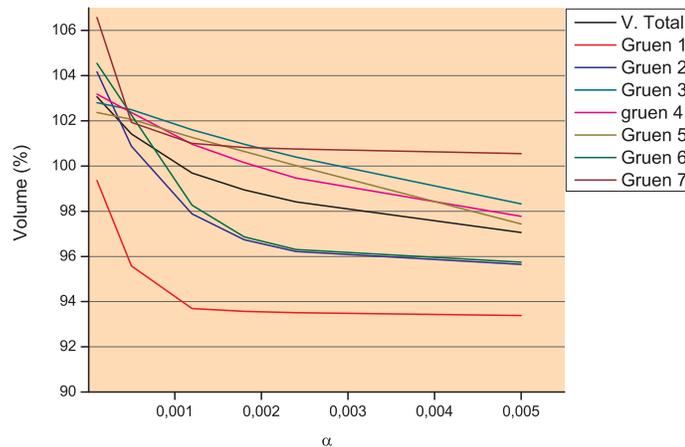


Figura 8.18: Variação do volume de material ósseo em relação ao multiplicador de Lagrange α . Os resultados apresentados são ao final de 10 iterações do processo de remodelação.

Nas Figuras (8.19) e (8.20), observa-se que a prótese de Ti preserva uma maior quantidade de massa óssea frente a de $Cr - Co$. Em termos do padrão de adaptação, nota-se hipertrofia na parte distal do fêmur, com tendência ao preenchimento do canal medular e reabsorção óssea mais pronunciada na parte proximal do fêmur para o caso da prótese em $Cr - Co$. Em termos globais, a perda de massa óssea foi de 9,2% para a prótese em $Cr - Co$ e 5,79% para a prótese em Ti . Para a região da interface (Figura 8.21) o crescimento ósseo é esparsos, em ambos os casos, porém sem apresentar diferenças significativas. Esta situação vai ao encontro de inúmeros casos clínicos, pois estes tem demonstrado que somente em uma pequena parcela da cobertura porosa da prótese ocorre crescimento ósseo. Como citado anteriormente, a alteração no padrão de carregamentos sofrido pelo fêmur provoca reabsorção óssea na parte proximal, a qual promove aumento da porosidade do tecido. O tecido ósseo com elevado índice de porosidade apresenta baixa capacidade de suporte mecânico, o que remete a um ambiente biomecânico não favorável ao crescimento ósseo na região proximal. Esta situação pode ser observada na Figura (8.21). Com relação ao material de base da prótese, observa-se também uma pequena diferença no padrão de crescimento ósseo em cada um dos casos avaliados. Para a prótese em Ti , o crescimento ósseo ocorre em uma menor parcela da cobertura porosa da prótese, o que é justificado pelo fato deste material apresentar uma menor rigidez.

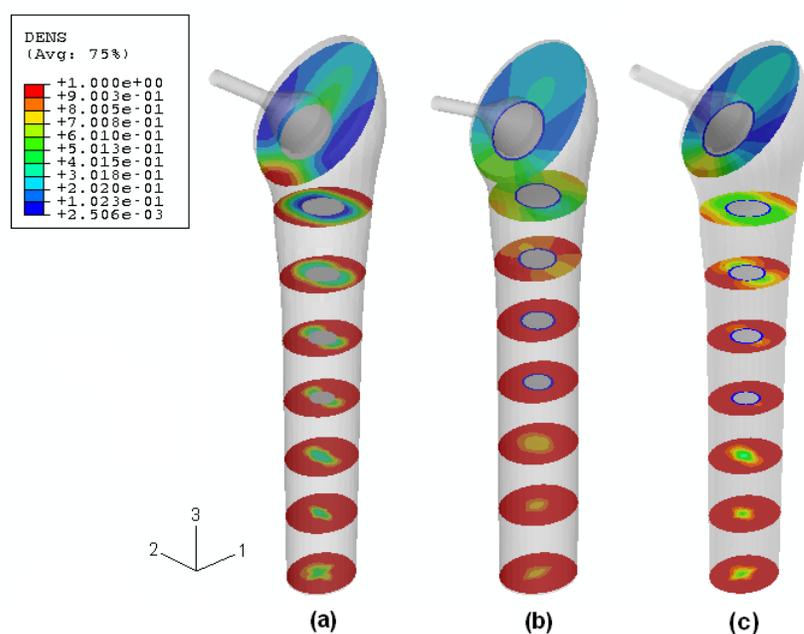


Figura 8.19: Distribuição de densidade óssea, para o modelo isotrópico com evolução da interface e encapsulação fibrosa como condição inicial. (a) Período pós-operatório. (b) Após a adaptação óssea com prótese de $Cr - Co$. (c) Após a adaptação óssea com prótese de Ti .

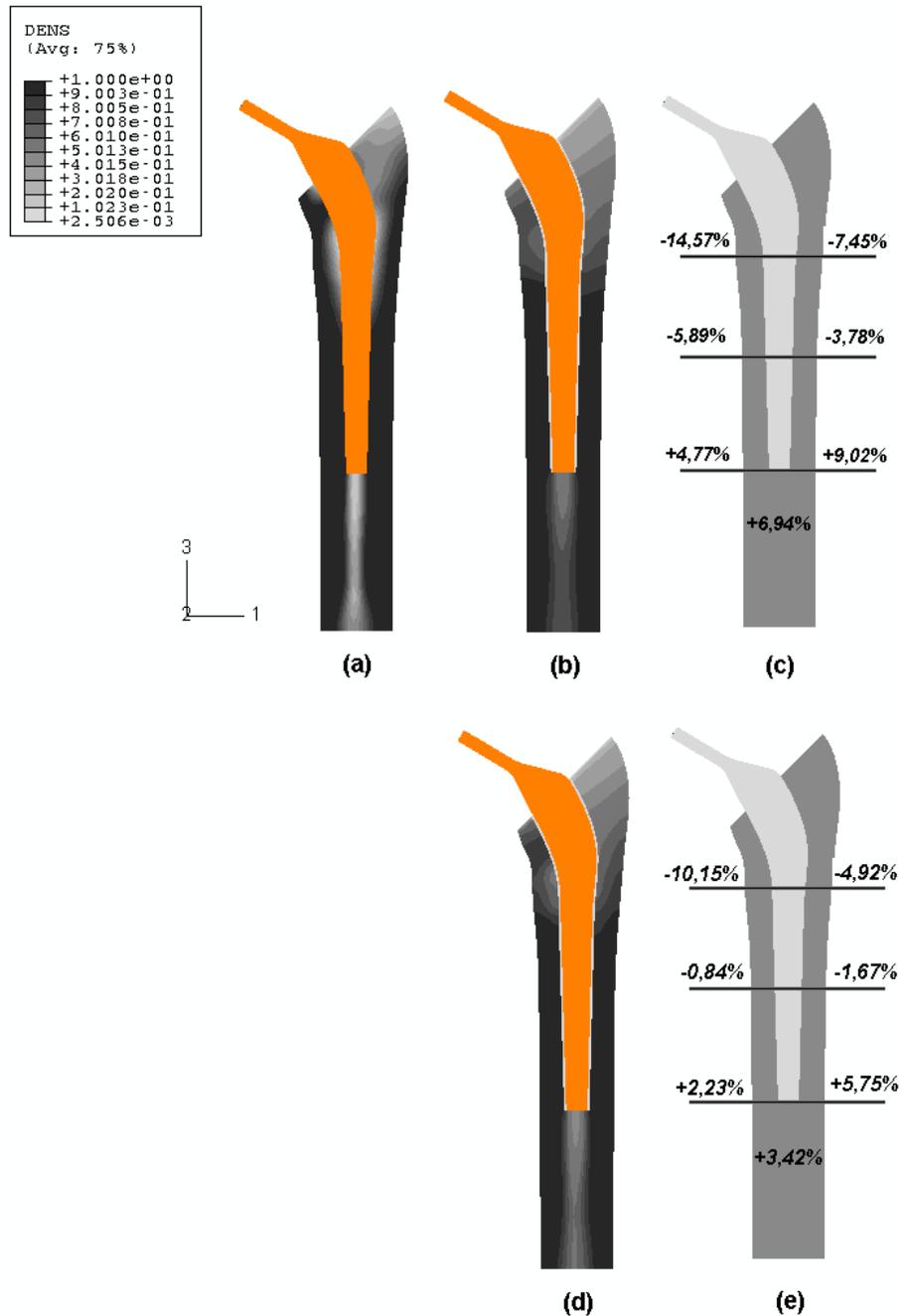


Figura 8.20: Vista anterior do fêmur, para o modelo isotrópico com evolução da interface. Distribuição de densidade óssea nos períodos pós-operatório (a), após a adaptação óssea com prótese de (b) e variação de massa óssea, para o caso de prótese em *Cr-Co* (c). Distribuição de densidade óssea após a adaptação óssea (d) e variação de massa óssea (e), para o caso de prótese em *Ti* (e).

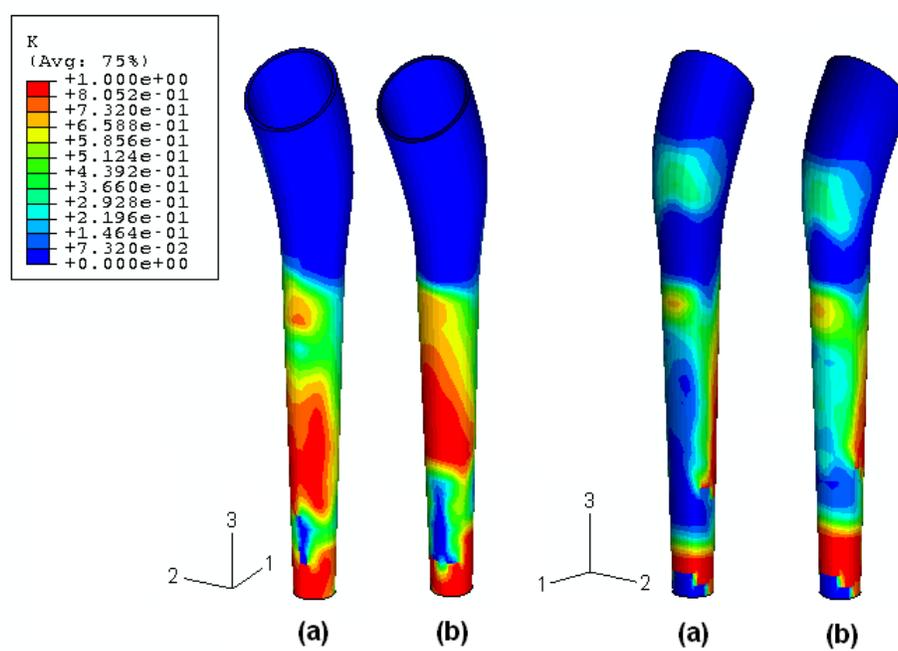


Figura 8.21: Distribuição tecidual em torno da prótese. Regiões na cor vermelha representam crescimento ósseo e regiões em azul representam tecido fibroso. (a) Prótese em Ti ; (b) Prótese em $Cr - Co$.

Capítulo 9

Considerações Finais

Este trabalho teve como principal objetivo aplicar a hipótese de ótima estrutura associada a um modelo de evolução da interface, em problemas de simulação tridimensional do processo de remodelação óssea em torno de próteses de quadril. Dois modelos de material foram implementados. O primeiro considera o osso como um material isotrópico dependente da densidade enquanto o outro utiliza conceitos de microestrutura e homogeneização. A modelagem do tecido ósseo supondo a hipótese de isotropia foi implementada a fim de estabelecer comparação com modelos disponíveis na literatura. O modelo de microestrutura apresenta características que se assemelham com a realidade, pois o mesmo introduz um certo grau de anisotropia ao modelo, relacionado com a escolha da microestrutura. As limitações deste modelo estão relacionadas com as propriedades do material que compõe as trabéculas e a hipótese de periodicidade da microestrutura. Com relação às propriedades, deve-se levar em conta a complexidade, diversidade e pequenas dimensões da trabécula, o que torna difícil caracterizá-las, pois as mesmas também variam conforme a composição microestrutural e posição anatômica. Do ponto de vista matemático o modelo supõe a periodicidade da microestrutura, condição que na realidade não é satisfeita, o que também se traduz em aproximação das propriedades reais.

O modelo utiliza múltiplos casos de carga para representar os esforços sofridos pelo fêmur durante as atividades cotidianas. A determinação destes casos de carga é uma tarefa difícil, pois há uma variedade enorme de valores reportados na literatura, provavelmente devido a alta dependência em relação ao paciente, atividade e técnica de medição. Uma das maneiras de representar situações próximas a realidade é a partir da consideração do maior número

possível de casos de carga. Em contra partida, para modelos não-lineares, isto aumenta significativamente o custo computacional pois a cada iteração é necessário resolver um problema não-linear de equilíbrio e um problema linear adjunto, para cada caso de carga. Como neste trabalho o intuito não é representar uma condição real em específico e sim avaliar o comportamento dos modelos propostos, optou-se pela utilização de somente três casos de carga.

Poucos trabalhos tem considerado o acoplamento entre o processo de remodelação óssea periprotético e a evolução do tecido interfacial. Com o objetivo de incorporar tais condições e inserir modelos não lineares na interface, alguns autores modelam esta a partir de formulações de mecânica do contato (FERNANDES *et al.*, 1999, ROESLER, 2006). No presente trabalho, a interface é caracterizada por possuir uma espessura finita e um comportamento material próprio. Em particular, foi introduzido o conceito de interface estrutural que além de permitir a existência de uma interface física, com dimensões finitas, permite a introdução de efeitos não-locais.

O modelo de interface utilizado permite que em um mesmo local (elemento de interface) existam diferentes quantidades relativas de tecido fibroso e tecido ósseo mineralizado. Cada um destes tecidos é representado por um modelo constitutivo específico na direção normal e na direção tangencial. Devido ao desconhecimento da relação entre fatores fisiológicos, biocompatibilidade e características da cobertura porosa da prótese, com o comportamento da interface, é proposto um modelo de diferenciação tecidual, baseado na hipótese de que o ambiente mecânico local controla a evolução dos tecidos que compõem a interface.

Os resultados demonstram que o modelo de ótima estrutura aliado ao modelo de interface proposto, consegue representar características morfológicas que se aproximam à realidade. Com esta classe de modelos torna-se possível o acompanhamento da remodelação óssea ao longo do tempo, permitindo estimar a quantidade de reabsorção óssea relacionada com um projeto específico de prótese. Portanto, a consideração de uma camada de elementos capaz de se adaptar ao longo do tempo permite uma maior aproximação do fenômeno real de remodelação óssea em torno de próteses de quadril.

9.1 Trabalhos Futuros

A seguir, são listadas algumas questões que ainda se encontram em aberto e que podem ser objetivo de pesquisas futuras:

- Obter a morfologia óssea inicial (distribuição de densidades) a partir da reconstrução de imagens médicas (Tomografia Computadorizada);
- Utilização de diferentes modelos de microestrutura, ou até mesmo admitir que a microestrutura pode variar conforme o local anatômico;
- Utilizar um maior número de casos de carga e reavaliar as posições e direções das forças;
- Implementar um modelo constitutivo de interface que represente a condição de pós-operatório (Contato com atrito);
- Utilizar diferentes modelos constitutivos para representar o comportamento do tecido fibroso;
- Utilizar um modelo que admita distinção entre as propriedades do tecido cortical e trabecular.

Referências Bibliográficas

ABAQUS, "User's Manual", Version 6.6-1. Dassault Systèmes Simulia Corp, RI, USA, 2006.

ALLARD, P, STOKES, A. F e BLANCHI, JP . "Three-dimensional analysis of human movement". Champaign: Human Kinetics, 1995.

ASPENBERG, P., e HERBERTSSON, P., "Periprosthetic bone resorption particles versus movement". The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.78-B, n.4, 1996.

AZEVEDO, C.R.F., HIPPERT, E., "Análise de Falhas de Implantes Cirúrgicos no Brasil: a Necessidade de uma Regulamentação Adequada", Cadernos de Saúde Pública, Rio de Janeiro, Vol. 18, n.5, 2002.

BAGGE, M., "A model of bone adaptation as an optimization process", Journal of Biomechanics, Vol.33, pg.1349-1357, 2000.

BAGGE, M. "Remodeling of bone structures", Tese - Technical University of Denmark, 1999.

BEAUPRÉ, G.S., ORR, T.E. e CARTER, D.R. "An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling - Theoretical Development ", Journal of Orthopedic Research , Vol.8, n.5, pg. 651-661, 1990.

BENDSOE, M.P., KIKUCHI, N., " Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method ", Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 71(2):197-224, 1988.

BIGONI, D. e MOVCHAN A. B., "Statics and dynamics of structural interfaces in elasticity". International Journal of Solids and Structures, Vol.39, 4843-4865., 2002.

- BRANEMARK, P.I., BREINE, U., ADELL, R., HANSSON, B. O., LINDSTROM, J. e OHLSSON, A., "Intra-osseous Anchorage of Dental Prostheses. 1. Experimental Studies", Scand J Plast Reconstr Surg, pg. 3:81, 1969.
- BRONZINO, J.D., "The Biomedical Engineering Handbook", Joseph D. Bronzino Ed., CRC Press LLC, 2000.
- BUCHLER, P., PIOLETTI, D.P. e RAKOTOMANANA, L.R., "Biphasic constitutive laws for biological interface evolution", Biomechanic Model Mechanobiology, n.1, pg.239-249, 2003.
- CARTER, D.R., BEAUPRE, G.S., GIORI, N.J. e HELMS, J.A. "Mechanobiology of skeletal regeneration ", Clinical Orthopaedic, Vol.355, pg. 41-55, 1988.
- CARTER, D.R., e GIORI, N.J., "Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed ", Bone -biomaterial interface, University of Toronto Press, Toronto, 1991.
- CARTER, D.R., e HAYES, W.C., "Bone compressive strength the influence of density and strain rate", Science 194, pg. 1174–1176, 1976.
- CARTER, D.R. e HAYES, W.C., "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure ", Journal of Bone Joint Surgery, Vol.59A, pg.954-962, 1977.
- CHEUNG, G., ZALZAL, Z., BHANDARI M., SPELT, J.K. e PAPINI M., "Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading", Medical Engineering & Physics, Vol.26, pg.93-108, 2004.
- CLAES, L.E., HEIGELE, C.A., "Magnitudes of local stresses and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing ", Journal of Biomechanics, Vol.32, pg.255-266, 1999.
- CHAODI, L., GRANGER, C., SCHUTTE, H.D., BIGGERS, S.B., KENNEDY, J.M., LATOUR, R.A. "Progressive failure analysis of laminated composite femoral prostheses for total hip arthroplasty". Biomaterials, Vol.23, pg. 4249-4262, 2002.
- CHARNLEY, J., "Arthroplasty of the hip. A new operation". Lancet 1: 1129, 1961.
- COWIN, S.C., "Bone mechanics handbook", Stephen Cowin Ed., CRC Press, 2001.

- COWIN, S.C., "Remarks on optimization and the prediction of bone adaptation to altered loading", <http://biopt.ippt.gov.pl> em 25/05/03.
- COWIN, S.C., "Structural adaptation of bones". Applied Mechanics Review, Vol.43, pg. 126-133, 1990.
- COWIN, S.C., "The search for mechanism in bone adaptations studies", Mechanics in biology- ASME, Vol.46, pg. 173-184, 2000.
- COWIN, S.C. e HEGEDUS, D.H. "Bone remodeling I- theory of adaptive elasticity ", Journal of Elasticity, Vol.6, pg. 313-326, 1976.
- CRISTOFOLINI, L., VICECONTI, M., CAPPELLO, A., TONI, A., "Mechanical validation of whole bone composite femur models". Journal of Biomechanics, Vol.29, pg.525, 1996.
- CROWNINSHIELD R D e BRAND R A., "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion". J. Biomechanics. 14(11) 793-801, 1981.
- CURREY, J., "The mechanical adaptations of bones", Journal of Biomechanics, Vol.18, pg.475, 1985.
- DAVIES, J. E., "Bone Engineering", Toronto, 2000.
- DOBLARÉ, M. e GARCÍA, J.M. "Application of an anisotropic bone-remodeling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement ", Journal of Biomechanics, Vol.34, pg. 1157-1170, 2001.
- DUMBLETON, J. e MANLEY, M.T., "Hydroxyapatite-coated prostheses in total hip and knee arthroplasty ", The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.86-A, n.11, 2004.
- ENGH, C.A., GLASSMAN, A.H. e SUTHERS, K.E. "The case for porous coated implants- the femoral side ", Clinical Orthopedic Related Research, Vol.261, pg. 63-81, 1990.
- FANCELLO, E.A., ROESLER, C.R.M., "Special issues on formulations for bone remodeling around prostheses". In: Anais do XXIV Iberian Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering, Ouro Preto. 2003.

FERNANDES, P.R., FOLGADO, J., JACOBS, C. e PELLEGRINI,V. "A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems". Journal of Biomechanics, Vol.35, pg.167-176, 2002.

FERHANDES, P.R., RODRIGUES, H. e JACOBS, C., "A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on The Trajectorial Theory of Wolff", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2, pg. 125-138, 1999.

FERRAZ, O. L. M., "Questionamentos judiciais e a proteção contra o paciente: Um sofisma a ser corrigido pelo gerenciamento de riscos". Revista Bioética do Conselho Federal de Medicina, Vol.5, n.1. Junho 2001.

FIROOZBAKHS, K., COWIN, S.C., "An analytical Model of Pauwel's Functional Adaptation Mechanism in Bone ", Journal of Biomechanical Engineering, Vol.103, 1981.

FUKADA, E., YASUDA, I., "On the piezoelectric effect of bone", J. Phys. Soc. Japan, Vol.12, pg. 1158-1162 , 1957.

FYHRIE, D.P. e CARTER D. R. "A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology ", Journal of Orthopaedic Research, Vol.4, pg. 304-317,1986.

GARCÍA, J.M., DOBLARÉ, M. e CEGONINO, J. "Bone remodeling simulation: a tool for implant design". Computational Material Science, n.25, pg.100-114, 2002.

GRUEN, T.A., McNEICE, G.M. e AMSTUTZ, H.C., "Modes of failure of cemented stemtype femoral componentes- a radiographic analysis of loosening ", Clinical Orthopaedics and Related Research, n.141, 1979.

HALL, S. J., "Biomecânica básica". Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000.

HART, R.T., " Bone modeling and remodeling: theories and computation textquot-edbright, em S.C. Cowin. Ed., Bone Mechanics Handbook", Cap.31, pg.31:1-31:42, 2001.

HART, R.T., DAVY D.T. e HEIPLE, K.G. "Mathematical modeling and numerical solutions for functionally dependent bone remodeling ". Calc.Tissue Int., n.36, pg. 104-109, 1984.

- HASSANI, B., HINTON, E., "Homogenization and Structural Topology Optimization: Theory, Practice and Software", Springer, Berlin, 1999.
- HAZELWOOD, S.J., MATIN, R.B., RASHID, M.M. e RODRIGO, J.J., "A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, pg.299-308, 2001.
- HEERSCHE, J. N., BELLOWS, C.G., ISHIDA, Y. "The decrease in bone mass associated with aging and menopause". *J. Prosthet. Dent.*, Vol.79, n.1, pg.14-16, 1998.
- HOFFMAN, A.A., FEIGN, M.E., KLAUSER, W., VANGORP, C.C., CAMARGO, M.P. "Cementless primary total hip arthroplasty with a tapered, proximally porous-coated titanium prosthesis", *The Journal of Arthroplasty*, Vol.15, pg. 833-839, 2000.
- HOLLISTER, S.J., KIKUCHI, N. e GOLDSTEIN, S.A. "Do bone ingrowth processes produce a globally optimized structure? ", *Journal of Biomechanics*, Vol.26, pg. 391-407, 1993.
- HORI, R.Y., LEWIS, J.L., "Mechanical properties of the fibrous tissue found at the bonecement interface following total joint replacement ", *Journal of Biomedical Material Research*, Vol.16, pg.911-927, 1982.
- HUISKES, R., BOEKLAGEN, R. "Mathematical shape optimization of hip prosthesis design" *Journal of Biomechanics*, Vol. 22, Issues 8-9, pg. 793-799, 1989.
- HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTENBOER, H.J., DALSTRA, M., FUBALA, B. e SLOOF, T.J., "Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis", *Journal of Biomechanics*, Vol.20, n.11/12, pg.1135-1150, 1987.
- JACOBS, C.R., SIMO, J.C., BEAUPRÉ, G.S. e CARTER, D.R., "Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations", *Journal of Biomechanics*, Vol.30, pg. 603-613, 1997.
- JASTY, M., BRAGDON, C., BURKE, D., O'CONNOR, D., LOWENSTEIN, J. e HARRIS, W., "In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.79-A, n.5, 1997.

JOSHI, M.GM, ADVANI, S.G., MILLER, F. e MICHAEL, SANTARE, M.H. "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding" *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, Issue 12, pg. 1655-1662, 2000.

KAPANDJI, I.A., "Fisiologia articular", Vol. 2, 5ª Ed., São Paulo: Manole.1987.

KERNER, J., HUISKES, R., VAN LENTE, G.H., WEINANS, H., VAN RIETBERGEN, B., ENGH, C.A. e AMIS, A.A., "Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and postoperative bone loss in THA can be explained by strain adaptive remodelling ", *Journal of Biomechanics*, n.32, pg. 695-703, 1999.

KIENAPFEL, H., SPREY, C., WILKE, A. e GRISS, P., "Implant fixation by bone ingrowth ", *The Journal of Arthroplasty*, Vol.14, n.3, 1999.

KOTZAR, G.M., DAVY, D.T., GOLDBERG, V.M., HEIPLE, K.G., BERILLA, J., HEIPLE, K.G., BROWN, R.H., BURSTEIN, A.H. "Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery" *J Orthop Res. Sep*; 9(5):621-33.1991.

KUIPER, J. H., "Numerical optimization of artificial hip joint designs", Ph.D Thesis, Universidade Católica de Nijmegen, Netherlands,1993.

LINDE, F., HVID, I., "Stiffness behavior of trabecular bone specimens", *Journal of Biomechanics*, Vol.20, pg.83-89, 1987.

LINDE, F., HVID, I. e MADSEN, F., "The effect o specimen geometry on the mechanical behavior of trabecular bone specimens", *Journal of Biomechanics*, Vol.25, pg.359-368, 1992.

LIPSON, S.F., KATZ J.L. "The relationship between elastic properties and microstructure of bovine cortical bone", *Journal of Biomechanics.*, Vol.17, pg.231-40, 1984.

LUO, G., SADEGH, A.M., ALEXANDER, H., JAFFE, W., SCOTT, D., COWIN, S.C. "The effect of surface roughness on the stress adaptation of trabecular architecture around a cylindrical implant", *Journal of Biomechanics*, Vol.32, pg.275-284, 1999.

MARIANNE, T.V., BECHTOLD, J.E., SWIDER, P. e SOBALLE, K. "Mechanical interface conditions affect morphology and cellular activity of sclerotic bone rims form-

- ing around experimental loaded implants". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.22, pg.647-652, 2004.
- McNAMARA, B.P., TAYLOR, D. e PRENDERGAST, P.J., "Computer prediction of adaptative bone remodeling around noncemented femoral protheses: the relationship between damage-based and strain based algorithms", *Medical Engineering and Physics*, Vol.19, pg. 454-463, 1997.
- MULLENDER, M.G., HUISKES, R. e WEINANS, H., "A physiological approach to the simulation of bone remodelling as a self-organizational control process ", *Journal of Biomechanics*, Vol.27, n.11, pg. 1389-1394, 1994.
- ORLIK, J., ZHUROV, A. e MIDLETON, J. "On the secondary stability of coated cementless hip replacement: parameters that affected interface strength ", *Medical Engineering and Physics*, www.elsevier.com/locate/medengphy em 10/07/2003.
- PARFITT, A. M., "Osteonal and hemi-osteonal remodeling: The spatial and temporal framework for signal traffic in adult human bone" *Journal of Cellular Biochemistry*, Vol. 55, n.1, pg.273-286, 1994.
- PARK, J.B. e BRONZINO, J.D., "Biomaterials: Principles and Applications ", CRC-Press, 2003.
- PAWLIKOWSKI, M., SKALSKI K. e HARABURDA M. "Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon". *Computers & Structures*, Vol.81, pg.887-893, 2003.
- PEDERSEN, D.R., BRAND, R.A. e DAVY, D.T., "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait ", *Journal of Biomechanics*, Vol.30, n.9, pg.959-965, 1997.
- PRENDERGAST, P.J. " Bone protheses and implants, em S.C. Cowin. Eds., *Bone Mechanics Handbook*", Cap.35, pg.35-8, 2001.
- PRENDERGAST, P.J., HUISKES, R., SOBALLE, K., "Biophysical stimulation cells during tissue differentiation at implant interfaces ", *Journal of Biomechanics*, v.30, pg. 621-630, 1997.

- PRENDERGAST, P.J., TAYLOR, D., "Design of intramedullary prostheses to prevent bone loss, predictions based on damage-stimulated remodelling", *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.14, pg.499-506, 1992.
- PUGH, L.W., ROSE, R.M., RADIN, E.L., "Elastic end viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure", *Journal of Biomechanics*, Vol.6, pg.475-485, 1973.
- PULEO, D.A. e NANJI, A., "Understanding and controlling the bone-implant interface ", *Biomaterials*, Vol.20, pg.2311-2321, 1999.
- RAFTOPOULOS, D.,KATSAMANIS, E., SAUL, F., LIU, W. e SADDEMI, S. "An intermediate loading rate technique for the determination of mechanical properties of human femoral cortical bone", *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.15, pg.60-66, 1993.
- RANTAMI, S. e ZIDI, M., "A theoretical model of the effect of continuum damage on a bone adaptation model", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, pg. 471-479, 2001.
- RAMTANI, S. e ZIDI, M. "Damage-bone remodeling theory; thermodynamical approach", *Mechanics Research Communication*, Vol.26, pg. 701-708, 1999.
- REINISH, G., "Piezoelectric properties of bone as functions of moisture content", *Nature*, Vol. 253, pg. 626-627, 1975.
- REITER. T.J., " PhD. Thesis – University of Technology, Áustria, 1996.
- ROESLER, C.R., "Adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos", Tese – Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.
- RUBINSTEIN, E., "Introdução ao estudo da anatomia", Em: http://www.icb.ufmg.br/anatofis/introducao_Anatomia.htm. Acesso em 15 de agosto 2006.
- RUIMERMAN, R., HILBERS, P., VAN RIETBERGEN, B. e HUISKES, R., "A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation", *Journal of Biomechanics*, Vol.38, pg.931-941, 2005.
- SCHAFFLER, M.B., " Stiffness of Compact Bone: Effects of Porosity and Density", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.21, pg. 13-16, 1988.

- SIGMUND, O., "Design of material structures using topology optimization". Ph.D. Thesis, Department of Solid Mechanics, Technical University of Denmark., 1994.
- STAUFFER, R.N., "Ten-year follow-up study of total hip replacement" *J Bone Joint Surg Am.*, Sep;64(7):983-90, 1982.
- TABER, L., "Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenesis", *Applied Mechanical Review*, Vol.48, pg.487-545, 1995.
- TERRIER, A., RAKOTOMANANA, R.L., RAMANIRAKA, R.N. e LEYVRAS, P.F., "Adaptation models of anisotropic bone", *Computational Methods for Biomechanical and Biomedical Engineering*, Vol.1, pg.17-59, 1997.
- TESTI, D, SIMEONI, M., ZANNONI, C. e VICECONTI, M. "Validation of two algorithms to evaluate the interface between bone and orthopaedic implants". *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol.74, n.2, pg.143-150, 2004.
- TOVAR, A., "Bone remodeling as a hybrid cellular automaton optimization process", Dissertation, University of notre Dame, 2004.
- VAN RIETBERGEN, B., HUISKES, R., WEINANS, H., SUMMER, D. R., TURNER, T. M., e GALANTE, J. O., "The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems", *Journal of Biomechanics*, Vol.26, n.4/5, pg. 369-382, 1993.
- VICECONTI, M., MUCCINI, R., BERNAKIEWICZ, M., BALEANI, M CRISTOFOLINI, L "Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration", *Journal of Biomechanics*, Vol.33, pg.1611-1618, 2000.
- VICECONTI, M., CASALI, M., MASSARI, B., CRISTOFOLINI, L., BASSINI, S., TONI, A., "The standardized femur program proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur". *Journal of Biomechanics*, Vol.26, n.29/9, pg.1241, 1996.
- VILELA, A.L.M., "Tecidos que formam o esqueleto: O tecido ósseo". Disponível em: <<http://www.afh.bio.br/sustenta/Sustenta2.asp>>. Acesso em 15 de agosto 2006.

- VILLARRAGA, M.L., FORD, C.M., “ Applications of bone mechanics textquoted-bright, em S.C. Cowin. Eds., Bone Mechanics Handbook”, Cap.33, pg.35-3, 2001.
- WEINANS, H., HUISKES, H. e GROOTENBOER, H.J., "Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling", Journal of Biomechanical Engineering, Vol.116, pg. 393-400, 1994.
- WEINANS, H., HUISKES, H. e GROOTENBOER, H.J., "The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models", Journal of Biomechanics., Vol.25, pg.1425-1441, 1992.
- WEINANS, H., HUISKES, H. e GROOTENBOER, H.J., "Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces", Journal of Biomechanics, v.26, n.11, pp.1271-1281, 1993.
- WEINER, S.; WARNER, H.D., “The Material Bone: Structure – Mechanical Function Relations”, Annual Review of Materials Science, 28 1998.
- XIANG WANG, M.S., "Measurement and analisys of microdamage in bone". PhD. Thesis – University of Notre Dam, USA, 2004.