

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

ADAPTAÇÃO MECÂNICA DO OSSO EM TORNO DE IMPLANTES
ORTOPÉDICOS

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

como requisito parcial para obtenção do grau de

DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA

CARLOS RODRIGO DE MELLO ROESLER

FLORIANÓPOLIS, SC - BRASIL

Dezembro de 2006

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

ADAPTAÇÃO MECÂNICA DO OSSO EM TORNO DE IMPLANTES
ORTOPÉDICOS

CARLOS RODRIGO DE MELLO ROESLER

Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do título de

DOCTOR EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE EM ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.

Prof. D.Sc. Eduardo Alberto Fancello - Orientador

Prof. Dr. Fernando Cabral - Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA:

Prof. PhD. Eng. Estevam Barbosa de Las Casas

Prof. Dr. Med. Ari Digiácomo Ocampo Moré

Prof. PhD. Eng. Jun Sérgio Ono Fonseca

Prof. Dr. Eng. Edison da Rosa

Lista de Publicações

Partes desta tese foram publicadas sob a forma de artigos científicos:

- ‘*Uma revisão dos modelos desenvolvidos para a simulação computacional da adaptação funcional óssea*’, Roesler, C.R.M. e Fancello, E.A., Proceedings of the XXIII Iberian Latin-American Congress on Computational methods in Engineering CILAMCE – Brazilian Assoc. for Comp. Mechanics & Latin American Assoc. of Comp. Methods in Engineering, Ouro Preto, Minas Gerais, Brazil , 2002
- ‘*Special issues on formulations for bone remodelling around prostheses*’, Fancello, E.A. e Roesler, C.R.M., Proceedings of the XXIII Iberian Latin-American Congress on Computational methods in Engineering CILAMCE – Brazilian Assoc. for Comp. Mechanics & Latin American Assoc. of Comp. Methods in Engineering, Ouro Preto, Minas Gerais, Brazil , 2002
- ‘*Algumas aplicações de simulação numérica em biomecânica óssea*’, Roesler, C.R.M., Bento, D.A., Fancello, E.A. e da Rosa, E., Anais do Congresso Brasileiro de Computação - Workshop de Informática em Saúde, Joinville, Santa Catarina, Brasil, 2004.
- ‘*Bone remodelling around cementless stems considering interfacial adaptation*’, Roesler, C.R.M. e Fancello, E.A., Proceedings of the XXIII Iberian Latin-American Congress on Computational methods in Engineering CILAMCE – Brazilian Assoc. for Comp. Mechanics & Latin American Assoc. of Comp. Methods in Engineering, Belém, Pará, Brazil , 2006

Sumário

Lista de Figuras	iii
Simbologia	iii
Abstract	vi
Resumo	viii
1 Introdução	1
1.1 Relevância e Contribuição	5
1.2 Estrutura da Tese	6
1.3 Descrição de Termos Anatômicos	7
Bibliografia da Introdução	9
2 Osso: Um Material com Comportamento Adaptativo	12
2.1 Estrutura óssea	14
2.1.1 Macroestrutura	14
2.1.2 Mesoestrutura	15
2.1.3 Microestrutura	16
2.1.4 Nanoestrutura	17
2.2 Fisiologia Óssea	17
2.3 Propriedades Mecânicas do Osso	18
2.4 Adaptação Estrutural do Tecido Ósseo Periprotético	21
2.4.1 A Biologia do Remodelamento Ósseo	22
2.4.2 O Ambiente Mecânico e o Remodelamento Ósseo	23

2.4.3	Os Mecanismos do Remodelamento Ósseo Adaptativo: Estímulo	26
2.5	Adaptação do Tecido Ósseo Interfacial	28
2.5.1	Fisiologia do <i>bone ingrowth</i>	29
2.5.2	Biocompatibilidade do material implantado	30
2.5.3	Mecanismos de formação óssea interfacial	31
2.5.4	Estudos experimentais para a determinação das características da interface osso-implante	32
Bibliografia do Capítulo 2		36
3	Adaptação óssea em torno de hastes femorais fixadas sem cimento	41
3.1	Artroplastia Total de Quadril (ATQ)	41
3.1.1	Tratamento cirúrgico	42
3.1.2	Biomecânica da articulação do quadril	44
3.2	Projeto mecânico de hastes femorais	46
3.2.1	Fixação sem cimento	48
3.3	Adaptação óssea em torno de hastes femorais fixadas sem cimento	51
3.3.1	Padrão de remodelamento periprotético	56
3.3.2	Padrão de adaptação interfacial	65
3.4	Falhas de hastes fixadas sem cimento	67
3.5	Resumo	69
Bibliografia do Capítulo 3		71
4	Teorias e Modelos da Adaptação Mecânica do Osso	77
4.1	Teorias da Adaptação Mecânica do Osso	80
4.1.1	Revisão Histórica - a ' <i>lei de Wolff</i> '	80
4.1.2	As teorias pioneiras de Frost e Pauwels	81
4.1.3	A elasticidade adaptativa de Cowin	82
4.1.4	O conceito de auto-otimização de Carter	84
4.1.5	A teoria 'mecano-estática' de Frost	85
4.2	Modelos Computacionais da Adaptação Periprotética	86

4.2.1	Considerações Preliminares	86
4.2.2	Modelos Fenomenológicos	87
4.2.3	Otimização Estrutural e Adaptação Óssea	94
4.2.4	Modelos mecanísticos	97
4.2.5	Resumo	97
4.3	Teorias de reparo ósseo	99
4.4	Modelos Computacionais da Adaptação Interfacial	100
Bibliografia do Capítulo 4		103
5	Modelamento Computacional da Adaptação Mecânica do Osso	111
5.1	Hipótese de estrutura ótima	111
5.2	Hipótese de ótima resposta	116
5.3	Morfogênese óssea	120
5.3.1	Modelo geométrico do fêmur proximal	122
5.3.2	Condições de contorno	123
5.3.3	Resultados Numéricos	124
5.4	Simulação da adaptação do fêmur proximal	126
5.4.1	Condições de contorno	126
5.4.2	Resultados Numéricos	126
5.5	Incorporação de comportamento não-linear para a interface osso-implante . .	128
5.6	Relações constitutivas não-lineares para a interface osso-implante	132
5.6.1	Mecânica do contato:	132
5.6.2	Condição de interface I: osso colado à superfície da haste (<i>bone ingrowth</i>)	138
5.6.3	Condição de interface II: osso mineralizado sem continuidade com a superfície da haste	139
5.6.4	Condição de interface III: encapsulação fibrosa da haste	139
5.7	Simulação da Adaptação em Torno de Hastes Endo-femorais	140
5.7.1	Modelo geométrico do sistema osso-implante	140
5.7.2	Condições de contorno	141

5.7.3	Simulação computacional da adaptação considerando adesão completa osso-implante	143
5.7.4	Simulação computacional da adaptação considerando modelo de <i>bone-ingrowth</i> (condição I)	143
5.7.5	Simulação computacional da adaptação considerando osso interfacial sem continuidade com a superfície do implante (condição II)	145
5.7.6	Simulação computacional da adaptação considerando encapsulação fibrosa (condição III)	145
5.7.7	Limitações do modelo e comparação de resultados numéricos com a literatura clínica	147
Bibliografia do Capítulo 5		154
6 Modelamento da Adaptação na Interface Osso-Implante		158
6.1	Dinâmica da interface osso-implante	159
6.2	Lei de Adaptação para a Interface Osso-Implante	161
6.3	Formulação da Lei de Adaptação Proposta	162
6.3.1	Critério biomecânico para osteogênese ($\beta = 1$) e fibrogênese ($\beta = 0$) . .	164
6.4	Remodelamento considerando dependência na interface	167
6.5	Exemplos Numéricos	169
6.5.1	Parâmetros da Adaptação Interfacial	169
6.5.2	Adaptação da Interface com Remodelamento Nulo	173
6.5.3	Adaptação da Interface e Remodelamento Ósseo	175
6.5.4	Discussão	178
Bibliografia do Capítulo 6		181
7 Conclusões Finais		185
7.1	Direções para pesquisas futuras	187

Lista de Figuras

1.1	Falha característica de hastes femorais fixadas sem cimento. O componente esteve implantado por 6 anos. Cortesia: Dr. Abel do Rosário - Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da UFSC.	2
1.2	Aparência da superfície nas porções proximal e distal da haste fraturada. Cortesia: Dr. Abel do Rosário - Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da UFSC.	3
2.1	Desenho esquemático de um osso longo típico descrevendo características anatômicas importantes	13
2.2	Fotografia da cabeça do fêmur - macroestrutura óssea	15
2.3	Mesoestrutura do osso cortical. Fonte: Junqueira, 1992.	16
2.4	Microestrutura óssea. Fonte: Junqueira, 1992.	16
2.5	Esquema do osso cortical do fêmur em diferentes níveis estruturais. Extraído de Bento, 2003.	17
2.6	Unidade multicelular osteonal básica. Os osteoclastos erodem a matriz óssea a uma taxa de $40\mu m$ por dia. O preenchimento é realizado radialmente pelos osteoblastos a uma taxa de $1\mu m$ por dia.	23
2.7	Curva hipotética do comportamento ósseo adaptivo. Adaptada a partir de Tortorelli e Pedersen (1999)	26
3.1	Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril	43
3.2	Articulação do quadril masculino	44
3.3	Radiografias a-p do fêmur proximal com haste implantada	52
3.4	As sete seções da vista antero-posterior do fêmur que definem as Zonas de Gruen. Extraído de Dumbleton <i>et al.</i> (2004).	53

3.5	Modelos comerciais de hastes de fixação biológica	59
3.6	Radiografias demonstrando remodelamento ósseo pronunciado de componente estável. Esquerda - PO imediato. Direita - 2 anos. Note o afinamento e diminuição da cortical, e a densificação distal. Extraído de Bugbee et al., 1997.	60
3.7	Mudanças adaptativas em haste Bi-metric. As setas indicam (B) pedestal, (C) hipertrofia cortical distal e (D) spot welds. Extraído de Bodén et al., 2004.	61
3.8	Modelos comerciais de hastes femorais	63
3.9	Mudanças adaptativas em haste Anaform. A seta indica linha reativa. Ex- traído de Bodén et al., 2004.	64
4.1	Modelo material para o osso tabecular. Extraído de Fernandes <i>et al.</i> (2002) .	96
5.1	Malha de elementos finitos: fêmur normal e placa-lateral	123
5.2	Morfologia do fêmur normal obtida através de Otimização Topológica.	125
5.3	Comparação entre a morfologia obtida na simulação numérica e o fêmur real. A distribuição de densidades que resulta do processo de otimização depende do carregamento considerado.	126
5.4	Resultado da adaptação para alteração no padrão de carregamento do fêmur	127
5.5	Lei de atrito de Coulomb	134
5.6	Regularização do modelo de Coulomb.	134
5.7	Relação não-linear entre $-t_N$ e u_N	134
5.8	Elementos interfaciais	137
5.9	Relações constitutivas do comportamento da interface osso-implante	141
5.10	Malha de elementos finitos: fêmur com haste sem cimento e placa lateral. Nos resultados, a linha de interface lateral (à esquerda) é denominada Interface 1 e a linha de interface medial é a Interface 2.	142
5.11	Resultados da adaptação óssea com condição de interface colada	144
5.12	Evolução da massa óssea durante a adaptação	145
5.13	Resultados da adaptação óssea com condição de interface com bone ingrowth	146
5.14	Evolução da massa óssea durante a adaptação	147

5.15	Resultados da adaptação óssea com condição de interface em contato com atrito ($\mu = 0,27$).	148
5.16	Evolução da massa óssea durante a adaptação	149
5.17	Resultados da adaptação óssea com condição de interface com interposição fibrosa	150
5.18	Evolução da massa óssea durante a adaptação	151
5.19	Resultados da adaptação óssea para casos de carga levemente alterados.	153
6.1	Materiais interfaciais	162
6.2	Representação esquemática do critério de osteogênese proposto.	165
6.3	Detalhe da interface osso-implante mostrando os elementos vizinhos ao elemento interfacial que terão suas sensibilidades modificadas com a variação da rigidez do elemento de contato.	168
6.4	Deslocamentos relativos para a interface 1, $lc=1$ e condição de contato com atrito	171
6.5	Deslocamentos relativos para a interface 2, $lc=1$ e condição de contato com atrito	171
6.6	Comportamento do critério de interface para $lc = 1$	172
6.7	Quantidade de osso colado predita para diferentes valores do parâmetro ν	173
6.8	Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais	174
6.9	Distribuição de densidades predita pelo modelo final implementado.	176
6.10	Evolução da perda de massa óssea durante o processo simulado.	177
6.11	Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais.	177
6.12	Localização geométrica e quantidade relativa de osso colado (sentido proximal -> distal)	178
6.13	Localização geométrica e quantidade relativa de osso colado mineralizado na interface (sentido proximal -> distal)	179
6.14	Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais.	180

Simbologia

$a(\cdot, \cdot)$	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 – <i>ésimo</i> e f – <i>ésimo</i> elemento
E	Módulo de elasticidade do material
C^*	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
i	Número da iteração
lc	Caso de carga
nlc	Número de casos de carga
N_r	Número de elementos vizinhos do e – <i>ésimo</i> elemento finito
p	Parâmetro para penalização de densidades intermediárias
\mathbf{n}	Vetor normal ao contorno $\partial\Omega$
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	Energia de deformação
$U_{N\max}$	Deslocamento relativo máximo na direção normal
$U_{T\max}$	Deslocamento relativo máximo na direção tangencial

\mathcal{U}	Conjunto das funções admissíveis definidas em Ω
\bar{V}	Restrição de volume
V_e	Volume do $e - \acute{e}simo$ 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
\mathbf{t}_n	Vetor de forças de atrito na direção normal
\mathbf{t}_t	Vetor de forças de atrito na direção tangencial
N_e	Número total de elementos finitos
V_i^S	Fração de volume sólido no $i - \acute{e}simo$ elemento
B	Taxa de remodelamento
C	Função custo no problema de otimização
$\dot{\mathbf{u}}$	Taxa de variação o vetor de deslocamentos
μ	Taxa de variação da densidade aparente
k	Rigidez do material no modelo de contato

Letra Latina:

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

Letras Gregas Minúsculas:

λ	Multiplicador de Lagrange associado à restrição de volume
α_b	Quantidade relativa de osso
μ	Coefficiente de atrito
α_f	Quantidade relativa de fibra
δ	Variação
$\dot{\epsilon}$	Taxa de deformação
ϵ	Tensor de deformações
ϵ°	Tensor de deformações de referência
α_f	Quantidade relativa da interface em contato com atrito
α_{bf}	Quantidade relativa da interface apta a evoluir
ν	Coefficiente de Poisson
ϕ	Função limite de tensões de contato
$\rho, \mu(Cap5)$	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	Taxa de deposição óssea
ς	Fração volumétrica óssea
ω_j	Peso atribuído ao j – <i>ésimo</i> caso de carga

Letras Gregas Maiúsculas:

Ω	Domínio aberto ocupado por um sólido deformável (B)
Γ	Fronteira de B
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 $\Gamma_u \cap \Gamma_f = \emptyset$
β	Parâmetro de evolução da interface

Abstract

Load-bearing implants and prosthesis used in orthopedics impose alterations to the host bone mechanical stress/strains fields. These abnormal mechanical solicitations led to adaptive processes by which living bone tissue remodel its microstructure around the metallic implant. The bone's density distribution and trabecular orientations are adapted according the intensity and directionality of the external applied forces, what may lead to severe loss of bone mass and to compromise implant's long term performance.

Nowadays, theoretical models of the bone's adaptive behavior used in combination with numerical structural analysis methods allows to predict the changes of the mechanical properties of the bone in response to applied loads. These approximations have a strong potential to reveal the morphology changes carried out by trabecular bone under a variety of load conditions. However, to become computational simulations an effective tool to promote prostheses design improvements, the representation of the coupling effects of bone-implant interface mechanics and periprosthetic adaptation in the course of simulation is needed.

This thesis is dedicated to the mathematical modeling of the bone's mechanical adaptation around orthopedic implants. A great effort was done to understanding the biologic phenomenon governing the adaptation and the role of the mechanical environment on the expression of this phenomenon. Due the relevant importance of bone-implant interface behavior on the failure of bone-implant systems, in its final form, the proposed model employ distinct mathematical descriptions for the interfacial and periprosthetic adaptation mechanisms Both descriptions are formulated as computational procedures and conjugated with the Finite Element Method to simulate the morphologic evolution of femoral bone after the insertions of an metallic implant insertion. For the periprosthetic bone volume, the model is based on topological Optimization techniques and a recursive scheme to predict the re-

distribution of bone material over this domain. Assuming bone adapts to the mechanical environment distributing its mass in a way that maximize its stiffness for the applied loads, the optimization problem consist of minimizing structural compliance subject to bone mass constraints. The design variables are the relative volumetric fraction μ of each element ($\mu_{\min} < \mu \leq 1$), such that $\mu = 1$ corresponds to cortical bone while $\mu = \mu_{\min}$ represents voids. Trabecular bone is associated to intermediate values of μ (gray values). The interface adaptation model is based on a mixture rule and employ phenomenological criteria to decide the pathway for the differentiation of the interfacial tissues. The relative micro movements occurring at each interfacial location are the governing variable to promote fibrogenesis or osteogenesis. The model allows until three different interface materials co-exist at each interfacial location. Constitutive laws are proposed for each interfacial material based on clinical and experimental literature of bone-implant mechanics behavior. An evolution law is constructed to allow the variation of the relative quantities (fibrous tissue, bone ingrowth and bone apposition) during the simulation of the adaptive process.

The model is applied on a generalized femoral bone-implant system 2D, but the formulation can be extended to 3D real problems. The results of the mechanical adaptation of bone showed morphological characteristics similar to clinical results of regional loss of bone mass. Additionally, the model indicates the viable places to bone ingrowth and the places that probably will be encapsulated by fibrous tissue.

Key words: computational bone adaptation, interfacial adaptation, cementless stems.

Resumo

O uso de próteses e implantes ortopédicos impõe alterações pronunciadas no estado de tensões/deformações mecânicas do osso hospedeiro. Estas mudanças originam processos adaptativos pelos quais o tecido ósseo reconstrói sua microestrutura ao redor do implante metálico. A distribuição de densidades e as orientações trabeculares são adaptadas de acordo com a intensidade e a direcionalidade das forças externas, podendo resultar em perdas de massa óssea capazes de comprometer o desempenho continuado do implante.

Atualmente, modelos teóricos da adaptação óssea utilizados conjuntamente com métodos computacionais de análise estrutural permitem prever as alterações nas propriedades mecânicas do osso em resposta às cargas aplicadas. Estas aproximações possuem um forte potencial para revelar alterações na morfologia da estrutura trabecular em resposta à diferentes regimes de carregamento. Entretanto, para tornar estas simulações uma ferramenta efetiva na avaliação de projetos de próteses, faz-se necessário aprimorar a representação dos efeitos acoplados da mecânica da interface osso-implante com as alterações das propriedades do osso durante o processo simulado.

Esta tese se dedica à modelagem matemática dos processos de adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos. Neste sentido, esforços são dirigidos para compreender os fenômenos biológicos envolvidos na adaptação e o papel que o ambiente mecânico desempenha na expressão destes. Devido à importância fundamental do comportamento da interface nas falhas de implantes, em sua forma final, o modelo adota descrições matemáticas distintas para os mecanismos adaptativos do tecido ósseo interfacial¹ e do osso peripro-tético². Ambas descrições são formuladas como procedimentos computacionais (*algoritmos*) e utilizadas em conjunção com o Método dos Elementos Finitos na simulação da evolução

¹Tecido imediatamente adjacente a interface osso-implante.

²Tecido ocupando todo volume ósseo fora da zona interfacial.

morfológica do osso após a colocação do implante. Para o volume ósseo periprotético, o modelo baseia-se em técnicas de Otimização Topológica e em um esquema recursivo de atualização para prever a redistribuição do material ósseo neste domínio. Com a hipótese de que o osso adapta sua estrutura distribuindo a massa de forma a maximizar sua rigidez para as cargas aplicadas, o problema de otimização consiste em minimizar a energia de deformação total com uma restrição na quantidade de massa disponível. As variáveis de projeto são as frações volumétricas relativas elementares μ ($\mu_{\min} < \mu \leq 1$), e são tais que $\mu = 1$ corresponde ao osso cortical enquanto $\mu = \mu_{\min}$ representa espaço vazio. Valores intermediários de μ correspondem ao osso trabecular (regiões cinza). O modelo para a adaptação na interface é baseado em uma lei de misturas e emprega critérios fenomenológicos para permitir que diferentes tecidos resultem da diferenciação celular que ocorre na interface osso-implante imediatamente após a lesão causada pela cirurgia de colocação. A decisão entre fibrogênese³ ou osteogênese⁴ é feita mediante a análise dos micromovimentos relativos entre o implante e o osso hospedeiro através de uma formulação de mecânica do contato. O modelo permite a coexistência de até três tecidos distintos em uma região de interface. São propostas leis constitutivas apropriadas para cada tipo de tecido interfacial com base em resultados clínicos e experimentais relatados na literatura, e uma lei de evolução é construída para que as quantidades relativas de membrana fibrosa, de osso interfacial colado (*ingrowth*), e de osso sem continuidade com a superfície do implante possam variar durante o processo adaptativo.

As aplicações do modelo são realizadas em modelos 2D de um sistema fêmur proximal humano/prótese generalizado, mas as formulações desenvolvidas permitem a extensão direta para geometrias tridimensionais personalizadas. Os resultados das simulações da adaptação mecânica do osso apresentam características morfológicas que aproximam resultados clínicos em termos de perdas regionais de massa óssea. O modelo também indica os locais da interface com possibilidade de adesão osso-implante e locais com tendência para encapsulação fibrosa.

Palavras-chave: adaptação óssea computacional, remodelamento ósseo, adaptação interfacial, hastes femorais fixadas sem cimento

³Encapsulação da superfície protética por tecido fibroso ou fibrocartilagem.

⁴Formação óssea.

Capítulo 1

Introdução

O tecido ósseo vivo possui habilidade para adaptar-se continuamente às condições de carregamento mecânico às quais está exposto na realização de sua função primordial de suporte no esqueleto. O carregamento externo impõe campos de tensão e deformação mecânica internos ao tecido ósseo, e assim fornece o sinal (ou estímulo) para as atividades celulares de formação e reabsorção óssea. Enquanto a sollicitação mecânica permanece dentro do intervalo comumente experimentado pelo tecido, os processos de reabsorção e formação contrabalançam um ao outro em um estado conhecido como homeostase, e as trocas de massa óssea são tais que a quantidade global de osso permanece constante. A quebra deste balanço, devida por exemplo a uma alteração sensível na sollicitação mecânica normalmente vivenciada, pode fazer com que um processo celular domine o outro e, conseqüentemente, a quantidade global de osso diminua ou aumente. A adaptação em resposta aos requerimentos funcionais é o fenômeno que torna o material ósseo diferente - e mais eficiente - que outros sólidos estruturais, e sua conceitualização remonta ao século XIX com a '*lei de uso e desuso*' proposta pelo evolucionista Lamarck (Roesler, 1987).

Uma situação que altera de forma crítica o padrão normal de sollicitação mecânica de um osso ocorre quando um implante metálico é empregado em cirurgias ortopédicas. Nestes casos, o implante e o osso compartilham o carregamento aplicado e, devido à capacidade de adaptação do osso hospedeiro, ocorre uma redistribuição da massa óssea com desmineralização em regiões próximas ao implante nas quais o nível de sollicitação mecânica diminuiu com a implantação. Este fenômeno biomecânico, denominado "*stress shielding*", tem sido reportado para placas (Cheal *et al.*, 1985; Sumner 1998) e parafusos de osteossíntese (Gefen,



Figura 1.1: Falha característica de hastes femorais fixadas sem cimento. O componente esteve implantado por 6 anos. Cortesia: Dr. Abel do Rosário - Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da UFSC.

2002), componentes tibiais de próteses de joelho (Terrier, 1997) e hastes endo-femorais de próteses de quadril (Engh *et al.*, 1990, 1992), sendo comumente associado às falhas destes procedimentos.

Particularmente com relação a utilização de hastes endo-femorais fixadas sem cimento em substituições artificiais da articulação do quadril (ATQ), tem sido notada uma preocupante desmineralização do fêmur proximal (Bodén *et al.*, 2004; Katsuyuki *et al.*, 2000). A inserção da haste metálica dentro da cavidade medular da diáfise do fêmur, realizada para transmitir ao osso as cargas suportadas pela articulação, altera os níveis de tensão mecânica no volume ósseo, e por isto o fêmur remodela-se. Geralmente, a adaptação em torno de hastes fixadas sem cimento é vista como hipertrofia na região distal (extremidade da prótese) e desmineralização no fêmur proximal. A obtenção de fixação distal associada com perda progressiva do estoque ósseo proximal configura um modo de carregamento do tipo viga em balanço ao implante metálico, e acelera falhas do componente por fadiga (ver Figs.1.1 e 1.2) (Engh *et al.*, 1988).

Em teoria, este remodelamento do osso periprotético¹ decorrente do "*stress shielding*" pode contribuir também no aumento da dor e diminuição da funcionalidade, na probabilidade de fratura do fêmur, na perda da fixação do implante, no aumento da prevalência ou severidade

¹Tecido ósseo localizado fora da região da interface osso-implante.



Figura 1.2: Aparência da superfície nas porções proximal e distal da haste fraturada. Cortesia: Dr. Abel do Rosário - Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da UFSC.

da osteólise e na dificuldade em se perfazer uma cirurgia de revisão devido à falta de estoque ósseo (Bugbee *et al.*, 1996). Apesar da perda óssea nestes casos também estar associada com a idade do fêmur, com distúrbios metabólicos e com reações inflamatórias causadas por partículas de desgaste (osteólise) (Aldinger *et al.*, 2003), especial atenção tem sido dispensada ao papel do remodelamento periprotético devido a estas potenciais complicações clínicas associadas.

Além das considerações relacionadas aos perigos potenciais associados com o remodelamento periprotético, o sucesso da utilização de hastes fixadas sem cimento é muito dependente da capacidade do osso hospedeiro em obter e manter uma fixação estável e duradoura com o implante. Próteses sem cimento com cobertura porosa são recobertas com pequenas partículas ou fibras metálicas que formam um arcabouço para o crescimento interno ósseo, ou são cobertas com cálcio-fosfato que induz deposição óssea. Basicamente, qualquer material biocompatível permitirá o crescimento de osso em qualquer espaço grande o suficiente para acomodar osteons (mais que $75\mu\text{m}$ em diâmetro para tecidos ósseos) (Park, 2003). O crescimento de osso na superfície do implante depende da ação de células ósseas diferenciadas, originadas em células ativadas pela lesão da colocação do implante ou em células recrutadas por osteoindução (Albrektsson *et al.*, 2001). Em ambos casos, observações clínicas e experimentais sugerem que os processos celulares que controlam a fixação do osso em implantes (*bone ingrowth*) são significativamente influenciados pelo ambiente mecânico na

interface osso-implante (Collier *et al.* 1988 *apud* Kuiper, 1993; Engh *et al.* 1988, Healy *et al.*, 2002). Supõe-se que a prótese se tornará firmemente fixada ao osso, contanto que o ambiente mecânico interfacial seja propício (Simmons *et al.*, 2001). Do contrário, pode ocorrer a formação de uma interface fibrosa entre o osso e o implante que, eventualmente, faz com que o componente metálico desprenda-se do osso periprotético e a intervenção falhe (Büchler *et al.*, 2003).

Do exposto acima resulta que, para o tecido ósseo periprotético e também para o tecido interfacial, o padrão de transferência de cargas da prótese para o osso determinará as respostas adaptativas e, conseqüentemente, a possibilidade de sucesso da intervenção tanto a curto quanto a longo prazo. A localização e a magnitude das tensões transferidas, assim como o nível dos micromovimentos relativos entre o implante e o osso, variam de acordo com o material, a forma e a rigidez do implante, o nível da cobertura porosa, a qualidade óssea e as cargas resultantes após a implantação, e com o grau de ajuste da prótese no canal (D'Antonio 1996, Viceconti *et al.*, 2000). Portanto, para um dado tipo de osso e nível de atividade, o padrão da adaptação varia de acordo com as diferentes características de projeto de cada tipo de implante femoral. Para aumentar o desempenho destes implantes deve-se, além de procurar melhorias no material e nas propriedades tribológicas dos componentes, investigar a relação entre o projeto e a adaptação mecânica do osso hospedeiro.

Com o advento de modernas técnicas de mecânica computacional, as alterações ósseas decorrentes do processo de remodelamento adaptativo podem ser simuladas. Um modelo computacional da adaptação mecânica do osso é obtido integrando-se um método numérico de solução (geralmente o Método dos Elementos Finitos) com um modelo matemático do comportamento adaptativo do material ósseo, que associa os carregamentos externos aplicados com os sinais mecânicos que servem de estímulo para a adaptação. Modelos assim obtidos podem ser de grande benefício para a prática clínica pois servem para identificar a tendência geral da adaptação do osso frente a um projeto específico de implante e, apesar de não eliminarem a necessidade de experimentos com animais e/ou testes clínicos em hospitais, fornecem subsídios para que médicos e pesquisadores estejam melhor preparados para os testes.

A presente tese é dedicada ao desenvolvimento de um modelo computacional da adaptação

mecânica do osso em torno de hastes femorais fixadas sem cimento. O objetivo final é a construção de procedimentos de simulação da adaptação em torno de próteses que sejam admissíveis do ponto de vista clínico, e capazes de serem utilizados na representação de sistemas osso-implante reais. Para tanto, é dada ênfase ao entendimento preciso dos distintos mecanismos adaptativos que se manifestam nos diferentes estágios do remodelamento ósseo em torno desta classe de implantes. A par destas informações, são investigadas maneiras de conjugar no modelo aspectos da dinâmica adaptativa da interface osso-implante com aspectos da resposta adaptativa do osso fora da zona interfacial (adaptação do osso periprotético). Dado que o ambiente mecânico no osso depende da forma em que é realizada a transferência de cargas da prótese para o osso, propõe-se a incorporação de modelos de interface que representem a mecânica dos diferentes tecidos presentes nesta, acoplados ao processo de remodelamento ósseo. O modelo é avaliado mediante a simulação do comportamento em longo prazo de um sistema osso-implante.

1.1 Relevância e Contribuição

Atualmente no Brasil, com algumas poucas exceções, o uso e o projeto de implantes ortopédicos tem sido guiado por um *marketing* agressivo, muitas vezes fundamentado em cópias de produtos estrangeiros, mais do que pelo avanço tecnológico nacional em biomateriais, biomecânica e biologia óssea. Evidentemente, cirurgiões ortopedistas podem ser grandemente beneficiados em suas decisões se as mudanças adaptativas em torno de projetos específicos de próteses e implantes puderem, de algum modo, serem preditas anteriormente à intervenção cirúrgica. Por outro lado, a indústria de produtos ortopédicos poderá ser fortalecida ao dispor de uma ferramenta computacional de projeto capaz de predizer, mesmo que de forma qualitativa, o comportamento a longo prazo de sistemas osso-implante com base em fundamentos científicos. De fato, a utilização desta classe de simulações computacionais tem se mostrado uma tendência mundial, como demonstrado por centenas de artigos científicos e algumas teses relacionadas. Entretanto, em se tratando de iniciativas acadêmicas e considerando-se que os modelos ainda estão sendo aprimorados para capturar os principais aspectos biomecânicos do fenômeno ósseo adaptativo, não existe uma previsão para a

disponibilização comercial deste tipo de ferramenta.

A Artroplastia Total de Quadril (ATQ) é um procedimento realizado em mais de 1.000.000 de pessoas todo ano e cuja taxa de falha após 15 anos pode exceder 30% para pacientes com idade menor que 50 anos (Amstutz *et al.*, 1998 *apud* Peter *et al.*, 2004). Assim, existe claramente a necessidade de aumentar o tempo de vida destas substituições, especialmente para pacientes jovens. Por isto, torna-se muito importante investigar não apenas a estrutura e o comportamento constitutivo ósseo na escala de tempo da ação mecânica da carga, mas também a evolução da sua microestrutura e propriedades mecânicas ao longo de sua vida útil, para que se obtenha um tratamento correto pelo maior tempo possível. Neste sentido, a aproximação computacional pode ser vista como um método não invasivo que reduz o custo e o perigo de outros procedimentos de teste de próteses e implantes, permitindo quando necessário alcançar uma certa individualização para o planejamento pré-operatório desde que a geometria do órgão e parte das propriedades materiais possam ser personalizadas por meio de imagens médicas obtidas via tomografia computadorizada e correlação com as propriedades do material ósseo (ie, *Hounsfield number*).

A presente tese aparece como o primeiro trabalho em nível nacional abordando a simulação da adaptação mecânica do osso em torno de próteses. Sua principal contribuição reside no estudo e incorporação de modelos de comportamento e de adaptação de interface acoplados com o modelo de remodelamento interno (periprotético). Este aprimoramento objetiva capturar efeitos biológicos clinicamente observados e que não são considerados nos modelos atualmente em uso.

1.2 Estrutura da Tese

O presente documento está dividido da seguinte maneira. O Capítulo 2 trata de elucidar aspectos sobre o comportamento adaptativo do material ósseo. A par das características altamente particulares do osso e da biologia da adaptação, o procedimento de ATQ e os padrões de remodelamento em torno de hastes fixadas sem cimento são revisados no Capítulo 3, sendo dada especial atenção para os fenômenos ocorrentes na interface osso-implante e para as complicações que comprometem a durabilidade de substituições artificiais. Os mo-

delos teóricos para a adaptação mecânica do osso são revisados no Capítulo 4, tanto para o volume ósseo periprotético quanto para a zona interfacial. O modelamento computacional da adaptação mecânica do osso periprotético em torno de hastes femorais, que é baseado em uma hipótese de otimalidade da estrutura óssea, é apresentado no Capítulo 5, e a admissibilidade da hipótese escolhida como governante do modelo é testada em um exemplo de morfogênese óssea. Os resultados numéricos obtidos da aplicação deste modelo a um exemplo generalizado de ATQ são apresentados no final do capítulo. O Capítulo 6 é destinado ao modelamento da adaptação na interface osso-implante e ao acoplamento deste modelo com aquele empregado para o osso periprotético. O potencial do modelo final obtido conjugando-se adaptação periprotética e interfacial é demonstrado utilizando-se o exemplo generalizado de ATQ apresentado no Capítulo 5. No Capítulo 7 são apresentadas as conclusões finais e as direções para pesquisas futuras.

1.3 Descrição de Termos Anatômicos

Alguns termos comumente utilizados em medicina e anatomia são usados extensivamente neste trabalho, e estão descritos nesta seção para auxiliar sua leitura.

Em anatomia, as descrições do corpo humano são feitas com base em uma posição específica, chamada posição anatômica: indivíduo em pé, ereto, de frente para o observador, com os membros superiores estendidos e posicionados lateralmente, as palmas das mãos voltadas para a frente, os dedos estendidos e os polegares situados em posição afastada do corpo. No sistema coordenado definido, a direção sagital segue uma linha ligando a frente e as costas da pessoa, a direção apontando do centro para as laterais é a direção transversal, e a direção apontando para a cabeça é a direção vertical. O termo anterior é utilizado para a frente (ou na frente), e posterior para as costas (ou mais atrás). O termo antero-posterior (a-p), então, é empregado para a parte frontal em direção ao estômago ou, a partir daí, em direção às costas. A direção medial-lateral aponta do centro para os lados, e superior-inferior (s-i), de cima para baixo. Em isolado, o termo medial indica maior proximidade da linha mediana do corpo, enquanto o termo lateral indica maior distanciamento desta linha. Para as extremidades (braços e pernas) os termos direcionais proximal e distal são usados. Proximal indica

mais próximo à origem do membro, e distal mais distante desta origem.

A configuração estrutural inicial dos sistemas osso-implante é indicada empregando-se o termo pós-operatório imediato (PO), que corresponde à situação do sistema imediatamente após a cirurgia de inserção do componente metálico no canal medular do fêmur.

Referências Bibliográficas

ALBREKTSSON, T. and JOHANSSON, C. "Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration ", Eur. Spine Journal, 10:S96-S101, 2001.

ALDINGER, P.R., SABO, D., PRITSH, M., THOMSEN, M., MAU, H., EWERBECK, V. and BREUSCH, S.J. "Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA ", Calcified Tissue International, 73, pp. 115-121, 2003

BODÉM, H., ADOLPHSON, P. and OBERG, M., "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation ", Arch. Orthop. Traum Surg, 124: 392-392, 2004.

BÜCHLER, P., PIOLETTI, D.P. and RAKOTOMANANA, L.R., " Biphase constitutive laws for biological interface evolution", Biomechanic Model Mechanobiology, n.1, pp.239-249, 2003.

BUGBEE, W., SYCHTERZ, C. and ENGH, C.A., " Bone remodeling around cementless hip implants"., Southern Medical journal, Nov.1996.

CHEAL, E. J., HAYES, W.C., WHITE, A, PERREN, S.M., "Stress analysis of compression plate fixation and its effects on long bone remodeling "Journal of Biomechanics, v.18, pp.141-150, 1985.

D' ANTONIO, J.A., CAPELLO, W. and F. LAKES, "Remodeling of bone around hydroxyapatite coated femoral stems ", Journal of Bone and Joint Surgery - American, v.78-A, 1996.

ENGH, C.A., MASSIN, P. and SUTHERS, K.E., "Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components ", *clinical Orthopaedics and related Research*, 257, pp. 107-128, 1990.

ENGH, C.A., MGOVERN, T.F., BOBYN, D., ARLINGTON, V. and HARRIS, W.H., "A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.74-A, pp.1009-1020, 1992.

ENGH, C.A. and BOBYN, J.D. "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty ", *Clinical Orthopedic and Related Research*, Vol. 231, pg. 7-28, 1988.

GARCIA J.M., DOBLARÉ M. and CEGONINO J. Bone Remodeling Simulation: a Tool for Implant Design ", *Computational Materials Science*, Vol.25, pg. 100-114 , 2002.

GEFEN, A. "Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation ", *Medical Engineering & Physics*, 24, pp. 337-347, 2002.

HEALY, W., CASEY, D.J., IORO, R. and APPLEBY, D., "Evaluation of the porous-coated anatomic hip ", *The Journal of Arthroplasty*, v.17, pp. 856-863, 2002.

KATSUYUKI, Y., MASUHARA, K., OHZONO, K., SUGANO, N., NISCHI, T and OCHI, TAKAHIRO., "Evaluation of periprosthetic Bone remodeling after cementless total hip arthroplasty ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v82-A pp.1426 -1431, 2000.

KUIPER, J.H. "Numerical optimization of artificial hip joint designs", PhD. Thesis, University of Nijmegen, 1993.

PARK, J.B., "Hip joint prosthesis fixation: problems and possible solutions ", *Biomaterials: Principles and Applications*, CRC-Press, 2003.

PETER, B., RAMANIRAKA, N., L.R., ZAMBELLI, P.Y and PIOLETTI, D.P., "Peri-implant bone remodeling after total hip replacement combined with systemic alendronate treatment: finite element analysis ", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v.7, n.2, pp.73-78, 2004.

- ROESLER, H. "The history of some fundamental concepts in bone biomechanics ", Journal of Biomechanics, v.20, pp.1025-1034, 1987.
- SIMMONS, C.A., SHAKER, A., MEGUID, A. and PILLIAR, R.M. "Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains ", Journal of Orthopaedic Research, Vol.19, pg. 187-194, 2001.
- SUMNER, D.R., TURNER, T.M., IGLORIA, R., URBAN, R.M. and GALANTE, J.O. "Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness ", Journal of Biomechanics, Vol.31, pg. 909-917, 1998.
- TERIER, A., "Adaptation of bone to mechanical stress: theoretical model, experimental identification and orthopedic applications ", PhD. Thesis, Physics Department Swiss Federal Insitute of Technology, 1997.
- 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, v.33, pp. 1611-1618, 2000.

Capítulo 2

Osso: Um Material com Comportamento Adaptativo

Os ossos do esqueleto possuem quatro funções fundamentais: estrutural, protetiva, locomotiva e bioquímica. Sua função primordial possui caráter estrutural: o esqueleto é responsável por fornecer um sistema rígido de suporte para as outras estruturas moles do corpo, as quais não podem se sustentar. Alguns ossos desempenham a proteção dos tecidos moles que eles abrigam contra possíveis cargas externas danosas e impactos. A mobilidade do corpo é possibilitada pela ação de sistema neuromuscular sobre o esqueleto articular: um sistema de segmentos essencialmente rígidos (ossos) e articulações (juntas) (Jacobs, 1994). Os ossos providenciam o ponto de ancoragem (inserção) para muitos músculos e ligamentos. O movimento é obtido através da ação de alavanca do osso após a contração muscular, com as articulações funcionando como pivôs. A outra grande função do tecido ósseo é bioquímica ou metabólica, pois ele mantém uma homeostase mineral no organismo através da regulação das concentrações de importantes eletrólitos sanguíneos, incluindo cálcio. Cálcio é necessário para condução nervosa, contração muscular, formação de coágulo, secreção celular e outras atividades metabólicas (Cowin,1990). Os ossos são também o reservatório de várias substâncias químicas essenciais para a vida.

Com respeito à morfologia, a anatomia de um osso longo é geralmente descrita em termos relativos ao disco epifisiário, que é uma cicatriz óssea deixada após a maturidade do esqueleto ter sido alcançada e a placa de crescimento ter sido fechada.

A região entre o disco epifisiário e a extremidade do osso, onde localiza-se a superfície articular, é referida por epífise. A região no outro lado da físe - o lado distal da físe proximal

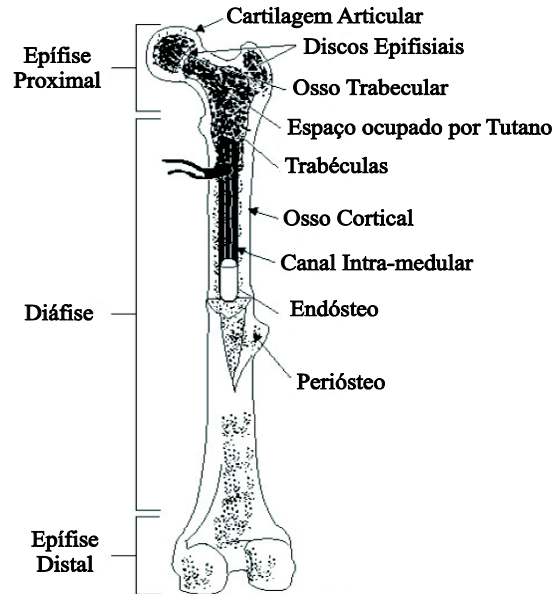


Figura 2.1: Desenho esquemático de um osso longo típico descrevendo características anatômicas importantes

e o lado proximal da fise distal- é chamada metáfise. A região do osso entre a metáfise proximal e a distal de um osso longo é chamada diáfise. 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.

Diferentes escalas de comprimento estão envolvidas nos padrões estruturais em que o osso é organizado. A um nível microscópico o osso consiste em um material orgânico, cristais inorgânicos e uma substância de base. As fibras de colágeno e a substância amorfa de base que mantém o colágeno no lugar quando ele mineraliza são os dois principais componentes orgânicos do osso. Como toda fibra, o colágeno possui resistência e rigidez apenas sob tração, e por isto, estas devem ser embebidas em outra substância para prevenir a flambagem sob cargas compressivas. No osso, as fibras de colágeno estão embebidas em um material cristalino inorgânico composto principalmente de cálcio e fosfato. Apesar de sua exata composição química poder exibir variações, é amplamente aceito que esta forma é similar a hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) (Jacobs,1994).

2.1 Estrutura óssea

A estrutura óssea é hierarquicamente organizada, apresentando diferentes entidades estruturais em suas diferentes escalas de dimensão. De acordo com Tovar (2004), em ossos de adultos humanos quatro níveis de hierarquia estrutural podem ser distinguidos: nível contínuo (nível 0), nível tecidual (nível 1), nível celular (nível 2) e nível molecular (nível 3), com as entidades estruturais correspondentes denotadas como macroestrutura, mesoestrutura, microestrutura e nanoestrutura, respectivamente.

2.1.1 Macroestrutura

Ao nível macroscópico (contínuo) existem duas formas para o material ósseo humano, chamadas osso compacto (ou cortical) e osso trabecular (ou esponjoso/cancelar).

Osso compacto é um material denso (máxima densidade em torno de 1.8 g/cm^3) que forma a maioria das placas externas dos ossos, sendo distinguido do osso trabecular por sua baixa porosidade (entre 5 a 10%). A matriz óssea do osso compacto possui alta fração volumétrica com pouca fração de vazios, existentes principalmente para o abastecimento sanguíneo. Sua densidade relativa¹ varia de 0,7 a 0,95. No fêmur, o osso cortical é encontrado na diáfise como um tubo cortical de parede espessa. O centro vazado do tubo cortical- *o canal intramedular*- é preenchido com tutano ósseo amarelo (nos adultos) que é primariamente gordura (Gray,1976, *apud* Jacobs,1994).

O osso trabecular, por sua vez, possui uma microestrutura esponjosa (*foam-like*) com a matriz óssea constituindo padrões tri-dimensionais de suportes e placas, caracterizando uma estrutura porosa de células abertas. Sua porosidade varia entre 75 e 95%. Os espaços vazios (não mineralizados) são preenchidos com tutano ósseo vermelho, nervos, canais sanguíneos e vários tipos de células. Em regiões próximas à áreas carregadas, os suportes (*trabéculas*) do tecido ósseo trabecular podem apresentar orientação preferencial, com os suportes mais espessos seguindo as direções do carregamento. Regiões mais densas de osso trabecular podem apresentar placas suportando um carregamento vertical com barras conectando as placas na

¹Dentro de um dado volume, a densidade relativa é a massa do tecido ósseo contida neste volume dividida pela massa de matriz mineralizada que ocuparia o mesmo volume. O conteúdo mineral ósseo é a razão do peso unitário da fase mineral do osso e o peso unitário do osso seco (60 - 70% para o osso cortical) (Terrier, 1997)



Figura 2.2: Fotografia da cabeça do fêmur - macroestrutura óssea

direção transversa para prevenir a flambagem. A densidade relativa do osso trabecular varia entre 0,05 e 0,7. Presente apenas no interior dos ossos, este tipo de osso é encontrado nas extremidades de ossos longos, i.e., nas regiões epífiseal e metafíseal.

Apesar da correspondência entre o comportamento material da matriz compacta e aquele da matriz trabecular ainda ser motivo de debates, a hipótese de que o osso cortical pode ser considerado osso trabecular densificado tem servido de base inquestionável para muitos investigadores do comportamento da rigidez trabecular (Reiter,1996).

2.1.2 Mesoestrutura

O osso cortical é composto de osteons (ou sistemas Harvesianos), que são elementos com forma quase cilíndrica compostos de lâminas concêntricas ($3 - 7 \mu m$) construídas de fibras de colágeno enroladas e impregnadas com hidroxiapatita. Os osteons ($150 - 300 \mu m$ em diâmetro e $3 - 5 mm$ em comprimento) encontram-se embebidos em uma matriz de osso lamelar (ver Microestrutura) conhecida como lamela intersticial, e possuem uma cavidade central chamada Canal Harvesiano com tipicamente $40 - 50 \mu m$ em diâmetro e alinhados com o eixo longitudinal do osso. Estes canais são interconectados entre si através de canais transversais (canais de Volkmann). A mesoestrutura do osso trabecular é composta de placas e barras chamadas trabéculas, usualmente formadas por osso lamelar. A espessura das trabéculas (usualmente $200 \mu m$) não é suficiente para abrigar canais sanguíneos.

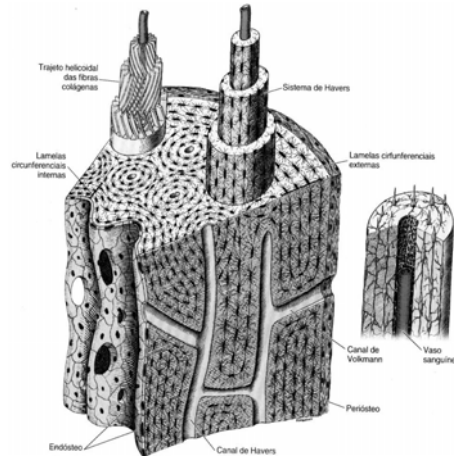


Figura 2.3: Mesoestrutura do osso cortical. Fonte: Junqueira, 1992.

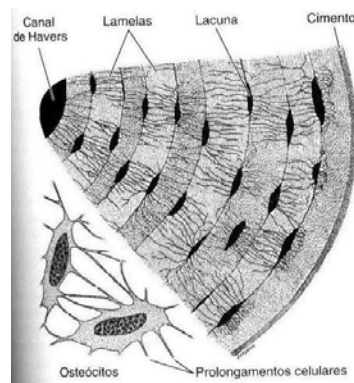


Figura 2.4: Microestrutura óssea. Fonte: Junqueira, 1992.

2.1.3 Microestrutura

Dois tipos de osso podem ser encontrados ao nível celular: osso imaturo (*woven bone*) e osso lamelar (maduro). O osso imaturo é um tecido pobremente organizado que é depositado muito rapidamente durante o crescimento do feto e no reparo de fraturas ($4 \mu\text{m}/\text{dia}$). As fibrilas de colágeno que o formam ($0,1 - 3 \mu\text{m}$ em diâmetro) são orientadas randomicamente, de forma que não há direção preferencial para distâncias acima de 1 mm (Currey, 2002). Com o crescimento, o osso imaturo é transformado em osso lamelar, o qual consiste de lamelas e é mais precisamente arranjado e depositado a uma taxa bem menor ($1 \mu\text{m}/\text{dia}$). As lamelas, que são arranjos em placas de fibras de colágeno e minerais associados, são anisotrópicas. O grau final de mineralização do osso lamelar é menor que aquele do osso imaturo.

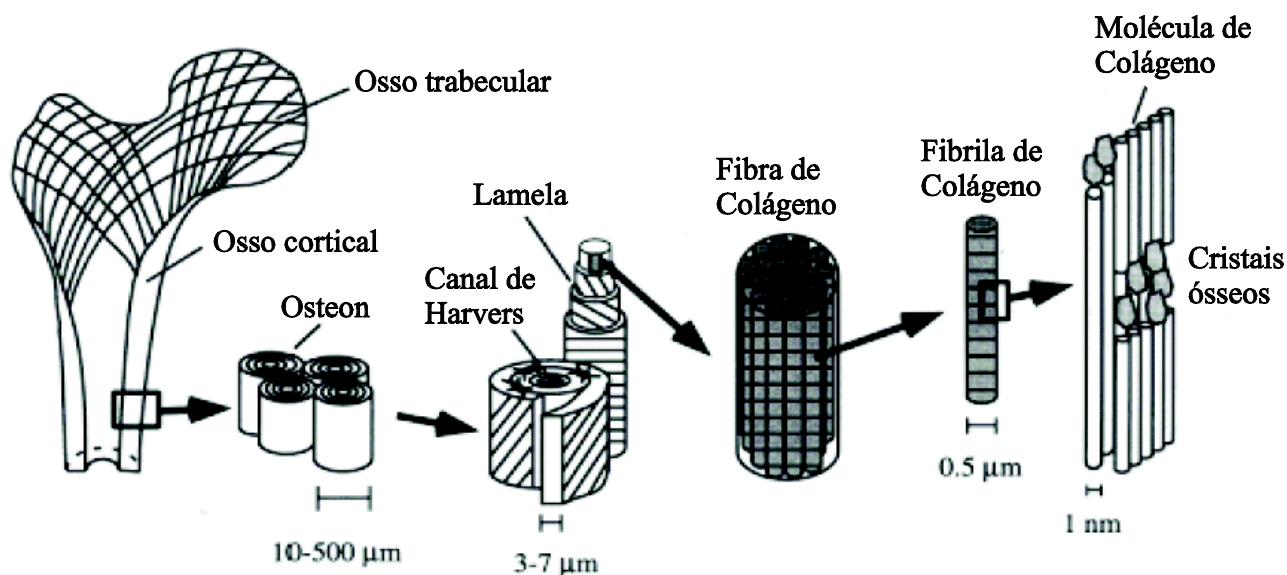


Figura 2.5: Esquema do osso cortical do fêmur em diferentes níveis estruturais. Extraído de Bento, 2003.

2.1.4 Nanoestrutura

Os componentes elementares do osso, minerais, moléculas de colágeno (uma proteína estrutural), moléculas orgânicas não colaginosas (lipídios e proteínas) e água, formam o menor nível estrutural do osso, caracterizando-o como um material composto.

2.2 Fisiologia Óssea

O osso é permeado por vários tipos de células especializadas que desempenham um papel crítico na adaptação de sua estrutura e podem ser classificadas em quatro tipos de acordo com a função desempenhada: osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e células ósseas de revestimento (*bone lining cells*). Osteoclastos são células gigantes multinucleadas (até 100 µm em diâmetro e com até 50 núcleos) responsáveis pela reabsorção óssea. Após realizar sua função erodindo a estrutura óssea com ácidos e enzimas a uma taxa em torno de 40 µm/dia, os osteoclastos desaparecem e presumivelmente morrem (Currey, 2002). Osteoblastos são as células mononucleares responsáveis pela formação de osso novo através da síntese e deposição da matriz colagínica (osteóide) que após será mineralizada. A síntese é realizada

segregando-se uma proteína solúvel -tropocolágeno- no fluido intersticial, ao passo que a mineralização requer a precipitação de cristais de hidroxiapatite (HAP) nas fibras de colágeno (Cowin e Hegedus, 1976). Sendo normalmente encontrados como uma camada contínua nas superfícies ósseas, estas células preenchem radialmente o espaço aberto pelos osteoclastos durante o remodelamento, a uma taxa de aproximadamente $1 \mu\text{m}/\text{dia}$ (Tovar, 2004). Após realizarem sua função os osteoblastos acabam por ficarem embebidos na matriz óssea recém formada por seus vizinhos, tornando-se osteócitos, cuja função primária é providenciar a manutenção e a vitalidade continuada da matriz óssea com trocas de constituintes desta matriz através dos fluidos envolvendo as células. As trocas químicas entre o resto do corpo e o tecido ósseo são dadas através da rede de lacunas (cavidades ósseas) e canalículos (canais de ligação entre as lacunas); tanto na superfície quanto no interior do osso. Isto é importante tanto para suportar as demandas metabólicas e remoção de produtos secundários, quanto para permitir o armazenamento de substâncias como cálcio. Os detalhes da função desta rede são assunto de muita pesquisa atual, porém é comumente aceito que ela desenvolve um papel importante na coordenação na resposta adaptativa óssea às demandas mecânicas. Estas células representam 95% do total de células ósseas e, apesar de aprisionadas no tecido ósseo, conectam-se com os osteócitos vizinhos e com as células ósseas de revestimento através de processos (*gap junctions*) que ocorrem em canalículos com diâmetro em torno de $0.2-0.3 \mu\text{m}$. No osso adulto o componente celular fundamental é o osteócito, Células ósseas de revestimento são osteoblastos inativos encontrados em superfícies trabeculares quiescentes onde nem reabsorção nem deposição óssea ocorre (em torno de 80% do total de superfície trabecular do osso). Entretanto, estas células também são considerados responsáveis por sinalizar o remodelamento frente a vários estímulos químicos e mecânicos (Miller e Jee, 1992 *apud* Tovar, 2004).

2.3 Propriedades Mecânicas do Osso

Do ponto de vista de materiais, o tecido ósseo pode ser descrito como um material poroso multifásico preenchido com fluido, a matriz óssea, que fornece ao osso sua rigidez e tenacidade. O comportamento material apresentado pelo tecido ósseo pode ser classificado como

viscoelástico, não-linear, anisotrópico e altamente não-homogêneo em termos de densidades, resistência mecânica e rigidez (Carter e Hayes,1977). De fato, a taxa na qual o carregamento é aplicado ao osso durante ensaios biomecânicos afeta os valores medidos de rigidez e resistência, devido ao seu comportamento viscoelástico. (Cowin, 1990). 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; Reiter,1996).

O osso compacto é considerado um compósito hierarquicamente estruturado, cujo comportamento elástico global é dominado pela fase sólida da matriz óssea porosa e cujos vazios intersticiais, ocupados por uma fase óssea líquida, possuem mínima influência na rigidez estrutural (Reiter,1996). O osso trabecular é mecanicamente caracterizado pela quantidade de volume ocupado por material sólido, e pela arquitetura e orientação das trabéculas. A quantidade de volume ocupado por material sólido é descrita pela fração volumétrica relativa, que é o volume de trabéculas em uma unidade, dividido pelo volume unitário total, ou descrita pela densidade aparente, que é a massa da trabécula dividida pelo volume unitário total. O comportamento mecânico global do osso trabecular é altamente dependente da fração volumétrica trabecular, da rigidez do material trabecular e do arranjo tri-dimensional das placas e barras trabeculares (direções preferenciais), indicando um comportamento anisotrópico global.

Testes mecânicos padrão (tração / compressão) e métodos acústicos com amostras de osso cortical ou trabecular são capazes de estimar as propriedades mecânicas destes tecidos, as quais dependem do arranjo microscópico dos constituintes ósseos. Os valores experimentais assim obtidos são dependentes da posição anatômica onde a amostra foi retirada, do tamanho da amostra, da taxa de deformação durante o teste e do conteúdo de umidade da amostra (Raftopoulos *et al.* 1993) . Para o osso humano, as amostras testadas são retiradas tipicamente do fêmur, da tíbia, do radius e das vértebras. Estes locais são escolhidos por apresentarem ambos tecidos, cortical e trabecular. O tamanho das amostras é frequentemente pequeno, por exemplo Choi *et al.* (1990) utilizaram amostras de osso cortical medindo $(100 - 170) \times (100 - 170) \times (\sim 1500) \mu m^3$ (*apud* Bagge,1999).

Em suas teses, Bagge (1999) e Reiter (1996) apresentam um número limitado de dados

obtidos a partir de ensaios para o osso cortical. Entre os ensaios que assumiram simetria ortotrópica, os valores para o módulo de elasticidade (em GPa) ficaram compreendidos entre os seguintes intervalos $E_1 \in [12 - 20]$; $E_2 \in [11 - 13, 4]$; $E_3 \in [6 - 20]$ (i.e. Ashman *et al.*, 1984; Rice *et al.* 1988). Ashman *et al.* (1984) ainda forneceram valores para o módulo cisalhante (em GPa) e para os coeficientes de Poisson: $G_{12} = 4, 53$; $G_{13} = 5, 61$; $G_{23} = 6, 23$; $\nu_{12} = 0, 376$; $\nu_{13} = 0, 376$ e $\nu_{23} = 0, 235$. Assumindo isotropia, Choi *et al.*(1991) mediram $E = 5, 44 GPa$ para o osso cortical.

Para o osso trabecular, a maioria das investigações experimentais tem sido focada na rigidez uni-direcional de amostras ósseas, utilizando técnicas de tração, compressão e flexão mecânica, e métodos de ultrassom. De acordo com o apresentado em Bagge (1999), Thomsen (1987) reportou o valor $E = 0, 12 GPa$ para uma amostra com densidade $\rho = 597 kg/m^3$, Linde *et al.*(1991) reportaram $E = 0, 770 GPa$ para amostra com $\rho = 590 kg/m^3$ e taxa de aplicação da carga $\dot{\epsilon} = 1, 0 s^{-1}$.

A dependência das propriedades materiais do osso trabecular na densidade aparente, sugere a determinação destas propriedades materiais como uma função do conteúdo de material sólido por volume ósseo unitário. De fato, os dados experimentais mostram uma forte evidência para a existência de uma lei de potência relacionando a densidade aparente e a rigidez (módulo de Young uni-direcional) do osso trabecular, com o expoente da potência contido no intervalo entre 1.0 e 3.0 (Reiter,1996). Uma relação comumente utilizada foi proposta por Carter e Hayes (1977) com bases em medições com ossos secos de humanos e de bovinos, Esta, contempla a dependência do módulo de elasticidade unidirecional (E em MPa) na taxa de deformação ($\dot{\epsilon}$ em s^{-1}) e na densidade aparente (ρ em g/cm^3), tendo a forma:

$$E = 3790 \dot{\epsilon}^{0.06} \rho^3 \quad (2.1)$$

É importante notar que a grande diversidade nas propriedades materiais obtidas por vários investigadores, tanto par o osso cortical quanto para o trabecular, deve-se fundamentalmente à dependência na simetria material assumida, na técnica de medição e na posição anatômica utilizada (Bagge,1999). Sabe-se, por exemplo, que métodos de medição por ultrassom tendem a super-estimar a rigidez (Lipson e Katz,1984).

Em adição às técnicas experimentais, modelos micromecânicos têm sido desenvolvidos

para simular o comportamento material do osso trabecular. Técnicas de tomografia computadorizada (CT) também podem ser utilizadas atualmente para a obtenção da relação entre dados da CT e propriedades mecânicas ósseas permitindo com isto a aproximação das propriedades mecânicas individuais de cada paciente. O número de Hounsfield (uma densidade obtida via CT) é frequentemente relacionado com propriedades mecânicas determinadas previamente via experimentação. Por outro lado, o comportamento material ósseo aparente tem sido estimado através de técnicas de homogenização que utilizam parâmetros materiais de membros individuais de um padrão microestrutural para determinar os parâmetros constitutivos do material homogêneo em nível macroscópico.

2.4 Adaptação Estrutural do Tecido Ósseo Periprotético

A geração de formas biológicas envolve os processos de crescimento (mudança na massa), remodelamento (mudança nas propriedades), e morfogênese (mudança na forma) (Taber, 1995). No caso do tecido ósseo, apesar da clara distinção conceitual, o remodelamento tem sido usualmente definido como a adaptação estrutural para uma alteração de demanda, e por isto inclui o crescimento adaptativo². A adaptação estrutural é uma particularização do conceito de adaptação funcional introduzido por Wilhelm Roux em 1880 para descrever a resposta de sistemas biológicos frente a alterações no ambiente. O conceito baseia-se na idéia de que os sistemas biológicos são capazes de adaptar sua estrutura e forma após estimulados por um sinal relacionado com sua função, reagindo de acordo com a natureza e a magnitude do estímulo de forma a otimizarem sua funcionalidade (Reiter, 1996). Outros exemplos de sistemas biológicos que possuem esta capacidade são os músculos e os tendões. Contudo, é importante notar que a forma biológica final é alcançada através de uma combinação de fatores genéticos e epigenéticos (ambientais) (Edelman, 1988 *apud* Taber, 1995). O tecido ósseo pode adaptar-se ao ambiente físico, mas as formas esqueléticas básicas são determinadas por fatores genéticos (Ounsted et al., 1986 *apud* Terrier, 1997). Acredita-se que a adaptação funcional possibilite que o osso desenvolva suas funções mecânicas com um mínimo de massa.

²Neste trabalho, remodelamento é sinônimo de adaptação e refere-se aos processos ao nível tecidual que ocorrem nas superfícies das trabéculas e dos sistemas Harvesianos.

2.4.1 A Biologia do Remodelamento Ósseo

O remodelamento ósseo é um processo de trocas que ocorre com adultos e estende-se por toda a vida através do qual material ósseo é continuamente removido e substituído por osso novo, em uma situação denominada homeostase óssea (Cowin, 2000, Martin e Burr, 1989). O propósito pelo qual os osteoblastos e os osteoclastos continuam a formar osso novo e a reabsorver osso velho após o fim da morfogênese óssea ainda não está claro. Tem sido sugerido que o osso adulto deteriora-se com o tempo, i.e, torna-se gradualmente desidratado e necessita ser substituído ou renovado (Cowin, 2000). A diminuição das propriedades materiais ósseas (i.e., resistência e rigidez) devido à acumulação de dano na forma de micro-trincas também é vista como uma das prováveis causas pelas quais a substituição por osso novo é requerida (Ramtani, 2001). Em adultos humanos, 5% de osso cortical e 25% de osso trabecular são substituídos anualmente por remodelamento (Martin *et al.*, 1998 *apud* Tovar, 1995)

O processo de remodelamento é mediado pela interação osso - células ósseas e envolve a ação acoplada dos osteoblastos e dos osteoclastos em um mesmo local do osso. Estes dois grupos de células funcionam como uma unidade organizada denominada unidade multicelular básica (BMU - *basic multicelular unit*). O remodelamento ocorre nas superfícies do osso: superfícies internas no caso dos espaços vazios e preenchidos por tutano no osso trabecular e dos canais harvesianos no cortical, ou superfícies externas endosteal e periosteal. Na primeira fase ocorre a geração de osteoclastos através da ativação de células precursoras (ativação), os quais iniciam a reabsorção óssea (reabsorção) escavando túneis no osso cortical e erodindo as superfícies trabeculares. A remoção de material ósseo envolve a hidrólise do colágeno e a dissolução do osso mineral (Ramtani e Zidi, 1999). Após finalizada a reabsorção inicia-se a formação óssea (formação) pelos osteoblastos, compreendendo um período de transição em torno de três (3) dias (Martin *et al.*, 1998 *apud* Tovar, 1995). O preenchimento dos locais reabsorvidos se dá primeiramente com uma camada de material de alto conteúdo mineral, a linha cementante, seguido pela deposição de consecutivas camadas de osso lamelar. Pacotes de osso medindo aproximadamente 60 μm de profundidade por 100 μm de largura são depositados para atividade nas superfícies ósseas, e de cones de anéis concêntricos com 200 μm de diâmetro para atividade dentro do osso cortical (Weinans e Prendergast, 1996).

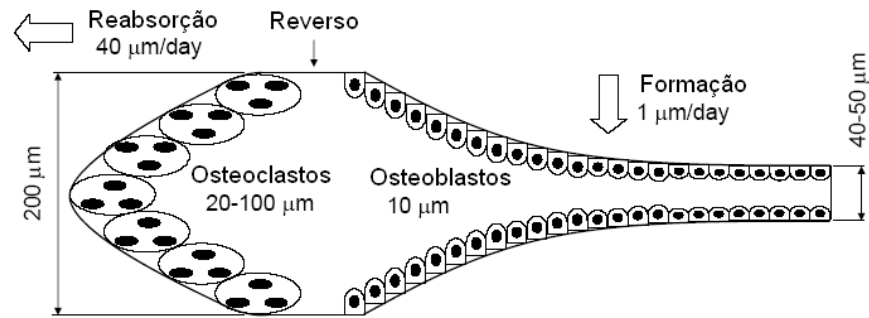


Figura 2.6: Unidade multicelular osteonal básica. Os osteoclastos erodem a matriz óssea a uma taxa de $40\mu\text{m}$ por dia. O preenchimento é realizado radialmente pelos osteoblastos a uma taxa de $1\mu\text{m}$ por dia.

Em adultos, a fase de formação demora em torno de três (3) meses, e os osteoblastos tornam-se osteócitos, ou células revestidoras, ou desaparecem quando o preenchimento é completado (quiescência). Um osteoblasto que completa seu processo de construção e prende-se à matriz óssea dando origem a um osteócito passa a desempenhar um papel no controle das atividades das outras células, facilitando a transferência de cálcio e outros íons entre o osso mineral e o plasma sanguíneo, e auxiliando a estabilização da concentração de cálcio no plasma sanguíneo (Cowin e Hegedus, 1976; Ramtani e Zidi, 1999). O tecido ósseo que é segregado pelos osteoblastos começa a mineralizar-se após dez (10) dias em média (*lag mineralization time*), mas a máxima calcificação somente é obtida decorridos aproximadamente seis (6) meses. Desta maneira, a deposição ocorre sem introduzir tensões residuais (Terrier, 1999).

Quimicamente, a reabsorção óssea não é o reverso da síntese óssea pois o colágeno e o mineral ósseo são dissolvidos simultaneamente (Cowin e Hegedus, 1976).

2.4.2 O Ambiente Mecânico e o Remodelamento Ósseo

Enquanto os processos de reabsorção e formação contabalançam um ao outro, em um estado denominado *homeostase óssea* ou *equilíbrio do remodelamento*, a quantidade global de osso permanece constante. Uma quebra no balanço pode fazer com que uma atividade celular domine a outra, e conseqüentemente a quantidade global de osso diminua ou aumente.

É bem reconhecido que um fator capaz de perturbar o balanço entre reabsorção e for-

mação óssea é a alteração substancial do carregamento mecânico experimentado pelo osso (Cowin 2001). Tão logo o tecido ósseo suporte uma modificação contínua e permanente em sua demanda mecânica, o osso reage adaptando sua rigidez às novas condições funcionais. Esta adaptação é manifestada como mudanças na geometria da seção transversal do osso através da deposição ou reabsorção de material nas superfícies endosteais ou periosteais do osso, e como mudanças nas propriedades mecânicas do material ósseo (Hart *et al.*, 1984). A quantidade global de osso é adaptada ao carregamento mecânico tal que um aumento da carga suportada causa uma elevação desta quantidade, enquanto uma diminuição nesta carga causa sua redução. No osso cortical uma diminuição na carga é expressada como afinamento na espessura da parede ou aumento de porosidade. Para o osso trabecular, o aumento do carregamento externo é expressado como aumento na espessura das trabéculas, sem afetar o número e a conectividade destas, ao passo que a diminuição da carga diminui a espessura trabecular e também provoca o desaparecimento de algumas trabéculas (Jee e Li, 1990 *apud* Ruimerman *et al.*, 2005). Em termos macroscópicos, grandes períodos de repouso, exposição a ambientes de microgravidade e imobilização são associados com aumentada perda óssea - osteoporose por desuso ou osteopenia (Lee *et al.*, 1999, Ramtani e Zidi, 1999). Contrariamente, aumento na massa óssea é observado após períodos de treinamento físico. O aumento do carregamento do antebraço por arremessadores profissionais de *baseball* e jogadores de tênis resulta em aumento do tamanho do osso e de sua densidade em comparação com o outro braço (Lee *et al.*, 1999, Ramtani e Zidi, 1999). A alteração do padrão de tensões normalmente experimentado pelo osso acarretada pela utilização de uma substituição prótica também induz reações adaptivas por parte do tecido ósseo (Engh *et al.* 1988; 2002; Van Rietbergen *et al.*, 1993). O remodelamento expressa-se como um processo de mudanças microestruturais que, para fins de estudos, pode ser dividido (Frost, 1964 *apud* Tovar, 2004) em remodelamento interno, onde são consideradas apenas as mudanças efetuadas nas superfícies das trabéculas e de sistemas Harvesianos e que acarretam alterações na distribuição das propriedades do material, ou remodelamento externo, que é um processo biológico que envolve mudanças na geometria externa do osso.

Além de evidências clínicas, existe um ampla gama de resultados experimentais (i.e. Lanion, 1984; Rubin e Lanyon, 1985) evidenciando a evolução das propriedades materiais ósseas em

função do carregamento mecânico aplicado. Os experimentos com animais possibilitaram o estabelecimento de três (3) regras fundamentais governando a adaptação óssea (Turner,1998):

1. adaptação óssea é dirigida por carregamento dinâmico;
2. apenas uma curta duração do carregamento mecânico é necessária para iniciar uma resposta adaptiva e o prolongamento do carregamento tem um efeito diminuído na adaptação óssea subsequente;
3. as células ósseas acomodam-se a um ambiente costumeiro de carregamento mecânico; tornando-se menos responsivas à sinais rotineiros de carregamento;

Em conjunto, os resultados clínicos e experimentais permitem a distinção das seguintes respostas adaptativas ósseas:

1. na ausência de cargas ocorre decaimento da rigidez e eventual desaparecimento do osso;
2. sob condições de carregamento favoráveis a rigidez óssea aumenta através da acumulação de material ósseo (formação/deposição);
3. sob condições de carregamento excessivo a rigidez óssea diminuirá de maneira similar a observada em materiais não biológicos devido à acumulação de dano (ie, compostos). No caso do osso, esta situação é denominada necrose por sobrecarga;
4. existe uma zona de equilíbrio, localizada em um intervalo de carregamentos onde a resposta de remodelamento ósseo não é estimulada.

A Figura 2.7 apresenta uma curva hipotética do comportamento evolutivo do módulo elástico ósseo unidirecional (E) em função do nível de carregamento suportado pelo osso, a qual reflete o entendimento atual a respeito do comportamento ósseo adaptativo (Tortorelli e Pedersen, 1999).

As adaptações realizadas ao nível micro-estrutural expressam-se como redistribuição da densidade óssea e realinhamento nas direções principais do material, resultando em uma variação dos parâmetros anisotrópicos do osso.

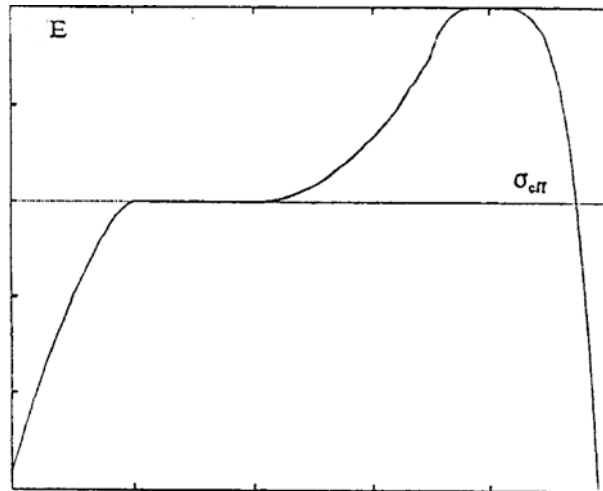


Figura 2.7: Curva hipotética do comportamento ósseo adaptativo. Adaptada a partir de Tortorelli e Pedersen (1999)

2.4.3 Os Mecanismos do Remodelamento Ósseo Adaptativo: Estímulo

As teorias a respeito dos mecanismos mecano-sensitivos responsáveis pela resposta de adaptação mecânica envolvem a mediação por ativadores bioquímicos similares àqueles que governam o metabolismo ósseo, bem como as propriedades piezoelétricas do osso, e incluem (Cowin, 2000):

1. o sistema celular que é estimulado pelo carregamento mecânico externo aplicado ao osso;
2. o sistema que traduz este carregamento mecânico para um sinal comunicável;
3. os sistemas que transmitem este sinal às células efetadoras para a manutenção da homeostase óssea e para a adaptação da estrutura óssea;

Evidências experimentais e teóricas sugerem que os osteócitos, localizados dentro da matriz óssea, são as principais células mecano-sensitivas do osso responsáveis pela detecção do estímulo mecânico imposto (Cowin, 2000). Acredita-se que isto deva-se à sua localização e à interconexão pela qual estas células comunicam-se entre si e com as células da superfície óssea (El-Haj *et al.* 1990; Mullender e Huiskes, 1997). Os processos mecano-sensitivos de uma célula habilitam-a para sentir a presença de, e responder para, carregamentos físicos

extrínsecos. O *estímulo* para o remodelamento ósseo é definido como aquele aspecto particular da história de tensão ou deformação óssea que é empregado pelo osso para sentir seu ambiente mecânico e para sinalizar pela deposição, manutenção ou reabsorção tecidual (Cowin,2000). Quando um parâmetro de estímulo apropriado excede certos valores limites ou de equilíbrio, os tecidos ósseos carregados respondem com eventos adaptativos.

Uma variedade de estímulos para adaptação óssea têm sido sugeridos na literatura. A maioria dos autores têm seguido Wolff, propondo que as tensões nos ossos determinam sua arquitetura. Thompson (1917) defendeu a hipótese de que uma condição da deformação, resultante das tensões, era o estímulo (*apud* Turner, 1998). Em 1964, Frost endossou o ponto de vista de Thompson e arguiu que a deformação mecânica não era apenas o principal determinante da adaptação óssea, mas que uma deformação efetiva mínima deveria ser ultrapassada antes da adaptação óssea ocorrer. A introdução da energia de deformação como estímulo deve-se a Fyhrie e Carter (1986) e Huiques *et al.* (1987), e microdano gerado por fadiga foi o estímulo assumido por Carter e Hayes (1976) e Martin e Burr (1982) (*apud* Turner, 1998). Ainda de acordo com o apresentado por Turner,1998, a taxa de deformação foi primeiramente sugerida como estímulo para a adaptação óssea por Hert *et al.* (1969, 1970, 1972), tendo sido também o estímulo considerado por O'Connor *et al.* (1982), Lanyon (1984), Goldstein *et al.*(1991) e Fritton *et al.* (2000). Mais recentemente, experimentos em laboratório realizados por Turner têm confirmado que ambas, frequência de carregamento e taxa de deformação, são importantes determinantes da adaptação óssea, sugerindo que deformações dinâmicas seriam o estímulo primário da adaptação óssea. (Turner *et al.* 1994; Turner *et al.* 1995). Turner et al., (1994), e, após, Prendergast et al., (1996) consideraram a influência mecânica da força de arrasto e pressão do fluido internamente ao osso como estímulo mecânico para a adaptação. Contudo, o verdadeiro estímulo biológico ainda não é precisamente conhecido (Cowin, 2000). Acredita-se que o estímulo mecânico quase certamente dependerá de alguns aspectos da "história de deformação", um conceito que incorpora tanto aspectos de medidas de deformação local quanto aspectos de dependência temporal (Hart, 2001).

2.5 Adaptação do Tecido Ósseo Interfacial

Existe uma extensa pesquisa sobre o comportamento adaptativo do tecido ósseo na interface osso-implante, a qual, envolvendo aspectos da química, da biologia, da ciência de superfícies e da mecânica, tem revelado a complexidade dos mecanismos envolvidos neste fenômeno.

O ambiente interno ao corpo é química, elétrica e mecanicamente ativo, e a interface entre um biomaterial implantado e o corpo é onde localizam-se os vários processos e reações químicas relacionados com a interação entre o osso hospedeiro e o implante. A interface é também o local por onde as cargas são transmitidas a partir do implante para o osso. A literatura relacionada é dividida em duas partes: ortopédica - para próteses com significativa função de suporte de cargas como aquelas do quadril e do joelho; e dental e maxilofacial - para implantes orais maxilofaciais. Porém, a sequência biológica seguida após a implantação de um componente metálico é similar em ambos casos.

Próteses endo-femorais são colocadas dentro do corpo através de procedimento cirúrgico invasivo que causa a lesão das células, dos tecidos e do órgão envolvido. Conseqüentemente, uma resposta de reparo de lesão será disparada pelos tecidos vascularizados vizinhos à região de interface osso-implante (Dee *et al.*, 2002), através da qual ocorrerá uma complexa série de eventos que, no caso de hastes femorais de fixação biológica direta³, idealmente culminarão na *osseointegração* do implante. Geralmente, e aqui deve-se incluir o presente trabalho, a sequência de eventos interfaciais tem sido vista como similar aos eventos do reparo de fraturas ósseas, apesar de alguns autores sugerirem que a presença do implante induza um modo de reparo diferente (Steflik *et al.*, 1998 *apud* Davies *et al.*, 2003). O termo *osseointegração* foi proposto originalmente pelo Dr. Per-Ingvar Branemark e colegas em pesquisa com implantes orais, e é definido como o contato direto sem interposição de tecidos moles entre o osso remodelado e o implante (Park e Kim, 2003 *apud* Park e Bronazino, 2003). Em ortopedia, o termo correspondente em inglês é *bone ingrowth*, que remete à formação óssea que ocorre dentro da superfície estrutural porosa das hastes de fixação biológica. A fixação destes implantes com cobertura porosa reside no potencial adaptativo do osso, tal que a prótese se tornará firmemente fixada ao osso contanto que o ambiente mecânico interfacial seja propi-

³Próteses recobertas com pequenas partículas ou fibras metálicas (cobertura porosa) que formam um arcabouço para o crescimento de osso internamente aos poros e conseqüente ancoragem do implante.

cio. Do contrário, uma membrana fibrosa desenvolve-se e acaba por encapsular o implante, promovendo ultimamente a soltura deste dentro do canal medular. Os requerimentos básicos para que ocorra *bone ingrowth* são delineados nas próximas seções.

2.5.1 Fisiologia do *bone ingrowth*

Os processos pelos quais um implante é incorporado dentro de um osso são razoavelmente bem conhecidos. A resposta fisiológica assemelha-se à cascata de eventos do reparo ósseo trabecular, com os novos tecidos formados ocupando os espaços vazios do material poroso. De acordo com a descrição em Thompson *et al.*, (2002), em ambos mecanismos pelos quais as fraturas óssea são reparadas, ossificação endocondral e ossificação intramembranosa, células mesenquimais precisam migrar para o local lesionado em resposta ao aumentado nível de fatores de crescimento. Dependendo do ambiente mecânico verificado neste local, a diferenciação celular produzirá condrócitos (células geradoras de cartilagem) ou osteoblastos. Em osteossíntese instável, os movimentos no local de fratura são associados com a formação de um calo cartilaginoso que promove a estabilização intermediária dos segmentos fraturados. O calo cartilaginoso subsequentemente torna-se maduro, vascularizado, e é remodelado e substituído por osso. Contrariamente, uma fratura altamente estabilizada repara-se sem um período cartilaginoso intermediário prolongado, e as células mesenquimais no local da fratura parecem se diferenciar diretamente em osteoblastos.

Assim, supõe-se que na interface osso-implante, o reparo do furo raspado dentro do canal medular de um osso longo é associado com a formação de hematoma (coágulo sanguíneo), seguida de recrutamento de células mesenquimais osteoprogenitoras que, após aproximadamente 4 semanas, originam osso imaturo (*woven*). Em virtude das solicitações mecânicas localizadas na zona interfacial (provavelmente incluindo o interior dos poros até uma distância de 3 – 5 mm para além da cobertura - Hollister and Goldstein, 1993), sob condições favoráveis, este osso novo então remodela-se para osso lamelar. De forma similar ao reparo primário de fraturas com osteossíntese⁴ estável, nenhum estágio fibrocartilaginoso ocorre, indicando a dependência do *bone ingrowth* em um certo grau de estabilidade mecânica nas fases iniciais do reparo (Kienapfel *et al.*, 1999). Acredita-se que o movimento relativo entre

⁴Osteossíntese diz respeito ao processo de fixar fraturas ósseas, sejam estas fragmentares ou não.

o osso e o implante danifica a rede de fibríolas e a nova vascularização que compõem as fases iniciais do processo de reparo (Dee *et al.*, 2002), tal que na ocorrência excessiva de micro-movimentos, há uma reorientação na resposta de reparo fazendo com que o tecido crescido torne-se fibro-colaginoso (fibroso), não osso (Lakes, 2003). De fato, algumas vezes uma camada de tecido fibroso desenvolve-se permanentemente, e algumas vezes ocorre diferenciação celular originando osteoblastos e tecido ósseo é formado. Como o tecido fibroso deforma-se facilmente sob compressão e não é capaz de resistir de forma consistente à esforços trativos, acredita-se que o processo de encapsulação fibrosa leve à soltura da prótese, seja nos períodos iniciais ou nos períodos tardios do uso da substituição artificial (Büchler *et al.*, 2003). A arquitetura óssea fora da região de interface é adaptada de acordo com a sequência normal de ativação-reabsorção-formação em resposta ao carregamento transferido através da interface osso-implante.

É importante ressaltar que os meios pelos quais o osso cortical e o osso trabecular irão se reparar são diferentes. A regeneração peri-implante do osso cortical será relativamente lenta pois baseia-se exclusivamente no remodelamento lamelar, enquanto a geração do osso trabecular peri-implante pode envolver, além do remodelamento das trabéculas de osso lamelar existentes, a formação rápida de novas trabéculas pelo recrutamento de novas populações de células osteogênicas dentro do local de reparo (Davies, 2003).

2.5.2 Biocompatibilidade do material implantado

Implantes de diferentes materiais apresentam diferentes padrões de biocompatibilidade, padrões estes que determinam os possíveis mecanismos de formação óssea adjacente à superfície do material. Em tempos passados, um material era considerado biocompatível se não provocasse reações adversas do tecido hospedeiro. Hoje, sabe-se que o reverso é verdadeiro, e tecidos vivos podem induzir reações químicas indesejadas no componente implantado. Assim, a definição atual para biocompatibilidade considera que ambas respostas, do material implantado e do tecido hospedeiro, devam ser admissíveis em termos de aceitação e inexistência de reações adversas locais e no corpo como um todo (Park e Bronzino, 2003; Dee *et al.*, 2002).

Em 1980, Osborn e Newsley (Park, 2003), propuseram a existência de dois fenômenos

pelos quais o osso pode se tornar justaposto à superfície do implante, associando cada qual com um tipo de biomaterial (Tabela 2). Atualmente, é bem reconhecida a inevitabilidade de ocorrência de ambos fenômenos, osteogênese à distância e osteogênese de contato, em qualquer local de reparo ósseo (Puleo e Nanci, 1999; Davies, 2003), independentemente do material implantado.

Tabela 2 - Padrão de biocompatibilidade e de formação óssea de diferentes biomateriais.

Material	Biocompatibilidade	Mecanismo de formação óssea
Aço inox	Biotolerante	Osteogênese à distância
Ligas Ti	Bioinerte	Osteogênese de contato
Ligas Cr-Co	Bioinerte	Osteogênese de contato

2.5.3 Mecanismos de formação óssea interfacial

Observações histológicas permitem distinguir dois diferentes fenômenos pelos quais o osso pode tornar-se justaposto à superfície de um implante (Osborn e Newsley, 1980 *apud* Park, 2003; Davies, 2003).

Osteogênese de contato

Na osteogênese de contato, o osso novo forma-se primeiramente na superfície do implante. Considerando a inexistência de osso nesta superfície anteriormente à implantação, o início da formação óssea requer a colonização da superfície por uma população de células osteogênicas. A migração das células de diferenciação osteogênica (células que ainda possuem capacidade migratória mas se tornarão um osteoblasto) para a superfície do implante é realizada através do fenômeno denominado osteocondução. Após retidas na superfície, estas células dão origem aos osteoblastos que sintetizarão a matriz óssea nova (aposição óssea), uma matrix orgânica sem colágeno que providencia locais de nucleação para posterior mineralização do cálcio fosfórico. Então a nucleação é seguida pelo crescimento de cristais e iniciação da montagem de fibras de colágeno e, por último, pela calcificação do compartimento de colágeno. No processo de formação óssea, o compartimento de colágeno do osso estará separado do substrato subjacente (superfície do implante) por uma camada de tecido calcificado sem colágeno medindo aproximadamente $0,5\mu m$. Esta camada assemelha-se as linhas cementantes originadas no remodelamento contínuo de superfícies ósseas no tecido

ósseo natural (Davies, 2003). Deve-se notar que o colágeno e o mineral são os constituintes que fornecem resistência ao osso (Hansson, 2003).

Osteogênese à distância

Na osteogênese à distância, o osso novo forma-se nas superfícies do osso peri-implante já existente ('osso velho'), as quais já encontram-se ocupadas por células osteogênicas que depositarão a nova matriz óssea que abraçará o implante (deposição óssea). Nestas circunstâncias, o implante sempre ficará separado do osso interfacial por células interpostas.

2.5.4 Estudos experimentais para a determinação das características da interface osso-implante

Devido à necessidade de acesso à interface para a determinação de suas características histológicas e mecânicas, os estudos experimentais com estes objetivos ficam restritos à aplicação de modelos com animais. Os experimentos com animais, além de possibilitarem a realização de ensaios mecânicos e de análises histológicas na interface osso-implante, também indicam padrões da adaptação mecânica do osso em torno de implantes metálicos com cobertura porosa, e assim fornecem informações adicionais sobre os fenômenos biológicos envolvidos. Diferentemente do que ocorre em relação aos roedores, as taxas de formação óssea de macacos, cães, ovelhas, e porcos são similares à taxa humana (Shaw *et al.*, 1994 *apud* Kienapfel, 1999).

Basicamente dois tipos de experimentos com animais têm sido utilizados no estudo da fixação biológica em implantes com cobertura porosa. No modelo transcortical, os implantes são colocados transversalmente no fêmur, ou tíbia, atravessando a cortical em ambos lados. Por não representarem uma situação funcional, estes modelos não são apropriados para a avaliação do desempenho de um projeto específico, mas permitem a análise das características histológicas da interface osso-implante com respeito à resistência da fixação. Já o modelo intra-medular permite o carregamento funcional do implante, sendo então clinicamente mais relevante e admissível na avaliação de projetos específicos (Ducheyne *et al.*, 1977, Cook *et al.*, 2002).

Experimentos com animais

Com relação à influência do tamanho dos poros na taxa de *ingrowth*, Martens *et al.* (1980 *apud* Kuiper, 1993) concluíram que, para condição não funcional e poros maiores do que $70\mu\text{m}$, o crescimento interno de osso exige estabilidade inicial rígida do implante e contato íntimo com o osso circunvizinho. Já Cook *et al.* (1985 *apud* Kuiper, 1993) observaram que, para tamanhos de poros variando entre 155 e $350\mu\text{m}$ a resistência interfacial não é alterada e, após 12 semanas, ambos osso maduro e osso novo (*woven*) foram encontrados dentro da cobertura porosa.

Para a folga entre a superfície do metal e o osso, Cameron *et al.* (1976 *apud* Kuiper, 1993) observaram que quando em contato direto com o osso, o implante tornou-se firmemente agarrado após 3 semanas, e um espaçamento de $1,5\text{ mm}$ entre o osso e o implante foi preenchido por osso neste mesmo período. Folgas entre 0 e 4 mm foram analisadas em um modelo intramedular por Bobyn *et al.* (1981 *apud* Kuiper, 1993). As seções histológicas revelaram que, em 12 semanas, os implantes tornaram-se incorporados por uma fina placa de osso esponjoso ligado ao córtice endosteal por trabéculas ósseas, principalmente nos casos com espaçamento menor que 2mm . Internamente aos poros foi observada a ocorrência de osso lamelar mais denso.

A influência do suporte de cargas no desenvolvimento do *ingrowth* é o parâmetro que recebeu maior atenção nos estudos do crescimento ósseo em interfaces de cobertura porosa. Ducheyne *et al.*, 1977, utilizando implantes com tamanho de poro de 87 e $110\mu\text{m}$, após 8 semanas observou crescimento interno ósseo evidente para os implantes carregados estaticamente, e a inexistência deste no modelo dinâmico com carregamento direto do implante (intra-medular). Esta discrepância de comportamento foi atribuída (1) aos micromovimentos na interface osso-implante e, (2) ao fato de que o tamanho crítico médio de poros para *ingrowth* com carga estática é menor que o correspondente para carregamento dinâmico. Os autores ressaltaram que o crescimento interno somente foi observado quando a prótese foi firmemente ajustada em osso trabecular denso. No estudo de Heck *et al* (1986 *apud* Kuiper, 1993) em um modelo intramedular com cães não ocorreram mudanças significativas nas radiografias dos lados com e sem suporte de carga após 12 semanas. Entretanto, o lado imo-

bilizado apresentou superior resistência interfacial e energia de falha nos testes realizados na interface osso-implante. Cheal *et al.*, (1987 *apud* Goodman e Aspenberg, 1993) investigaram a relação tensão-morfologia óssea em torno de implantes esféricos com e sem cobertura porosa após 6 anos de atividades sem restrição no osso trabecular da patela equina. O aumento na fração de área óssea adjacente aos implantes deu-se primariamente através do aumento da espesura das trabéculas. Implantes com cobertura porosa que obtiveram *bone ingrowth* foram associados com menores taxas de formação óssea frente àqueles que foram encapsulados por tecido fibroso. Empregando placas com cobertura porosa na metáfise do fêmur distal de caninos submetidas a carregamento controlado, Goldstein *et al.*, (1991) observaram um aumento de *bone ingrowth* para o implante excitado com altas magnitude e taxa de carregamento. Rubin *et al.*, 1994, utilizaram um modelo transcortical para avaliar a habilidade de deformações mecânicas de baixa amplitude em promover o *ingrowth*. O desuso causou uma diminuição média de 8.3% no entorno do implante, com a área entre este e o osso preenchida com uma membrana fibrosa. Um regime diário de 100 ciclos de estimulação mecânica de baixa amplitude e frequência igual a 1Hz, proporcionou o preenchimento ósseo de 28% da área avaliada. A 20Hz, a quantidade de osso crescido internamente aumentou para 69%. Qin *et al.*(1996) avaliaram o papel das deformações cisalhantes no processo de osseointegração. Após um período de 8 semanas simulando um ambiente mecânico controlado em um modelo transcortical instrumentado com sensores extensométricos do tipo *strain gages*, os autores notaram uma significativa inibição de *ingrowth* nos locais de componentes cisalhantes máximos. Guldberg *et al.*, (1996) avaliaram a adaptação do osso trabecular adjacente a placas com cobertura porosa implantadas na metáfise femoral distal de caninos e submetidas a carregamento compressivo diário controlado. Cinco modelos de topografia superficial foram analisados. Com relação ao controles contralaterais, os tecidos adjacentes a implantes que obtiveram *bone ingrowth* experimentaram dramática redução na fração volumétrica óssea e na conectividade trabecular, com muitas trabéculas afinando até o ponto de perfuração e outras tendo sido completamente reabsorvidas.

No trabalho de revisão sobre os efeitos do estímulo mecânico na diferenciação de tecidos duros, Goodman e Aspenberg (1993), relatam que Pilliar *et al.* (1986) mostraram em cães que o *bone ingrowth* é compatível com até 28 μ m de movimento relativo entre o osso e o

implante, ao passo que 150 ou mais promovem a formação de tecido fibroso. Os autores da revisão também indicam que resultados similares foram obtidos por Burke et al, (1991) e por Hollis et al., (1992), sendo que em Burke *et al.*, a interface dos implantes submetidos a $40\mu m$ de micromovimento relativo ou apresentou-se composta por uma mistura de osso e tecido fibroso, ou registrou o crescimento interno de tecido ósseo imaturo (*woven*) que não possuía continuidade óssea com o osso trabecular adjacente ao implante (*apud* Kienapfel *et al.*, 1999).

Jasty et. al (1997) analisaram a resposta óssea a diferentes magnitudes de movimento relativo em um modelo canino intramedular durante um período de 6 semanas. Foi observado crescimento interno em continuidade com o osso apenas nos implantes que não foram movimentados ou sofreram micromovimentos da ordem de $20\mu m$. Estes implantes, entretanto, induziram atrofia óssea provavelmente devido à falta de estímulo mecânico. A aparência histológica da interface entre a cobertura porosa e o tecido trabecular vizinho foi de íntimo contato e continuidade para os implantes movimentados entre 0 - $20\mu m$, mistura de osso trabecular, fibrocartilagem e tecido fibroso com continuidade variável, no caso de $40\mu m$; e encapsulamento fibroso para $150\mu m$.

Utilizando implantes funcionais na tíbia de carneiros, Buma *et al.* (1997) testaram a hipótese de que hastes com reduzida rigidez aumentam as chances de soltura devido à alta tensão e micromovimentos. Após a fase de reparo (6-12 semanas), os implantes mais rígidos apresentaram grandes áreas de adesão óssea, e os mais flexíveis apresentaram sinais de soltura evidentes. Nos implantes de aço-inox, o osso em contato com a cobertura apresentava-se completamente revascularizado (osso novo) ao final da 12ª semana.

Referências Bibliográficas

- BAGGE, M. "Remodeling of bone structures ", PhD. Thesis - Technical University of Denmark, 1999.
- BENTO, D.A., "Análise da resistência mecânica em implantes de osso- um enfoque numérico e experimental ", Dissertação de Mestrado, POSMEC, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.
- BÜCHLER, P., PIOLETTI, D.P. and RAKOTOMANANA, L.R., " Biphasic constitutive laws for biological interface evolution", Biomechanic Model Mechanobiology, n.1, pp.239-249, 2003.
- BUMA, P., VERSLEYEN, H., WEINANS, H., SLOOFF, T.J.J.H., GROOT, K. and HUISKES, R., "Histological and biomechanical analysis of bone reactions around hydroxiapatite-coated intramedullary implants os different stiffness: a pilot study on the goat ", Biomaterials, 18, 1997.
- CARTER, D.R. and HAYES, W.C."The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure ",Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.59, pg. 654-962, 1977.
- COWIN, S.C. "Structural adaptation of bones ",Applied Mechanics Reviews, Vol.43, pg. S126-S133, 1990.
- COWIN, S.C. and HEGEDUS, D.H."Bone remodeling I- theory of adaptive elasticity ", Journal of Elasticity, Vol.6, pg. 313-326, 1976.
- COOK, S.D., SALKELD, S.L., PATRON, L.P. and BARRACK, R.L., "The effect of demineralizaed bone matrix gel on bone ingrowth and fixation of porous implants ", The Journal of Arthroplasty, v.17, n.4, 2002.

- COWIN, S.C. "The search for mechanism in bone adaptation studies ", Mechanics in Biology- ASME, Vol.46, pg. 173-184, 2000.
- COWIN, S.C. "Bone mechanics handbook ", Stephen Cowin Ed., CRC Press, 2001.
- CURREY, J.D., "Bone: structure and mechanics ", Princeton University Press, 2002.
- DAVIES, J.E. and PARK, J.Y., "Critical issues in endosseous peri-implant wound healing ", Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions, CRC Press, 2003.
- DEE, K.C., PULEO, D.A. and BIZIOS, R., "Tissue-biomaterial interactions", Ed. Wiley Liss, 2002.
- DUCHEYNE, P., MEESTER, P, AERNOUDT, E, MARTENS, M. and MULIER, J.C., "Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants ", Journal of Biomedical Materials research, v.11, n.6, pp.811-838, 1977.
- ENGH, C.A. and HOPPER, R.H. "The odyssey of porous coated fixation ", The Journal of Arthroplasty, Vol. 17, pg. 102-107, 2002.
- ENGH, C.A. and BOBYN, J.D. "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty ", Clinical Orthopedic and Related Research, Vol. 231, pg. 7-28, 1988.
- EL-HAJ, A.J., MINTER, S.L., RAWLINSON, S.C., SUSWILLO, R. and LANYON, L.E. "Cellular responses to mechanical loading in vitro ", Journal of Bone Mineral Research, pg. 923-932, 1990.
- FYHRIE, D.P. and CARTER D. R. "A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology ", Journal of Orthopaedic Research, Vol.4, pg. 304-317, 1986.
- GOODMAN, S., APENBERG, P., "Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues ", Biomaterials, v.14, n.8 1993.
- GULDBERG, R., RICHARDS, M., CALDWELL, N.J., CHERYL, L. and GOLDSTEIN, S.A., "Trabecular bone adaptation to variations in porous-coated implant topology ", Journal of Biomechanics, v.30, n.2, pp.147-153, 1997.

- HANSSON, S., "Towards an optimized dental implant design ", Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions, CRC Press, 2003.
- HART, R.T., DAVY, D.T. and HEIPLE, K.G., "Mathematical modeling and Numerical Solutions for Functionally dependent Bone remodeling ", *Calcified Tissue International*, 36:S104-S109, 1984.
- HART, R.T. "Bone modeling and remodeling: theories and computation ", em S.C. Cowin. Eds., *Bone Mechanics Handbook*, Cap.31, pg. 1-42, 2001.
- HOLLISTER, S.J., KIKUCHI, N. and GOLDSTEIN, S.A. "Do bone ingrowth processes produce a globally optimized structure? ", *Journal of Biomechanics*, Vol.26, pg. 391-407, 1993.
- HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTENBOER, H.J., DALSTRA, M., FUDALA, B. and SLOOF, T.J. "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis ", *Journal of Biomechanics*, Vol.20, pg. 1135-1150, 1987.
- JACOBS, C. "Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading ", PhD. Thesis - Stanford University, 1994.
- JASTY, M., BRAGDON, C., BURKE, D., O'CONNOR, D., LOWENSTEIN, J. and HARRIS, W., "In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.79-A, n.5, 1997.
- JUNQUEIRA, A., "Histologia Básica ", Ed. Koogan, Rio de Janeiro, Brasil, 2002.
- KIENAPFEL, H., SPREY, C., WILKE, A. and GRISS, P., "Implant fixation by bone ingrowth ", *The Journal of Arthroplasty*, v.14, n.3, 1999.
- LANYON, L.E., "Functional strain as a determinant for bone remodeling ", *Calcified Tissue International*, 36, S56-S61, 1984.
- LAKES, R.S., "Composite biomaterials ", "Biomaterials: Principles and Applications ", CRC-Press, 2003.
- MULLENDER, M.G. and HUISKES, R. "Osteocytes and bone lining cells: which are the best candidates for mechano-sensors in cancellous bone? ", *Bone*, Vol.20, pg. 527-532, 1997.

- PULEO, D.A., and NANCI, A., "Understanding and controlling the bone-implant interface ", *Biomaterials*, 20, pp.2311-2321, 1999.
- PARK, J.B. and BRONZINO, J.D., "Biomaterials: Principles and Applications ", CRC-Press, 2003.
- RAMTANI, S. and ZIDI, M. "Damage-bone remodeling theory; thermodynamical approach ", *Mechanics Research Communication*, Vol.26, pg. 701-708, 1999.
- RAMTANI, S. and 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.
- RAFTOPOULOS D., KATSAMANIS, E., SAUL, F., LIU, W. and 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.
- REITER, T.J., "Functional adaptation of bone and application in optimal structural design ", Dusseldorf, 1996.
- RUBIN, C.T. and LANYON, L.E., "Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude " *Calcified Tissue International*, 37, 411-417, 1985.
- RUIMERMAN, R., HILBERS, P., VAN RIETBERGEN, B. and HUISKES, R., "A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation ", *Journal of Biomechanics*, v.38, pp931-941, 2005.
- TABER, L., "Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenesis ", *Applied Mechanical Review*, v.48, n.8, pp.487-545, 1995.
- TERRIER, A., "Adaptation of bone to mechanical stress: theoretical model, experimental identification and orthopedic applications ", PhD. Thesis, Physics Department Swiss Federal Institute of Technology, 1997.
- TERRIER, A., "Adaptation of bone to mechanical stress: theoretical model, experimental identification and orthopedic applications ", PhD. Thesis, Physics Department Swiss Federal Institute of Technology, 1999.

THOMSON, Z., MICLAU, T., HU, D. and HELMS, J.A., "A model for intramembranous ossification during fracture healing ", *Journal of Orthopedic research*, v.20, pp.1091-1098, 2002.

TORTORELLI, D.A. and PEDERSEN, P., "Similarities in bone remodeling and damage evolution ", , *IUTAM Symposium in Bio Solid Mechanics*, P. Pedersen e M.P. BendsØe Eds., pp.387-400, 1999.

TURNER, C.H., "Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli ", *Bone*, v.23, pp.399-407, 1998.

TURNER, C.H. "Mechanotransduction in bone: role of strain rate ", *American Journal of Physiology*, Vol.269, pg. 438-442, 1995.

TURNER, C.H. "Mechanotransduction in bone: do bone cells act as sensors of fluid flow? ", *FASEB Journal*, Vol.8, pg. 875-878, 1994.

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., and GALANTE, J. O., "The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems ", *Journal of Biomechanics*, vol.26, n.4/5, pp. 369-382, 1993.

WEINANS, H. and PRENDERGAST, P.J., "Tissue adaptation a a dynamical process far from equilibrium ", *Bone*, v.19, pp.143-149, 1996.

Capítulo 3

Adaptação óssea em torno de hastes femorais fixadas sem cimento

Um efeito da implantação de um componente metálico internamente a um osso é a alteração dos padrões normais de solicitação mecânica do tecido. Como resultado, o osso vivo inicia um processo de adaptação estrutural através do qual a massa óssea é adequada aos novos requerimentos funcionais. O padrão da adaptação, que pode ser nocivo tanto ao osso quanto ao componente metálico, dependerá de como e onde a carga será transferida a partir da haste para o osso femoral, evidenciando a influência do projeto da prótese na durabilidade da substituição artificial. Com a finalidade de modelar os fenômenos biomecânicos associados com a implantação de hastes femorais fixadas sem cimento em Artroplastia Total de Quadril, o presente capítulo busca elucidar questões fundamentais governando a adaptação mecânica do osso em torno desta classe de implantes ortopédicos.

3.1 Artroplastia Total de Quadril (ATQ)

Em condições normais, a articulação do quadril é formada por dois ossos revestidos por cartilagem (o acetábulo e o fêmur), encontrando-se envolvida por uma cápsula com recobrimento de células sinoviais que produzem uma fina camada de filme lubrificante. São funções da cartilagem providenciar uma articulação congruente entre os ossos, transmitir a carga através da articulação, e permitir movimentos com baixo atrito entre as superfícies articulares opostas. O filme lubrificante (fluido sinovial), juntamente com a cartilagem articular, atua na absorção de impactos e possibilita os movimentos suaves da junta. O osso subcondral atua de forma solidária à cartilagem, contribuindo para a absorção de choques através

da deformação viscoelástica de sua estrutura trabecular (Park, 2003).

Uma condição patogênica comprometendo a funcionalidade da articulação do quadril pode resultar do dano com posterior desgaste e rompimento da cartilagem articular, expondo o osso que encontra-se por debaixo da cartilagem. Devido a limitada capacidade de reparo que a cartilagem possui (Salter, 1989 *apud* Park, 2003), após lesada o dano é permanente, e seguidamente progressivo. Em função da dor continuada, pacientes acometidos por danos na articulação são severamente limitados em suas atividades mais básicas. A degeneração da articulação é o estágio final do processo de destruição da cartilagem articular, e resulta em muita dor, perda dos movimentos e, ocasionalmente, uma deformidade angular da extremidade (Buckwalter *et al.*, 1993 *apud* Park, 2003). As causas da degeneração ainda não são bem entendidas.

3.1.1 Tratamento cirúrgico

O tratamento de doenças degenerativas e/ou traumas que ocasionam a perda da funcionalidade da articulação do quadril tem como foco a diminuição da dor e a restituição dos movimentos da articulação. Quando métodos conservativos para o tratamento falham, é necessário substituir a articulação afetada com uma substituição próstética artificial. Existem registros de que as práticas primitivas de ATQs remontem ao século XVIII (Scales, 1966 *apud* Joshi *et al.*, 2000). Atualmente, além de beneficiar a vida dos pacientes, a utilização de substituições artificiais tem contribuído para a economia da sociedade como um todo, reduzindo gastos com cuidados médicos e com pagamentos de auxílios por incapacidade, e diminuindo a dependência de drogas por pacientes e a taxa de ausência ao trabalho devido à indisposição (Hefzy e Singh, 1996).

Diferentemente do que ocorre no tratamento de fraturas, substituições totais empregam implantes permanentes, e a quantidade de osso e cartilagem removida durante a implantação fazem deste um procedimento irreversível. A substituição artificial dos dois lados de uma articulação origina uma artroplastia *total* da articulação, enquanto a substituição de apenas um lado dá origem a uma hemi-artroplastia (Prendergast, 2001).

A prótese para substituição total de quadril consiste de um componente femoral e um componente acetabular. A parte femoral é dividida em cabeça, pescoço e haste. A haste

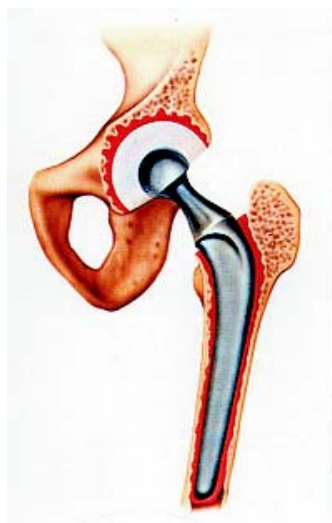


Figura 3.1: Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril

e o pescoço são geralmente fabricados em liga de Titânio ou Cromo-Cobalto (Cr-Co), e a cabeça em liga de Cr-Co, Alumina ou Zircônia. O componente acetabular é geralmente feito em Polietileno de Ultra-Alto-Peso-Molecular (UHMWPE). Próteses endo-femorais são denominadas monolíticas quando consistem de apenas uma peça, e modulares ao consistirem em duas ou mais peças que deverão ser montadas durante a cirurgia.

No procedimento cirúrgico (Figura 3.1), a cabeça femoral é substituída por uma haste metálica, cuja extremidade superior possui formato esférico para rotacionar em uma superfície de Polietileno que recobre a cavidade acetabular. O conjunto haste-cabeça constitui a prótese endo-femoral, que deve ser inserida dentro da cavidade medular da diáfise femoral para que as cargas suportadas pela articulação sejam artificialmente transmitidas ao osso. Devido ao seu posicionamento dentro do osso femoral, o componente endo-femoral é comumente chamado *implante*.

Diferentes técnicas cirúrgicas podem ser empregadas para a inserção, tais como aproximação lateral direta, lateral direta modificada, posterior e transgluteal (Mulliken *et al.*, 1996, Chiu *et al.*, 2001) A determinação do diâmetro adequado para a haste e do nível de resecção do pescoço femoral é realizada com a sobreposição do desenho bi-dimensional da prótese (*template*) em uma radiografia antero-posterior do fêmur. Após a retirada da cabeça femoral, o canal é preparado com fresas manuais, e raspado.

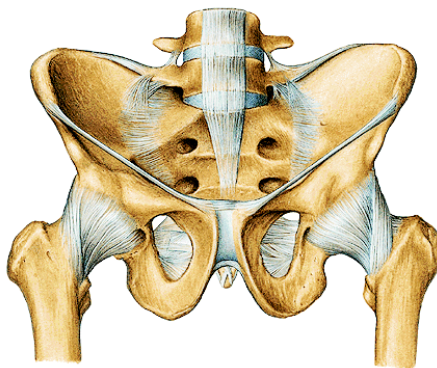


Figura 3.2: Articulação do quadril masculino

3.1.2 Biomecânica da articulação do quadril

A biomecânica do quadril envolve o conhecimento das forças atuantes na articulação e na musculatura associada.

Formada pela cabeça do fêmur e pelo acetábulo da pélvis (Figura 3.2), a articulação coxo-femoral está entre as juntas mais estáveis do corpo humano devido ao perfeito encaixe entre a cabeça femoral e o acetábulo (providenciado por sua configuração geométrica), aos músculos da pelve e à cápsula. 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 2.2). Em uma articulação normal, o centro desta cabeça coincide exatamente com o centro do acetábulo. O extremo da cabeça femoral é dado por uma superfície aplainada, de forma que o carregamento suportado pelo fêmur atue na borda do anel que delimita esta superfície. Três eixos atravessam o centro geométrico da cabeça femoral (vertical, horizontal e posterior/anterior), a qual é suportada por um prolongamento da diáfise femoral, denominado pescoço. A variação da magnitude do ângulo de inclinação do pescoço do fêmur em relação ao eixo longitudinal no plano frontal provoca alterações no padrão de sollicitação mecânica deste osso. Na maioria dos adultos o ângulo é de aproximadamente 130° (Tabela 2.2). Do ponto de vista mecânico, esta articulação pode ser classificada como uma junta esférica (*ball-and-socket joint*).

Tabela 2.2: Dimensões do fêmur na região proximal.

Parâmetro	Feminino	Masculino
Diâmetro da cabeça femoral (mm)	$45,0 \pm 3,0$	$52,0 \pm 3,3$
Ângulo de inclinação do pescoço do fêmur (graus)	$133 \pm 6,6$	$129 \pm 7,3$

Reconhecidamente, as forças de contato desenvolvidas nesta articulação durante a caminhada e na maioria das atividades realizadas com suporte em apenas uma perna, são superiores ao peso corporal (Pauwels 1953, 1973 *apud* Bergmann *et al.*, 2002). Estas altas forças são causadas pelo peso dos membros superiores do corpo atuando em um longo braço de alavanca em relação ao ponto de suporte (a articulação do quadril).

Dados realísticos das forças de contato na articulação do quadril têm sido obtidos através da instrumentação de implantes de quadril com sensores do tipo extensômetros de resistência elétrica (*strain-gage*) colados entre a haste e a cabeça dos implantes. A corrida, a caminhada, e movimentos normais do cotidiano tais como sentar e levantar podem ser monitorados com a mínima interferência através do emprego de técnicas que possibilitam a transmissão dos sinais medidos sem a utilização de cabos (telemetria). De 1995 a 2002, Bergmann *et al.*, aplicaram esta tecnologia em 9 articulações de 7 pacientes, e as medições foram tomadas em várias atividades comuns durante 9 anos. Entre as descobertas mais importantes, tem-se que na caminhada lenta, com velocidade de 3 Km/h, a força máxima foi em média 270% do peso corporal, enquanto a corrida a 7 Km/h indicou picos de força de até 550% do peso corporal. Pedersen *et al.*, (1997) coletaram as informações cinemáticas e cinéticas necessárias para calcular as forças de contato na articulação do quadril empregando próteses instrumentadas, plataformas de força para medir a força de reação do solo, e cinemetria (filmagem do movimento) durante a caminhada com velocidade constante de 0.89 m/s. A análise conjunta dos resultados obtidos e da literatura relacionada permitiu concluir que as maiores cargas na cabeça femoral possuem direção aproximadamente constante independentemente da atividade, sendo então razoável selecionar uma ou poucas direções de carregamento para estudos do fêmur proximal. Em contraste, a direção do carregamento varia consideravelmente no acetábulo de acordo com a atividade realizada. É importante ressaltar que as características cinemáticas e as características de transferência de cargas dinâmicas da articulação do quadril constituem a base para o projeto mecânico das próteses de quadril.

3.2 Projeto mecânico de hastes femorais

O projeto de implantes é um problema complexo e multidisciplinar. Particularmente em artroplastia total de quadril, o desafio biomecânico é enorme porque uma carga dinâmica maior do que o peso corporal deverá ser sustentada por décadas. Em vista disto, materiais metálicos são exclusivamente utilizados nestas aplicações, sendo as ligas de Titânio (Ti6Al4V) e Cromo-Cobalto (CoCrMo e CoNiCrMo) as mais empregadas.

Basicamente duas funções devem ser cumpridas por uma haste femoral:

- 1- possibilitar características de movimento adequadas;
- 2- transferir as cargas mecânicas da articulação para o osso hospedeiro;

O intervalo funcional de movimento permitido por uma prótese de quadril é definido pelo tamanho da cabeça e pela geometria do pescoço da haste. Para uma dada geometria do pescoço, quanto maior o diâmetro da cabeça, maior o intervalo de movimentos permitido pela articulação artificial (Cowin, 2001). Quatro aspectos estruturais governam a transferência de cargas em ATQ:

- (i) as características de carregamento;
- (ii) a geometria da haste;
- (iii) as propriedades mecânicas do material da haste;
- (iv) as características de união da interface com o osso hospedeiro.

Com relação à geometria, são requerimentos de projeto o ajuste anatômico do componente e a busca pela forma que mais aproxime o mecanismo natural de transferência de cargas para o fêmur. Isto pois, enquanto no mecanismo natural de transferência de cargas da região proximal para a região distal do fêmur os maiores modos de carregamento são compressão axial e flexão, com a colocação da prótese a carga é transferida por forças cisalhantes através da interface osso-implante. Adicionalmente, o momento fletor no osso em torno da prótese é reduzido devido à relativamente alta rigidez flexural da prótese, tipicamente na ordem de 10:1 (Joshi *et al.*, 2000). Neste sentido, muitos estudos têm analisado diferentes projetos de hastes para compreender suas propriedades de transferência de carga e buscar por melhoramentos. Katoozian e Davy (1993), Huiskes e Boeklagen (1989), Yoon *et al.*, (1989), Hedia (1996) e Kowalski (2001) empregaram métodos de Otimização Estrutural para encontrar a melhor

forma externa da haste. Joshi *et al.*, (2000), desenvolveram uma nova haste projetada para transferir cargas proximalmente com o emprego de uma cinta envolvendo esta região do fêmur. Atualmente, muitas hastes possuem um colar proximal para aumentar as tensões longitudinais no fêmur através do pressionamento direto na extremidade proximal medial do fêmur resectado (calcar).

As propriedades mecânicas do material da haste também contribuem no padrão de carregamento do fêmur. Via de regra, quanto mais rígida a haste, menor é a transmissão de carga proximal (Joshi *et al.*, 2000). Uma haste confeccionada com um material de menor rigidez (i.e., uma liga de Titânio em comparação a uma liga de Cromo-Cobalto) transmite mais carga ao fêmur proximal, mas induz altas tensões mecânicas na interface, e de fato parece não haver meios para alcançar um compromisso totalmente satisfatório entre transferência proximal de cargas e tensões interfaciais. Kuiper (1993) aplicou um método de otimização para selecionar o módulo de elasticidade da haste. (Bobyne *et al.*, 1990, Schmidt e Hackenbroch, 1994, *apud* Gross e Abel, 2001) estudaram o emprego de hastes vazadas como forma de reduzir as tensões interfaciais sem diminuir a sollicitação mecânica proximal. Engelhardt e Saha (1998 *apud* Gross e Abel, 2001) e Viceconti *et al.* (1995) utilizaram furos transversos para reduzir a rigidez da haste. Bagge (1999) investigou o emprego de materiais compostos e a orientação das fibras destes na fabricação de hastes femorais.

As características de união da interface com o osso hospedeiro são determinadas pelo método utilizado para a fixação do implante no corpo do paciente, e representam um fator determinante do padrão de transferência de carga alcançado pelo projeto (Huiskes, 1990). O implante deverá estar seguramente fixado ao osso o mais cedo possível, mas a remoção deste não pode implicar na destruição de muitos tecidos vizinhos. A perda de tecidos vivos, especialmente de osso, dificulta a re-implantação na cirurgia de revisão, e seguidamente diminui a durabilidade da substituição (Dupont e Charnley, 1972 *apud* Park, 2003). Dada a relevância que a interface possui no sucesso da substituição, este aspecto é tratado em detalhe na próxima seção.

3.2.1 Fixação sem cimento

Até a década de 60, próteses fixadas sem cimento eram utilizadas exclusivamente. Nestas aplicações pioneiras a prótese era confeccionada em geometrias que aproximavam a forma de uma cunha para ser mais ou menos "entalada" nas formas irregulares da cavidade óssea, o que resultava em um pobre ajuste ao canal intramedular (Huiskes e Nunamaker, 1984). A utilização de PMMA (poli-metil-metacrilato) como material de fixação da superfície do implante na geometria irregular do osso, introduzida por John Charnley em 1958, possibilitou a estabilidade dos implantes metálicos em longo prazo, tornando a artroplastia de quadril um procedimento cirúrgico de muito sucesso: os pacientes conseguem recobrar funções após imobilização e obtêm alívio para a dor. A fixação cimentada ideal requer que a prótese esteja completamente envolta pelo cimento e que uma boa adesão cimento-osso seja criada pela infiltração do cimento dentro dos poros do osso trabecular (Ducheyne *et al.*, 1977). Devido à altíssima taxa de sucesso alcançada na população idosa, a técnica de Charnley possui uma grande popularidade atualmente. Entretanto, devido à possíveis efeitos adversos do cimento capazes de induzir a soltura do implante, a chamada *doença do cimento*, devido à alta incidência de falhas desta classe de próteses entre pacientes jovens e pacientes obesos (51% para pacientes com menos de 45 anos de idade, que impõem maiores cargas às suas próteses), e também devido a dificuldades na revisão e à significativa perda de massa óssea encontrada, a busca por métodos alternativos de fixação foi encorajada (Goodman e Aspenberg, 1993; Kuiper, 1993; Dammak *et al.*, 1997, Engh e Hooper, 2002, Hoffman *et al.*, 2000).

O desafio de desenvolver um mecanismo para a fixação permanente do implante incentivou novas tentativas de fixar o implante sem empregar cimento. Novos implantes capazes de alcançar um fino ajuste dentro do osso foram então desenvolvidos para serem fixados sem cimento. Atualmente, próteses sem cimento podem ser classificadas entre próteses de ajuste sob pressão (*press-fitted*) e próteses para crescimento interno (*bone-ingrowth*). Na colocação do primeiro tipo, uma cavidade medular é feita, na qual uma prótese com formato cônico e com fino ajuste é colocada. Assim, esta é essencialmente uma prótese solta, que, após solicitada, será apertada dentro do osso para que um ajuste sob pressão seja desenvolvido e deposição óssea ocorra sobre sua superfície. As próteses do segundo tipo são cobertas

com pequenas partículas metálicas ou fibras metálicas que compõe uma camada superficial de poros e micro-depressões para crescimento interno ósseo, ou são cobertas com fosfato de cálcio ou outro biomaterial que induza deposição óssea. O objetivo de projeto destas hastes é alcançar estabilidade primária com o posicionamento neutro na inserção e, após, fixação duradoura com preservação do estoque ósseo (Hoffman *et al.*, 2000). Supõe-se que a prótese tornar-se-á firmemente vinculada ao osso decorrido um certo período pós-operatório, tal que nestes implantes com cobertura porosa a fixação reside no potencial adaptativo do osso para providenciar uma interface biologicamente integrada e duradora. Se a cobertura é aplicada sobre toda área superficial da haste femoral tem-se uma prótese com cobertura total. Do contrário tem-se hastes parcialmente cobertas.

As próteses de cobertura porosa são consideradas atualmente as mais promissoras, representando aproximadamente 35% do mercado Europeu (Orlik, 2003), devido principalmente aos bons resultados clínicos alcançados junto às populações jovens, sendo portanto as mais pesquisadas. Nestas próteses, dois métodos de fixação podem ser buscados: a adesão química entre o implante e o osso, ou a adesão direta. Ambos dispensam o uso de cimento ósseo e apóiam-se no potencial adaptativo do osso para providenciar uma interface biologicamente integrada e duradoura, sendo portanto denominados métodos de fixação biológica. Para os propósitos desta tese, fixação biológica é definida como o processo pelo qual componentes protéticos tornam-se firmemente aderidos ao osso hospedeiro sem o uso de cimento.

No primeiro método, a superfície do implante é recoberta por diferentes filmes de fosfato de cálcio, que possuem uma composição mineral similar àquela do osso. Fosfato de cálcio é considerado um material bioativo, significando que ele interage com os tecidos vizinhos para gerar uma adesão química na interface osso-implante (denominada adesão por osteogênese). Hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$), fosfato de tetracálcio e fosfato de tricalcício ($\text{Ca}_3[\text{PO}_4]_2$) são diferentes composições frequentemente empregadas. A hidroxiapatita, o filme utilizado com maior popularidade, não é nem osteogênica¹ nem osteoindutiva², mas é osteocondutiva³,

¹Capaz de estimular a formação óssea.

²Osteoindução é a capacidade de suportar a mitogênese (sig.) de células mesenquimais perivasculares não diferenciadas que levaria à formação de células osteoprogenitoras com a capacidade de formar osso novo.

³Osteocondução é a capacidade de suportar o crescimento interno de capilaridades germinais, tecidos perivasculares e células osteoprogenitoras advindas do leito hospedeiro na estrutura tridimensional de um implante ou enxerto.

agindo como uma grade para a deposição e crescimento interno de osso novo (Jaffe e Scott, 1996). A técnica mais comum de aplicação destas camadas em implantes ortopédicos é através do processo de plasma-spray no qual as partículas aquecidas de fosfato de cálcio são projetadas em escoamento gasoso a alta velocidade sobre a prótese. O material empregado no substrato (alma) na maioria dos implantes com adesão química é o titânio e suas ligas, e a espessura final do filme varia de 20 a 200 μm . Como a aderência das partículas projetadas no substrato metálico é providenciado pelo agarre mecânico gerado pela energia de impacto entre os corpos, as ligas de titânio, que são mais flexíveis que as ligas de cromo-cobalto, tendem a alcançar maiores patamares de resistência adesiva (Jaffe e Scott, 1996; Dumbleton e Manley, 2004). Outro processo utilizado é deposição por solução no qual a hidroxiapatite é precipitada a baixa temperatura resultando em uma cobertura com espessura de 20 μm firmemente aderida, pura, e com alta cristalinidade. Usualmente, a superfície do substrato é previamente tornada rugosa para melhorar a resistência adesiva da cobertura (Dumbleton e Manley, 2004), podendo ser texturada em uma entre três formas: suave (microtextura), macrotextura, e porosa. A formação óssea em um implante de superfície não porosa é denominada *ongrowth*, enquanto superfícies porosas pode ter ambos *ongrowth* e *ingrowth* (crescimento ósseo internamente aos poros). Superfícies porosas parecem ter inerente habilidade para promover a fixação biológica tal que a cobertura de fosfato é requerida apenas para dirigir o crescimento ósseo inicial nos poros (Jaffe e Scott, 1996). Implantes com cobertura porosa e hidroxiapatite mostraram-se habilitados para preencher com osso novo espaços vazios (*gaps*) de até 1mm entre a cobertura e o osso hospedeiro, e também para formar osso na presença de micromovimentos de até 500 μm de amplitude (Dumbleton e Manley, 2004). O maior impedimento clínico de métodos de fixação por adesão química é a soltura do implante resultante da delaminação do filme a partir da superfície metálica.

A adesão direta é alcançada em próteses de cobertura porosa recobertas com pequenas partículas ou fibras metálicas que formam um arcabouço para o crescimento de osso internamente aos poros, o qual acaba por ancorar o implante. Supõe-se que a prótese se tornará firmemente fixada ao osso, contanto que o ambiente mecânico interfacial seja propício (Simmons *et al.*, 2001). Basicamente, qualquer material biocompatível permitirá que o osso creça em qualquer espaço grande o suficiente para acomodar ósteons viáveis (mais que 150 μm

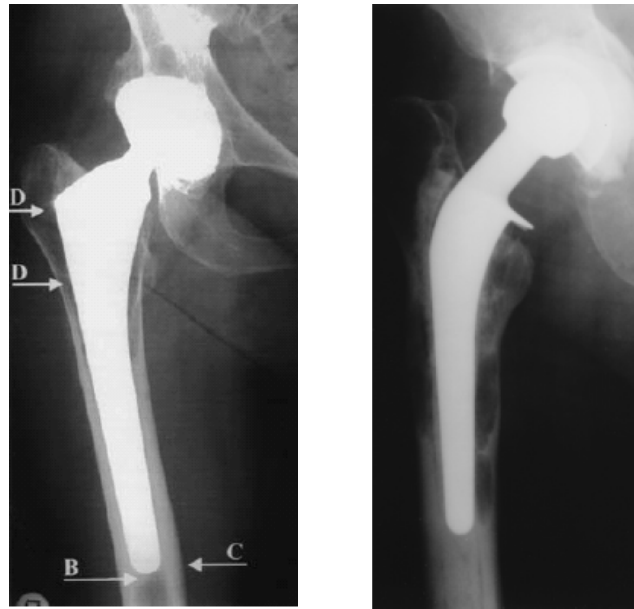
em diâmetro para tecidos ósseos, (Heimke, 1990 *apud* Park, 2003). Contrariamente ao que ocorre com a utilização de PMMA, onde o osso tem um papel passivo, a adesão direta requer a participação ativa do osso, sendo portanto melhor indicados em condições onde a massa e a qualidade óssea aproxima-se do normal. Os materiais atualmente utilizados para o recobrimento são Titânio comercialmente puro, ligas de Titânio e Tântalo. Três diferentes tipos de porosidade podem ser alcançadas com Titânio comercialmente puro: (1) malha de fios ou (2) esferas sinterizadas na superfície do implante, e (3) poros obtidos via plasma spray (Morscher, 1992). O substrato metálico, geralmente fabricado em liga de Cromo-Cobalto ou de Titânio, pode ser enfraquecido pelo processamento térmico empregado, e problemas adicionais para a durabilidade da fixação podem resultar do desgaste ocasionado por lascas desprendidas da cobertura (Ains *et al.*, 1988). Considerando que esta é a classe de cobertura em estudo no presente trabalho, seus mecanismos biológicos de adesão foram detalhados no Capítulo 2.

3.3 Adaptação óssea em torno de hastes femorais fixadas sem cimento

O desempenho clínico de hastes femorais fixadas sem cimento vêm sendo avaliado nas últimas duas décadas. A maior causa de preocupação em pacientes com próteses fixadas sem cimento é a reabsorção massiva do osso periprotético. A perda óssea pode ser causada por 4 fatores principais (Aldinger *et al.*, 2003):

1. remodelamento como resposta óssea à alteração de solicitação mecânica (*stress shielding*);
2. envelhecimento do fêmur;
3. reação inflamatória estimulada por partículas de desgaste (*osteolysis by wear debris*);
4. distúrbios metabólicos.

Deve-se notar que apesar das consequências da osteólise serem bem conhecidas, uma vez que os processos de osteólise e adaptação mecânica ocorrem simultaneamente, seus efeitos



(a) Mudanças adaptativas em torno de haste femoral

(b) Sinais de osteólise

Figura 3.3: Radiografias a-p do fêmur proximal com haste implantada

adversos podem ser aditivos, sendo difícil distinguir um tipo de perda óssea de outro. Via de regra, osteólise é associada com áreas localizadas e bem demarcadas de perda óssea trabecular ou erosão cortical, ao passo que a reabsorção devida a fatores mecânicos apresenta caráter mais difuso (Hofmann *et al.*, 2000; Bodén *et al.*, 2004)

Análises estruturais numéricas e experimentos *in vitro* demonstram que após a implantação da prótese, devido à diferença de rigidez entre a haste e o fêmur, este último diminui sua capacidade de flexão frente às cargas ambulatórias, enquanto o peso corporal passa a ser transferido à diáfise femoral através da haste. Geralmente, a adaptação em torno de hastes fixadas sem cimento é vista como hipertrofia na região distal (extremidade da prótese) e desmineralização no fêmur proximal. A perda progressiva do estoque ósseo proximal pode reduzir a estabilidade da prótese levando ultimamente à soltura deste, pode aumentar a demanda mecânica do implante e acelerar falhas do componente por fadiga, além de dificultar uma eventual cirurgia de revisão com maiores riscos de fratura do fêmur durante o procedimento (Engh *et al.* 1988, Tanzer *et al.* 2001, Bodén *et al.* 2004). Apesar da reabsorção

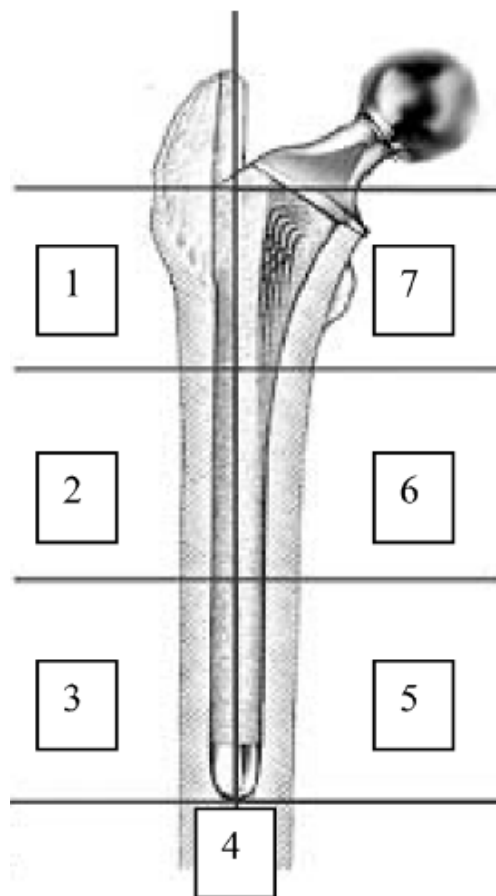


Figura 3.4: As sete seções da vista antero-posterior do fêmur que definem as Zonas de Gruen. Extraído de Dumbleton *et al.* (2004).

óssea não afetar necessariamente os resultados clínicos do paciente (Tanzer *et al.*, 2001), minimizar esta perda é importante pois estes componentes são mais comumente implantados em pacientes jovens, que possuem maior probabilidade para requerer uma revisão durante suas vidas.

Para as mudanças adaptativas que ocorrem no volume periprotético os resultados clínicos são invariavelmente referenciados às sete seções da vista antero-posterior do fêmur, originalmente delineadas por Gruen para análises detalhadas dos modos de falha de próteses (Gruen *et al.*, 1979). Para a contabilização das alterações de massa óssea, a zona de Gruen 1 é estendida até a extremidade superior do fêmur.

Além do conceito geral *stress shielding*, definido como evidência de remodelamento ósseo pronunciado nas regiões proximais do fêmur, as definições da Tabela 3.1 são comumente empregadas (Mulliken *et al.*, 1996):

Tabela 3.1 - Definições empregadas para caracterizar o padrão de adaptação óssea

Mudança adaptativa	Definição
reabsorção óssea difusa	perda de densidade óssea trabecular ou fusão cortico-trabecular em uma densidade uniforme
reabsorção óssea cortical	afinamento na espessura cortical
condensação trabecular	aumento regional na densidade trabecular
hipertrofia cortical endosteal	formação de osso novo de densidade cortical a partir do endóstio (diminuição do diâmetro interno)
hipertrofia cortical periosteal	formação de osso novo de densidade cortical a partir do perióstio (aumento do diâmetro externo)
hipertrofia combinada	formação de osso novo de densidade cortical a partir do endóstio e do perióstio
atrofia do calcar	perda de densidade e diminuição na largura ou na altura da região femoral proximal lateral

Já as características radiológicas de fixação⁴ são referenciadas com relação a porção de cobertura porosa e a porção lisa da superfície, ao passo que as características de estabilidade⁵ são associadas a referenciais geométricos do sistema osso-prótese. O julgamento do estado da fixação e da estabilidade do componente é geralmente realizado de acordo com o critério de Engh, Massin e Suthers (Engh *et al.*, 1990) para hastes de Cr-Co. Ao se considerar este critério conjuntamente com resultados geralmente apresentados em estudos clínicos de hastes fixadas sem cimento, as características da Tabela 3.2 podem ser associadas à fixação com osso interfacial (*bone ingrowth*):

Tabela 3.2- Definições de sinais radiológicos representativos da adaptação em torno de hastes femorais

⁴No que se refere à interface osso-implante, a palavra fixação é utilizada como um termo histológico.

⁵Termo mecânico significando a ausência de movimentos relativos entre o osso e o implante.

Sinal radiológico	Definição
ausência de linhas reativas adjacentes à porção porosa	linha radiolucida paralela e intimamente próxima a superfície do implante
presença de pontos ósseos conectados à porção porosa (<i>spot welds</i>)	formação localizada de osso endosteal novo
reabsorção óssea proximal	perda de densidade óssea limitada às zonas de Gruen 1 e 7
reabsorção óssea medial e lateral	afinamento cortical e perda de densidade óssea nas zonas de Gruen 2 e 6
ausência de pedestal ósseo	ausência de formação de osso novo nas zonas de Gruen 3,4 e 5
hipertrofia no limite da cobertura	formação de osso endosteal novo na região de transição entre a cobertura porosa e a porção lisa da haste
ausência de alargamento do canal medular distal	manutenção ou diminuição do diâmetro interno do canal distal
atrofia do calcar	perda de densidade e diminuição na largura ou na altura da zona de Gruen 7

Já para a instabilidade do componente, as definições e medidas da Tabela 3.3 são geralmente empregadas:

Tabela 3.3- Definições e medidas associadas à instabilidade de hastes femorais

Ocorrência	Definição
subsidiência progressiva	migração vertical com alteração mensurável $2mm$ na posição do implante
inclinação progressiva	migração lateral (varo ou valgo)
hipertrofia distal (pedestal) com interposição de tecido fibroso	formação de osso novo fechando parcial ou completamente o canal em uma tentativa para suportar a extremidade da haste
alargamento distal do canal intramedular	aumento do diâmetro interno do canal distal
encapsulação fibrosa	formação de tecido fibroso na porção porosa

Uma ressalva importante diz respeito às observações de Mulliken *et al.*, (1996) quanto a diferenças de sinais radiológicos de *ingrowth* em torno de hastes de titânio e hastes de cromo-cobalto. Após analisarem seus resultados sob a ótica proposta em Engh *et al.*(1990), os autores concluíram que para próteses de titânio a presença de *spot welds*, reabsorção óssea e a ausência de subsidiência inicial não são fatores indicativos de estabilidade, ao passo que hipertrofia cortical distal e formação de pequeno pedestal, são.

Conjuntamente, as condições de fixação e estabilidade classificam a situação mecânica do componente protético entre hastes estáveis fixadas com osso (*ingrowth*) e hastes instáveis, podendo ocorrer situações intermediárias entre estes dois extremos. Um exemplo são as hastes estáveis fixadas com tecido fibroso (hastes que não migraram mas também não apresentam sinais de *ingrowth* como atrofia proximal e hipertrofia no limite da cobertura). Outro aspecto importante diz respeito ao fato de que, nas próteses consideradas fixadas com osso, a quantidade superficial com *ingrowth* é variável (Tanzer, 2001) e, apesar do predomínio do *ingrowth*, são observadas áreas superficiais com encapsulação fibrosa ou com osso depositado mas sem continuidade com a superfície da prótese (Kerner *et al.*, 1999).

3.3.1 Padrão de remodelamento periprotético

Os padrões de remodelamento periprotético observados em seres humanos após ATQs sem cimento compreendem as mudanças regionais de massa óssea em torno da haste femoral. Devido ao relevante papel desempenhado pelo projeto da prótese neste fenômeno, no presente trabalho os padrões adaptativos são apresentados de forma particularizada para cada modelo de prótese empregado nos estudos clínicos encontrados na literatura⁶. Esta escolha também facilitará a comparação de resultados clínicos com aqueles obtidos nas simulações computacionais. Anteriormente à apresentação dos estudos clínicos, porém, serão descritos os métodos utilizados na determinação das mudanças de massa óssea que ocorrem durante o curso da adaptação.

Métodos de determinação das mudanças na massa do osso hospedeiro

O emprego de radiografias convencionais (RX - *x-ray*) na quantificação das alterações na massa óssea decorrentes do remodelamento é desaconselhado pois a densidade radiográfica aparente do osso pode variar dramaticamente com mínimas variações na técnica radiográfica (Bugbee, 1997) e a perda óssea pode não ser reconhecível a menos que 30 a 70% do osso tenha desaparecido (Mulliken *et al.*, 1996,). Entretanto, em termos qualitativos, radiografias providenciam imagens médicas capazes de revelar certos padrões globais característicos da

⁶Esta seção dedica-se a uma descrição detalhada de padrões de adaptação óssea que são característicos dos projetos de haste mais empregados atualmente, podendo pois ser dispensada pelos leitores mais interessados em conhecer os modelos computacionais que são apresentados a partir do próximo capítulo.

adaptação óssea em torno de próteses, e por isto continuam sendo empregadas nos estudos clínicos até os dias atuais. Para medições precisas do conteúdo mineral ósseo, atualmente emprega-se a técnica denominada Absorciometria por Raios X de Dupla Energia (DEXA- *Dual-energy x-ray absorptiometry*). Este sistema faz uso de um fonte de raios X para produzir fótons em dois diferentes níveis de energia, que atenuam-se e são absorvidos diferencialmente ao passarem através do tecido mole ou através do tecido esquelético. Um detector mede a quantidade de energia transmitida através dos tecidos, e esta informação é utilizada para calcular a quantidade de massa óssea (BMC- Bone Mineral Content, g/cm^2) em cada posição. Apesar do método não diferenciar osso trabecular de osso cortical, e variações no software de escaneamento e no posicionamento do paciente permanecerem como dificuldades a serem suplantadas em estudos longitudinais (Bugbee, 1997), o mesmo apresenta alta precisão, mínima exposição à radiação e gera poucos artefatos⁷ por implantes metálicos (Aldinger *et al.*, 2003).

Para comparar as medições tomadas durante o acompanhamento clínico, a base de referência mais aceita é a massa óssea do próprio membro operado, avaliada na semana seguinte à cirurgia (Yamaguchi *et al.*, 2000; Aldinger *et al.*, 2003). Isto pois, diferenças de massa óssea de até 20% têm sido registradas entre o membro normal e o membro patológico anteriormente à substituição, e o efeito da remoção de massa durante a operação deve ser incluído nas comparações (Rahmy *et al.*, 2004).

Os estudos clínicos para mensurar o processo temporal de remodelamento ósseo podem ser divididos em prospectivos e retrospectivos. Na primeira classe, é medido um valor de base para o conteúdo mineral ósseo do fêmur, e as alterações ósseas são acompanhadas através de exames anuais durante 2 anos ou mais pois, apesar das mudanças adaptativas em torno de ATQs poderem continuar por muitos anos as perdas ósseas mais rápidas ocorrem nos primeiros 3 - 6 meses (Aldinger, 2003; Rahmy *et al.*, 2004). Acredita-se que o processo alcance um estado aproximadamente estacionário após decorridos 12 meses (Tanzer *et al.*, 2001, Bugbee *et al.*, 1997). Já nos estudos retrospectivos, as medidas de massa óssea são feitas em ossos de cadáveres de pacientes protetizados, e o fêmur não operado (contralateral) é utilizado como controle sob a hipótese de que a morfologia deste reproduziria a morfologia inicial do

⁷Alteração na imagem provocada pela presença do componente metálico

fêmur implantado. Entretanto, o fêmur contralateral também apresenta-se sujeito aos efeitos adaptativos no período de uso da prótese, de forma que a morfologia apresentada no momento da morte do paciente muito dificilmente reproduzirá a morfologia inicial necessária para as avaliações (Engh *et al.*, 1992).

Estudos Clínicos

A seguir são apresentados os padrões de adaptação óssea associados com modelos de hastes para os quais já se realizaram estudos de acompanhamento clínico por um período de dois anos ou mais.

AML[®] - Anatomic Medullary Locking (Depuy, Warsaw, Indiana) - Este modelo de haste possui substrato em liga de cromo-cobalto e superfície porosa de esferas sintetizadas formando poros com tamanho médio de $200\mu m$. De 1977 a 1981 o implante era disponibilizado com cobertura extensa, em 1981 passou a ser disponibilizado com apenas os 2/3 proximais cobertos (cobertura extensa), e a partir de 1985 apenas no 1/3 proximal. Em seus estudos clínicos em cadáveres, Engh *et al.* (1992) detectaram diminuição na espessura e na densidade cortical para todos os casos, com a diminuição global de conteúdo mineral ósseo (BMC - *bone mineral content*) variando entre 7 e 52%. As maiores perdas deveram-se a reabsorção óssea proximal, que por vezes foi compensada com hipertrofia distal. Todos implantes possuíam cobertura extensa e foram classificados como estáveis e fixados com osso. Já no estudo de Masuhara *et al.* (1996), a média regional do BMC apresentou diminuição progressiva nas 21 ATQs de cobertura extensa acompanhadas por 2 anos, variando de 10% decorridas duas semanas da operação, até 26% após 1 ano, e estabilizando a partir de então. Bugbee *et al.*, (1996) correlacionaram as histologias da interface com o padrão de remodelamento periprotético, indicando que as próteses estáveis com *ingrowth* estavam associadas com atrofia cortical proximal e manutenção das dimensões do canal intramedular. As histologias das próteses instáveis revelaram encapsulação por tecido fibroso, a qual foi associada ao alargamento do canal intramedular e formação de pedestal ósseo abaixo da extremidade distal da haste. A perda média global de BMC foi de 23%, sendo 42,1% destes no terço proximal, 23% no terço medial e 5,5% no distal. A região de máxima diminuição foi o calcar.

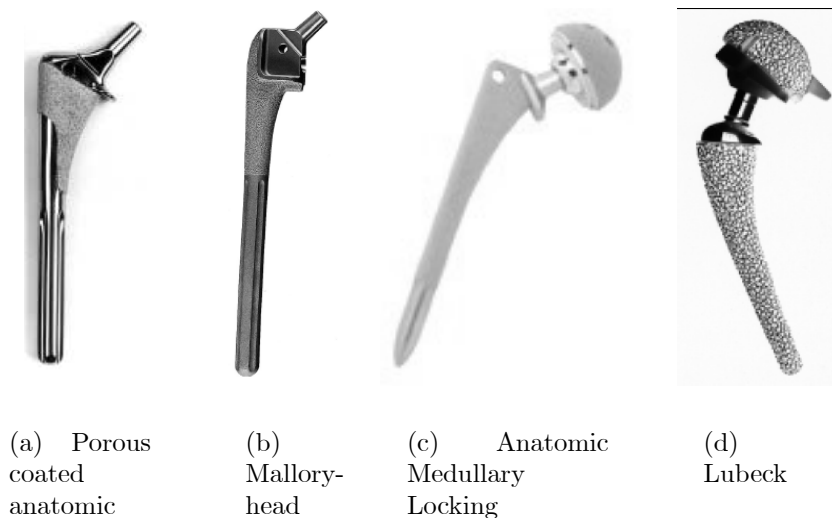


Figura 3.5: Modelos comerciais de hastes de fixação biológica

No estudo de 1997, Bugbee *et al.* encontraram sinais de *ingrowth* em 97% dos pacientes avaliados por 10 anos no mínimo, e apenas um componente encapsulado com tecido fibroso. Em 48 quadris, a reabsorção óssea proximal secundária ao *stress-shielding* foi considerada clinicamente relevante. Mais recentemente Chiu *et al.* (2001) acompanharam 27 ATQs também de cobertura extensa, dos quais 20 apresentaram sinais radiológicos de *ingrowth*, e *stress shielding* foi constatado em 43% dos casos.

Mallory–Head[®] (Biomet, Warsaw, Indiana)- Este modelo de prótese possui uma haste reta fabricada em liga de titânio (Ti_6Al_4V), cujo 1/3 proximal possui cobertura porosa aplicada com plasma-spray, o 1/3 medial possui superfície texturada e o 1/3 final é liso. Possui ainda flanges nas regiões proximal-lateral, anterior e posterior visando melhorar a fixação na metáfise, e um pequeno colar calcar. No estudo clínico, Mulliken *et al.* (1996) encontraram atrofia calcar em 62% e reabsorção óssea difusa nas zonas de Gruen 1 e 7 em 38% das 416 ATQs acompanhadas por um tempo médio de 3,7 anos. O afinamento cortical foi geralmente limitado às zonas proximais 2 e 6. Apenas 6% dos casos apresentaram *spot welds* nos dois lados do implante, e quando isto ocorreu foi localizado nas zonas 2 e 6, enquanto hipertrofia óssea distal foi um padrão comumente observado nas zonas Gruen 3, Gruen 5, ou em ambas. A conclusão mais importante delineada pelos autores foi que o critério de

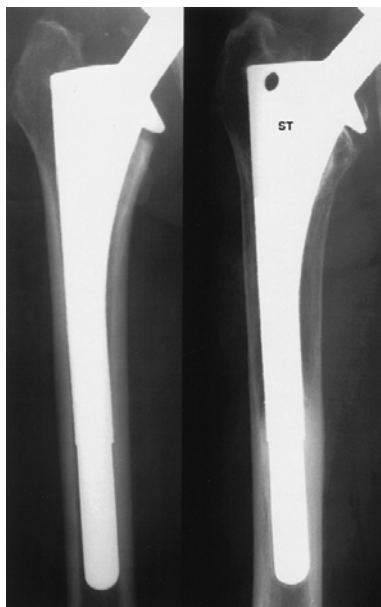


Figura 3.6: Radiografias demonstrando remodelamento ósseo pronunciado de componente estável. Esquerda - PO imediato. Direita - 2 anos. Note o afinamento e diminuição da cortical, e a densificação distal. Extraído de Bugbee et al., 1997.

fixação e estabilidade de Engh mostrou-se não apropriado para as hastes de Ti. Isto pois, apesar de bem fixadas e estáveis, as hastes de Ti não apresentaram *spot welds* e apresentaram hipertrofia cortical distal com formação de pequeno pedestal distal. Mais recentemente, 31 pacientes com haste Mallory Head[®] com camada adicional de hidroxiapatita (HAP) foram acompanhados por Rahmy *et al.* (2004) durante 3 anos. No terceiro mês pós-operatório foram detectadas diminuições significantes no BMC em todas as zonas, exceto na zona de Gruen 2, com a perda variando entre 3,8% e 8,7%. Após do terceiro mês, o BMC continuou diminuindo na zona de Gruen 1, alcançando um patamar no 12^o mês. Neste tempo, a perda de massa óssea na zona 7 somava 6,2%.

Bi-Metric[®] (Biomet, Warsaw, Indiana)- A prótese Bi-Metric[®] possui haste de liga de titânio com cobertura de hidroxiapatita (HAP) no 1/3 proximal. No estudo de Bodén *et al.*(2004), 10 pacientes portadores deste modelo foram acompanhados durante, em média, 8,5 anos. Os resultados indicaram que o BMC periprotético foi significativamente reduzido no membro operado apenas nas zonas de Gruen 1 e 7, em 31% e 30% respectivamente, com um aumento pequeno, mas significativo, observado na zona 5. Todas as próteses foram



Figura 3.7: Mudanças adaptativas em haste Bi-metric. As setas indicam (B) pedestal, (C) hipertrofia cortical distal e (D) spot welds. Extraído de Bodén et al., 2004.

consideradas estáveis. Atrofia do calcar foi vista em apenas em 1 quadril, hipertrofia cortical em 4 pacientes, *spot welds* sempre ocorreu (especialmente nas zonas 1, 2, 6 e 7) e o sinal radiológico de pedestal foi observado em 80% dos casos.

PCA[®] - Porous Coated Anatomic (Howmedica, Rutherford, New Jersey)- O componente femoral da prótese PCA[®] é uma haste curvada, sem colar, cujo 1/3 proximal é coberto circunferencialmente com esferas de cromo-cobalto para formar uma superfície porosa com tamanho médio de poros igual a 0,58mm. O emprego desta prótese em 34 quadris foi acompanhado por Chiu *et al.* (2001), dos quais 56% apresentaram fixação estável com *ingrowth*. Reabsorção óssea secundária ao *stress shielding* foi observada em 43% das ATQs. Já em 2002, Healy *et al.* publicaram o acompanhamento por 10 anos ou mais de 55 ATQs realizadas com próteses PCA[®] implantadas em 50 pacientes. Os resultados mostraram que a fixação da haste se deu por *ingrowth* em 88,7% dos casos, 9,4% das ATQs obtiveram fixação instável com encapsulação fibrosa, e apenas 1 quadril obteve fixação estável com tecido fibroso.

Osteonics[®] (Osteonics, Allendale, New Jersey)- Este modelo de prótese possui substrato de liga de titânio com uma camada densa com $15\mu m$ de espessura de hidroxiapatita aplicada circunferencialmente via plasma-spray no 1/3 proximal. D'Antonio *et al.* (1996) acompanharam 251 ATQs realizadas com este modelo coletando dados radiográficos e clínicos por um período médio de 71 meses. Com relação ao remodelamento periprotético, após um ano foi seguidamente observada condensação trabecular no limite distal da cobertura no lado medial. A formação de osso endosteal novo ocorreu tanto acima quanto abaixo do referido limite. De acordo com o critério de Engh, todas as hastes foram julgadas estáveis com fixação óssea, e não houve registro de deteriorações da interface osso-implante que pudessem levar à perda de estabilidade ou da fixação da haste.

Multilock[®] (Zimmer, Warsaw, Indiana)- A haste da prótese Multilock[®] possui colar calcar, é fabricada em liga de titânio, e a cobertura porosa (1/3 proximal) consiste de fibras metálicas de titânio comercial puro com tamanho médio de poro igual a $300\mu m$. Em 2001 Tanzer *et al.* compararam o padrão de remodelamento para as versões com e sem adição de camada de hidroxiapatita (HAP) e fosfato de cálcio. Decorridos 6 meses, a perda de massa óssea na zona de Gruen 1 foi de 22,5% para o grupo sem HAP. Já na zona de Gruen 7, a perda de massa óssea foi 8,3% maior para o grupo sem HAP. Ambos os grupos experimentaram perda seguida por recuperação de massa óssea nas zonas 3, 4 e 6. A verificação do BMC via DEXA após 2 anos de acompanhamento mostrou que ocorreu remodelamento ósseo em todos os quadris, com o grupo com camada de HAP preservando mais massa óssea.

Natural Hip[®] (Intermedics Orthopaedics, Inc, Austin, Texas)- A haste desta prótese é fabricada em liga de titânio com cobertura porosa proximal em titânio comercial puro, colar calcar, e abertura em sua extremidade distal. Seu desempenho foi revisado por Hoffman *et al.* (2000) para um conjunto de 100 ATQs primárias. Segundo os autores, a ausência de afinamento cortical lateral e de pedestal indicam fixação mecanicamente estável dos componentes. Reabsorção óssea difusa foi observada em 32 casos, principalmente na zona 7. Apenas 3 casos de hipertrofia distal foram registrados.

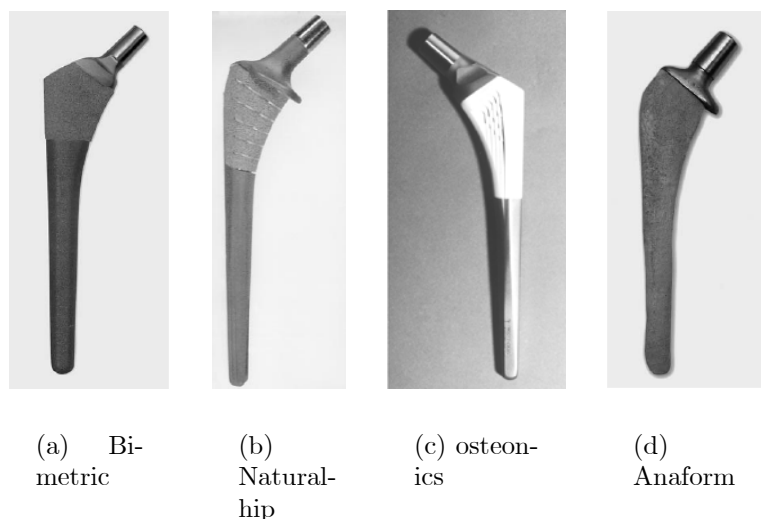


Figura 3.8: Modelos comerciais de hastes femorais

ABG[®] Anatomique Benoist Girard (Stryker, Newbury, United Kingdom)- A ABG[®] possui uma haste anatômica fabricada em liga de titânio (Ti_6Al_4V), cujo 1/3 proximal possui cobertura porosa e camada adicional de HAP. Em 2004, 29 pacientes com esta haste foram acompanhados por Rahmy *et al.* durante 3 anos. No terceiro mês pós-operatório foram detectadas diminuições significantes no BMC em todas as zonas, com a perda variando entre 5,6% e 13,8%. Em todos os períodos, as maiores perdas localizaram-se nas zonas de Gruen 1 e 7. Entretanto, foi ressaltado que após o terceiro mês, em muitos locais o BMC alcançou um patamar ou apresentou uma pequena recuperação e, ao terceiro ano, esta recuperação foi significativa na zona de Gruen 6.

Anatomical Hip Endoprosthesis System Lübeck[®] (S & G Implants, Lübeck, Germany)- Sendo fabricada em liga de cromo-cobalto-molibdênio, a haste desta prótese é curvada, possui colar, e sua cobertura porosa consiste em uma estrutura metálica esponjosa com tamanho de poro entre 800 e 1500 μm . No ano de 2000 seu desempenho foi avaliado com relação à extensão da cobertura porosa (proximal X extensa) por Yamaguchi *et al.* Decorridos três meses de acompanhamento, significantes diferenças de BMC foram registradas entre os dois grupos na maioria das zonas de Gruen. Entretanto, em nenhum período do estudo foram encontradas diferenças entre grupos significantes do BMC das zonas 1 e 7. Em



Figura 3.9: Mudanças adaptativas em haste Anaform. A seta indica linha reativa. Extraído de Bodén et al., 2004.

ambos grupos, a maior diminuição no BMC foi de 20% na zona 7, observada entre o 12º e o 18º mês.

Anaform[®] (Vitek, Houston, Texas, USA)- Diferentemente de todos os modelos de próteses apresentados acima, a Anaform[®] é uma haste de liga de cromo-cobalto-molibdênio coberta com um composto de polytetrafluoroethylene reforçado com fibras de carbono (Proplast, Vitek) projetada para que ocorra o crescimento interno de tecido fibroso. Acredita-se que esta interface mole promova uma transferência uniforme de tensões da haste para o osso, permitindo assim a ocorrência de micromovimentos interfaciais relativos osso-implante sem afetar o osso de maneira danosa. Para os 10 pacientes acompanhados, Bodén *et al.* (2004) observaram redução do BMC em todas as zonas de Gruen (redução mínima igual a 20%), exceto na zona 4, com a maior redução registrada na zona 1 (37%). Este padrão de reabsorção óssea generalizada difere grandemente dos registros de perda proximal e densificação distal de próteses bem fixadas. Devido à fixação instável, estas hastes apresentaram subsidência definida de no mínimo 5mm, linhas reativas, e atrofia do calcar em vários comprimentos. Nenhuma haste causou o aumento na espessura do osso cortical perprotético no nível distal, nem a ocorrência de *spot welds*.

3.3.2 Padrão de adaptação interfacial

Os padrões de adaptação interfacial ocorridos em seres humanos após ATQs sem cimento têm sido muito menos relatados e compreendem as características de fixação e estabilidade alcançadas por um dado projeto de prótese. Devido à incapacidade de se acessar com precisão a composição da interface osso-implante durante o uso do componente, as informações disponíveis na literatura residem sobretudo em observações realizadas em sistemas osso-implante de cadáveres ou nos componentes retirados durante a cirurgia de revisão. Nestes casos, a quantidade de *bone ingrowth* obtida nas próteses de cobertura porosa tem sido desapontadora (Goodman e Aspenberg, 1993) e varia altamente de paciente para paciente (Kienapfel *et al.*, 1999). Por exemplo, Engh *et al.* (1985) e Collier *et al.* (1988) verificaram que apenas em torno de 15% da superfície porosa das hastes retiradas de cadáveres haviam obtido *ingrowth* de osso (*apud* Kuiper, 1993). Por outro lado, a presença de tecido fibroso em toda a superfície da haste é considerada uma situação muito improvável (Haddad *et al.*, 1987; Sandborn *et al.*, 1988 *apud* Viceconti *et al.*, 2001), e tem sido descrita apenas no estágio final da soldura (Kim *et al.*, 1994 *apud* Viceconti *et al.*, 2001)

A razão mais aceita para esta ocorrência é relacionada com o ambiente biomecânico da interface osso-implante no período inicial da adaptação. A instabilidade produzida na interface pelas forças musculares e pelo carregamento intermitente em uso resultam em movimentos entre o implante e o osso. A compatibilidade destes micro-movimentos relativos com a obtenção de uma interface estável com crescimento de osso internamente aos poros superficiais tem sido objeto de questionamento de muitos pesquisadores, estando bem reconhecido que cargas fisiológicas originando micro-movimentos relativos da ordem de 100-200 μ m impedem o *bone ingrowth* e resultam na formação de tecido fibroso ao redor do componente através da diferenciação de células em fibroblastos, eventualmente promovendo a soldura deste (Viceconti *et al.*, 2000; Pilliar *et al.*, 1986; Puleo *et al.*, 1999). Existem especulações de que o movimento relativo entre o osso e o implante danifica a rede de fibrilas e a nova vascularização que compõe o início do processo de reparo, conseqüentemente reorientando a resposta de reparo (Puleo *et al.*, 1999). Além de impossibilitarem a formação óssea, os micromovimentos excessivos podem romper o osso novo recém formado (Puleo *et al.*, 1999),

ou até mesmo romper o osso lamelar eventualmente já remodelado em outras regiões (Dee *et al.*, 2002).

Tentativas para identificar o intervalo de micromovimentos relativos que ocorrem na interface osso-implante durante o uso do componente têm sido buscadas através de testes *in vitro*. Engh *et al.*, (1992 *apud* Jasty *et al.*, 1997) investigaram os micromovimentos em sistemas osso-implante retirados de pacientes que haviam recebido uma ATQ sem cimento entre 12 e 93 meses antes. Simulando cargas da fase de apoio em uma só perna e de levantamento da posição sentada com um dispositivo especialmente projetado para tanto, observou-se micromovimentos menores que $40\mu m$ para as hastes fixadas por *bone ingrowth*, equanto o movimento relativo de uma haste sem crescimento ósseo internamente aos poros foi igual a $150\mu m$. Mais recentemente, Ramaniraka *et al.* (2000 *apud* Piolleti *et al.*, 2003) utilizaram uma aproximação matemática para estimar o nível de micromovimentos presentes na interface osso implante cimentado, concluindo que durante ciclos normais de caminhada os valores ficam entre 5 e $100\mu m$.

Outros aspectos importantes relacionados com a formação esparsa de *ingrowth* dizem respeito à distância osso-implante presente em diferentes áreas da interface durante a cirurgia de colocação e às características geométricas da superfície porosa.

A falta de um contato interfacial direto e contínuo entre a superfície porosa e o osso hospedeiro tem um efeito negativo tanto no *bone ingrowth* quanto na resistência mecânica alcançada pela interface (Kienapfel *et al.*, 1999), apesar de existirem registros de formação óssea através de espaços de $1mm$ (Dumbleton *et al.*, 2004). Para que o contato íntimo entre o osso hospedeiro e o implante seja obtido, os espaços vazios deixados entre o osso e o implante após a colocação deste último devem ser preenchidos, e o osso danificado durante a preparação do local para o implante deve ser reparado.

Com relação às características geométricas da superfície porosa do implante, experimentos em animais indicam que o efeito mais relevante está relacionado com o tamanho dos poros, considerando-se $100 - 400\mu m$ como intervalo ótimo para *bone ingrowth* (Kienapfel *et al.*, 1999, Lind *et al.* 2001). Parece haver um tamanho de poro mínimo, entre $140-200\mu m$, para o aparecimento de osteons viáveis (Li *et al.*, 1997; Hulbert *et al.*, 1970; Klawitter *et al.*, 1974 *apud* Götz *et al.*, 2004). Os osteons são fundamentais para que ocorra o remodelamento

de osso imaturo (*woven*) para lamelar.

3.4 Falhas de hastes fixadas sem cimento

A reabsorção óssea decorrente da adaptação mecânica do osso apresenta-se como um problema potencial pois o paciente não sente nenhuma dor. Mas mesmo não sendo necessariamente um problema em termos funcionais ou em termos de escore clínico, a perda de massa óssea proximal diminui o suporte da prótese e reduz sua estabilidade, podendo acelerar falhas da haste por fadiga e complicar uma eventual revisão da cirurgia, devido à falta de estoque ósseo (Turner, 2005). Adicionalmente, esta perda progressiva de osso femoral proximal afeta a resistência mecânica do fêmur, aumentando o risco de fratura óssea (Kerner *et al.*, 1999), além de diminuir a barreira para entrada de partículas de desgaste na interface osso-implante (Tanzer *et al.*, 2001). Como próteses sem cimento são mais indicadas para pacientes jovens, que poderão necessitar de mais do que uma revisão durante suas vidas, a preocupação com esta ocorrência é amplamente justificada. Por outro lado, há indícios de que estas perdas massivas, combinadas com reações inflamatórias induzidas por partículas de desgaste (Peter e Ramaniraka, 2004), influenciam no processo de soldura da haste, tido como a principal causa de falha de implantes de quadril.

Outras falhas em ATQs são diretamente relacionadas com a interface osso-implante, e apresentam-se geralmente sob um dos três aspectos enumerados abaixo, os quais diferem entre si devido ao estágio pós-operativo em que manifestam-se:

1. **Falha em obter crescimento interno ósseo (*ingrowth*)-** A razão para isto pode ser ajuste inicial impróprio da haste dentro do canal medular (resultando em espaços vazios entre a superfície interna óssea e a superfície do implante), ocorrência de micromovimentos excessivos na interface osso/implante apesar do ajuste inicial apropriado, ou altas tensões interfaciais que quebram a adesão entre o osso e o implante, imediatamente após sua formação (Kowalczyk, 2001, Kuiper, 1993). Micromovimentos excessivos, além de causarem dor, impedem o *ingrowth* e ocasionam a interposição de uma camada de tecido fibroso entre o implante e o osso (Dammark *et al.* 1997). Com o tempo esta camada fibrosa pode ocasionar reações inflamatórias e reabsorção óssea

(Kowalczyk, 2001).

2. **Muita dor apesar de sucesso no processo de *ingrowth***- Os mecanismos que causam dor são pouco conhecidos, mas autores consideram que a dor é o resultado de uma combinação de altas tensões interfaciais e pequenos movimentos relativos (Collier *et al.* 1988 *apud* Kuiper, 1993).
3. **Soltura da haste após obtenção de *ingrowth***- Três possibilidades para a soltura da haste são:
 - (a) uma pancada, por exemplo em consequência de uma queda, poderia iniciar uma trinca capaz de propagar-se até a soltura do implante (Kuiper, 1993).
 - (b) a perda óssea proximal resultante da reabsorção por *stress shielding* ou por *osteólise* pode ocasionar sobrecargas e eventual dano na região com crescimento interno na interface osso-implante (Peter e Ramaniraka, 2004). Para que sejam inseridas sem cimento, hastes sem cimento possuem seções transversais maiores para preencher o canal medular, levando a maiores diferenças entre a rigidez estrutural do componente e a rigidez óssea. Esta incompatibilidade de rigidez é frequentemente associada ao *stress shielding* (D'Antonio *et al.*, 1996).
 - (c) o fenômeno de necrose óssea interfacial devido à concentrações de tensão ou à sobrecarga provocada pela compressão do osso trabecular entre o implante e a placa cortical (García e Doblaré, 2002).
 - (d) a ausência de estímulo mecânico suficiente no osso interfacial (Spector, 1999 *apud* Kuiper, 1993) .

Independentemente da etiologia, a falha necessita de cirurgia de revisão para substituir o componente solto. As cirurgias de revisão têm taxa maior de complicações locais e sistêmicas, necessitando de hospitalização mais longa e, conseqüentemente, aportando maior custo econômico que a artroplastia primária.

3.5 Resumo

A incidência de cirurgias de revisão devido à falhas em ATQs primárias é de aproximadamente 10% do total de artroplastias de quadril realizadas. Em 1998 foram realizadas 173.501 ATQs primárias nos Estados Unidos da América (USA), e mais de 60.000 implantes de quadril e joelho têm sido revisados anualmente naquele país (Dee *et al.*, 2002). No Brasil, somente em 2004, o procedimento de ATQ gerou, no âmbito do SUS - Sistema Único de Saúde, aproximadamente 10.000 internações e um gasto total em torno de R\$ 30 milhões para a compra de próteses primárias (DATASUS, 2004). Naquele mesmo ano foram registradas no SUS 1.500 cirurgias de revisão, representando um gasto adicional de R\$ 7 milhões em próteses. Como estas cirurgias já remontam a 15 anos no Brasil, a tendência é o número de revisões igualar o número de procedimentos primários.

A durabilidade funcional de implantes sem cimento depende da obtenção da estabilidade primária ou inicial, do *ingrowth* no caso de implantes com cobertura porosa, e da manutenção desta estabilidade durante os muitos anos de utilização da substituição artificial. A interface osso/prótese, local por onde as cargas são transmitidas a partir da prótese para o osso, é vista como a maior fonte de problemas que ameaçam a durabilidade de sistemas osso-prótese não cimentados. As falhas são associadas tanto às características de solicitação mecânica do sistema na situação imediatamente pós-operatória, quanto à adaptação do osso hospedeiro resultante da interação de processos mecânicos e biológicos. Concentrações de tensão e movimentos excessivos entre o osso e a prótese devem ser evitados em todos estágios pos-operatorios. Tensões mecânicas são necessárias para manter a massa óssea funcional, sendo portanto difícil especificar valores limites para a tensão interfacial em forma explícita. Movimentos relativos acima de $150\mu m$ podem inibir crescimento interno ósseo.

As respostas adaptativas adversas em ATQ podem ser melhor entendidas considerando-se a forma pela qual o peso corporal é transmitido ao osso através da prótese. Os maiores modos de carregamento do fêmur no estado natural são flexão e compressão axial, com as tensões mecânicas distribuídas em toda a seção transversal do fêmur. O estado de carregamento pós-operatório é significativamente diferente, com a carga sendo parcialmente transferida por cisalhamento ao longo da interface osso-implante. Os estudos clínicos mostram que os locais

mais afetados pela adaptação mecânica são as zonas de Gruen 1 e 7, as quais possuem a mais alta porcentagem de osso trabecular sobre todo volume periprotético. Comparado com o osso cortical, o trabecular possui maior suprimento sanguíneo com metabolismo e remodelamento mais ativo, o que pode torná-lo mais suscetível às perdas de massa óssea adaptativas.

Para que um tratamento duradouro e correto seja alcançado, é importante entender a estrutura e o comportamento constitutivo ósseo não apenas em um curto período de tempo, mas também a evolução temporal desta microestrutura e das propriedades mecânicas do osso.

Referências Bibliográficas

ALDINGER, P.R., SABO, D., PRITSCH, M., THOMSEN, M., MAU, H., EWERBECK, V. and BREUSCH, S.J., "Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA ", *Clacified Tissue International*, 73, pg.115-121, 2003.

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

BERGMANN, G., GRAICHEN, F. and ROHLMANN, A., "Biomechanics of the hip joint ", AMAS Workshop on Orthopaedic Biomechanics, Wroclaw, 2002.

BODÉN, H., ADOLPHSON, P. and OBERG, M., "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation ", *Arch. Orthop. Traum Surg*, 124: 392-392, 2004.

BUGBEE, W.D., SYCHTERZ, C.J. and ENGH, C.A., "Bone remodeling around cementless hip implants ", *Southern Medical Journal*, Nov 1996.

BUGBEE, W.D., CULPEPPER, W., ENGH, C.A. and ENGH, C.A. JR., "Long term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement ", *Journal of Bone Joint Surgery - American*, Vol. 79-A, n.7, 1007, 1997..

CHIU, K.Y., TANG, W.M., POON, K.C., HO, W.Y. and LEE, K.M., "Cementless total hip arthroplasty in young chinese patients ", *the Journal of Arthroplasty*, v.16, n.7, 2001.

COWIN, S.C. "Bone mechanics handbook ", Stephen Cowin Ed., CRC Press, 2001.

D'ANTONIO, J.A., CAPELLO, W.N. and MANLEY, M.T., "Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems ", Journal of Bone Joint Surgery - American, Vol. 78-A, n.8, 1226, 1996..

DAMMAK, M., SHIRAZI-ADL, A. and ZUKOR, D.J. "Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction - experimental and finite element studies ", Journal of Biomechanics, Vol. 30, pg. 121-129, 1997.

DEE, K.C., PULEO, D.A. and BIZIOS, R., "Tissue-biomaterial interactions", Ed. Wiley Liss, 2002.

DUCHEYNE, P., MEESTER, P, AERNOUDT, E, MARTENS, M. and MULIER, J.C., "Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants ", Journal of Biomedical Materials research, v.11, n.6, pp.811-838, 1977.

DUMBLETON. J. and MANLEY, M.T., "Hydroxyapatite-coated prostheses in total hip and knee arthroplasty ", The Journal of Bone and Joint Surgery, v.86-A, n.11, 2004.

ENGH, C.A. and HOPPER, R.H. "The odyssey of porous coated fixation ", The Journal of Arthroplasty, Vol. 17, pg. 102-107, 2002.

ENGH, C.A., GLASSMAN, A.H. and SUTHERS, K.E. "The case for porous coated implants- the femoral side ", Clinical Orthopedic Related Research, Vol.261, pg. 63-81 , 1990.

ENGH, C.A. and HOPPER, R.H. "The odyssey of porous coated fixation ", The Journal of Arthroplasty, Vol. 17, pg. 102-107, 2002.

ENGH, C.A. and BOBYN, J.D. "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty ", Clinical Orthopedic and Related Research, Vol. 231, pg. 7-28, 1988.

GARCIA J.M., DOBLARÉ M. and CEGONINO J. "Bone Remodeling Simulation: a Tool for Implant Design", Computational Materials Science, Vol.25, pg. 100-114 , 2002.

- GOODMAN, S. and ASPENBERG, P., "Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues ", *Biomaterials*, v.14, n.8, 1993.
- GÖTZ, H.E., MÜLLER, M., EMMEL, A., HOLZWARTH, U., ERBEN, R.G. and STANGL, R., "Effect of surface finish on the osseointegration of laser-treated titanium alloy implants ", *Biomaterials*, n.25, 2004.
- GROSS, S. and ABEL, E.W., "A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur ", *Journal of Biomechanics*, V.34, pp.995-1003, 2001.
- GRUEN, T.A., MCNEICE, G.M. and AMSTUTZ, H.C., "Modes of failure of cemented stem-type femoral components- a radiographic analysis of loosening ", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.141, 1979.
- HEALY, W., CASEY, D.J., IORIO, R. and APPLEBY, D., "Evaluation of the porous-coated anatomic hip ", *The Journal of Arthroplasty*, v.17, pp. 856-863, 2002.
- HEDIA, H.S., BARTON, D.C. FISCHER, J. and ELMIDANY, T.T., "A method for shape optimization of a hip prosthesis to maximize the fatigue life of the cement ", *Medical Engineering & Physics*, v.18, pp.647-654, 1996.
- HEFZY, M.S. and SINGH, S.P. "Comparison between two techniques for modeling interface conditions in a porous coated hip endoprosthesis", *Medical Engineering and Physics*, Vol.19, N.1, pg.50-62, 1996
- HOFFMAN, A.A., FEIGN, M.E., KLAUSER, W. VANGORP, C. and 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.
- HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTENBOER, H.J., DALSTRA, M., FUDALA, B. and SLOOF, T.J. "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis ", *Journal of Biomechanics*, Vol.20, pg. 1135-1150, 1987.
- HUISKES, R. and NUNAMAKER, D. "Local stresses and bone adaptation around orthopedic implants ", *Calcified Tissue International*, Vol. 36, pg. S110-S117, 1984.

- HUISKES, R. "The various stress patterns of press-fit, ingrowth and cemented femoral stems ", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pg. 27-37, 1990.
- HUISKES, R. and BOEKLAGE, R., "Mathematical optimization of hip prosthesis design ", *Journal of Biomechanics*, v.22, pp.793-804, 1989.
- JAFFE, W. and SCOTT, D.F., "Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, V.78, n.12, pp.1918-1934, 1996.
- JASTY, M., BRAGDON, C., BURKE, D. O 'CONNOR, D., LOWENSTEIN, J. and HARRIS, W., "In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.79-A, n.5, 1997.
- JOSHI, M.G., ADVANI, S.G., MILLER, F. and SANTARE, M.H., "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding ", *Journal of Biomechanics*, 33, pp.1655-1662, 2000.
- KATOOZIAN, H. and DAVY, D.T., "Effects of loading conditions and objective friction on three-dimensional shape optimization of femoral components of hip endoprostheses ", *Medical Engineering & Physics*, n.22, pp.243-251, 2000.
- KERNER, J., HUISKES, R., VAN LENTHE, G.H., WEINANS, H., VAN RIETBERGEN, B., ENGH, C.A. and AMIS, A.A., "Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative 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. and GRISS, P., "Implant fixation by bone ingrowth ", *The Journal of Arthroplasty*, v.14, n.3, 1999.
- KOWALCZYK P. "Design Optimization of Cementless Femoral Hip Prostheses Using Finite Element Analysis ", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.123, pg. 396-402 , 2001.
- KUIPER, J.H. "Numerical optimization of artificial hip joint designs", PhD. Thesis, University of Nijmegen, 1993.
- LIND, M., BUBGER, C., "Factors stimulating bone formation ", *European Spine Journal*, v.10:S102-S109, 2001.

- MASUHARA, K., NISHII, T., NAVAKATA, K. and MATSUI, M., "A longitudinal evaluation of time-related bone remodeling around femoral implants ", The 7th International Congress on Bone Morphometry, Supplement Bone v.19, n.3, 1996.
- MULLIKEN, B.D., BOURNE, R.B., RORBECK, C.H. and NAKAY, N., "A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability ", Journal of Bone and Joint Surgery - American, v.78-A, n.8, 1996.
- ORLIK, J., ZHUROV, A. and 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.
- PARK, J.B., "Hip joint prosthesis fixation: problems and possible solutions ", Biomaterials: Principles and Applications, CRC-Press, 2003.
- PEDERSEN, D.R., BRAND, R.A. and DAVY, D.T., "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait ", Journal of Biomechanics, V.30, n.9, pp.959-965, 1997.
- PETER, B., RAMANIRAKA, N., RAKOTOMANANA, L.R., ZAMBELLI, P.Y and PIOLETTI, D.P., "Peri-implant bone remodeling after total hip replacement combined with systemic alendronate treatment: finite element analysis ", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, v.7, n.2, pp.73-78, 2004.
- PRENDERGAST, P.J. "Bone prostheses and implants textquotedblright , em S.C. Cowin. Eds., Bone Mechanics Handbook, Cap.35, pg. 1-29, 2001.
- PULEO, D.A., and NANCI, A., "Understanding and controlling the bone-implant interface ", Biomaterials, 20, pp.2311-2321, 1999.
- RAHMY, A.L.A., GOSENS, T., BLAKE, G.M., TONINO, A. and FOGELMAN, I., "Periprosthetic bone remodelling of two types of uncemented femoral implant with proximal hydroxyapatite coating: a 3 year follow-up study addressing the influence of prosthesis design and preoperative bone density on periprosthetic bone loss ", Osteoporos Int., 15: 281-289, 2004.

SIMMONS, C.A., SHAKER, A., MEGUID, A. and PILLIAR, R.M. "Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains ", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.19, pg. 187-194, 2001.

TANZER, M., KANTOR, S., ROSENTHALL, L. and BOBYN, J.D., "Femoral remodeling after porous-coated total hip arthroplasty with and without hydroxiapatite-tricalcium phosphate coating", *The Journal of Arthroplasty*, v.16, n.5, 2001.

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*, v.33, pp. 1611-1618, 2000.

VICECONTI, M., MONTI, L., MUCCINI, R., BERNAKIEWICZ, M., TONI, A. "Even a thin layer of soft tissue may compromise the primary stability of cementless hip stems", *Clinical Biomechanics*, v.16, pp. 765-775, 2001.

YAMAGUCHY, K., MASUHARA, K, OHZONO, K, SUGANO, N., NISHII, T. and OCHI,T., "Evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty ", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, V.82-A, n.10, pg. 1426-1431, 2000.

YOON,Y.S., JANG, G.H. and KIM, Y.Y. "Shape optimal design of the stem of a cemented hip prosthesis to minimize stress concentration in the cement layer ",*Journal of Biomechanics*, Vol.22, pg. 1279-1284, 1989.

Capítulo 4

Teorias e Modelos da Adaptação Mecânica do Osso

Este capítulo dedica-se à revisão das teorias pioneiras desenvolvidas para descrever o comportamento adaptativo do osso frente a estímulos mecânicos, bem como à apresentação dos modelos empregados na simulação computacional da adaptação do osso periprotético e dos modelos relacionados com o comportamento evolutivo da interface osso-implante.

Dado que a escala de tempo da adaptação óssea é muito maior que a escala na qual ocorre a ação das forças externas na estrutura óssea, a grande maioria de teorias e modelos tem empregado uma descrição baseada na elasticidade linear para o comportamento do osso, desconsiderando com isto a influência da viscoelasticidade do material ósseo em sua resposta adaptativa. Esta simplificação, bem como a hipótese de pequenas deformações, também será seguida no modelamento da adaptação proposto na presente Tese, conforme se observará no próximo Capítulo. Com isto, a notação associada ao problema em estudo é tal que denota-se Ω ao domínio aberto ocupado por um sólido deformável B com contorno (fronteira) $\Gamma = \Gamma_u + \Gamma_f$, $\Gamma_u \cap \Gamma_f = \emptyset$, submetido a esforços de superfície \mathbf{f} e esforços de corpo \mathbf{b} onde Γ_u é a região de Γ onde os deslocamentos \mathbf{u} são prescritos e Γ_f a parte de Γ onde atuam as forças de superfície. A condição local de equilíbrio é dada por:

$$\operatorname{div} \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{b} = 0 \quad \text{em} \quad \Omega \quad (4.1)$$

$$\boldsymbol{\sigma} \mathbf{n} = \mathbf{f} \quad \text{em } \Gamma_f \quad (4.2)$$

$$\mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}} \quad \dots \text{ em } \Gamma_u \quad (4.3)$$

onde $\boldsymbol{\sigma}$ é o tensor tensão e \mathbf{n} é o vetor normal ao contorno $\partial\Omega$. A relação constitutiva de material utilizada é dada pela Lei de Hooke,

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbb{C} \boldsymbol{\varepsilon} \quad (4.4)$$

onde \mathbb{C} corresponde ao tensor de elasticidade de quarta ordem (isotrópico ou anisotrópico) e $\boldsymbol{\varepsilon}$ ao tensor deformação. Com a hipótese de que o corpo está submetido a pequenos deslocamentos e deformações infinitesimais, tem-se que o tensor deformação é dado pelo tensor de Green linearizado

$$\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) = \nabla^s \mathbf{u}, \quad (4.5)$$

onde o operador $\nabla^s(\cdot)$ é utilizado para denotar

$$\nabla^s(\cdot) = \frac{1}{2} \left(\nabla(\cdot) + \nabla(\cdot)^T \right). \quad (4.6)$$

A condição de equilíbrio pode também ser colocada em forma variacional mediante o Princípio dos Trabalhos Virtuais que consiste em determinar o deslocamento $\mathbf{u} \in \mathcal{U}$ tal que

:

$$a(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = l(\mathbf{v}) \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V}, \quad \mathbf{u} \in \mathcal{U} \quad (4.7)$$

onde

$$a(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \int_{\Omega} \mathbb{C} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\Omega \quad (4.8)$$

$$l(\mathbf{v}) = \int_f \mathbf{f} \cdot \mathbf{v} \, d\Gamma + \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\Omega \quad (4.9)$$

O conjunto das funções admissíveis e das variações cinematicamente admissíveis são definidos como segue:

$$\mathcal{U} := \{\mathbf{u} \in H^1(\Omega) : \mathbf{u}|_{\Gamma_D} = \mathbf{0}\}$$

e

$$\mathcal{V} := \{\mathbf{v} \in H^1(\Omega) : \mathbf{v}|_{\Gamma_D} = \mathbf{0}\}$$

onde o operador $a(\cdot, \cdot) : \mathcal{U} \times \mathcal{V} \rightarrow \mathbb{R}$ representa o trabalho realizado pelas forças internas e $l(\cdot) : \mathcal{V} \rightarrow \mathbb{R}$ o trabalho realizado pelas forças externas.

A avaliação numéricas do comportamento mecânico do osso e de sistemas osso-implante são freqüentemente baseadas no Método dos Elementos Finitos (MEF). O método consiste em construir famílias de subespaços de dimensão finita das funções admissíveis $\mathcal{U}_h \subset \mathcal{U}$ e das variações admissíveis $\mathcal{V}_h \subset \mathcal{V}$, onde h denota a dependência da aproximação em relação ao tamanho dos elementos da malha, \mathcal{U} é o conjunto das funções admissíveis definido no domínio Ω de definição da equação de estado, \mathcal{U}_h é um subespaço de dimensão finita das funções admissíveis, \mathcal{V} é o conjunto das variações admissíveis definido em Ω e \mathcal{V}_h é um subespaço de dimensão finita das funções admissíveis. Com isto, a equação de estado da elasticidade é redefinida por: encontrar $\mathbf{u}_h \in \mathcal{U}_h$, tal que,

$$a(\mathbf{u}_h, \mathbf{v}_h) = l(\mathbf{v}_h), \quad \forall \mathbf{v}_h \in \mathcal{V}_h \tag{4.10}$$

onde a forma bilinear a e a forma linear l representam o trabalho virtual das forças internas e externas, respectivamente. Assim, a aproximação pelo MEF envolve a divisão do contínuo em elementos finitos (discretização) tal que o campo contínuo de deslocamentos pode ser aproximado com deslocamentos na posições discretas. Quando utilizada a técnica de elementos finitos, a Eq. 4.7 é então discretizada de forma a ser escrita como um problema algébrico do tipo:

$$\mathbf{K}_h \bar{\mathbf{u}}_h = \mathbf{f}_h \tag{4.11}$$

onde $\bar{\mathbf{u}}_h$ e \mathbf{f}_h correspondem, respectivamente, ao vetor de deslocamentos e ao vetor de carregamentos nodais, e \mathbf{K}_h é a matriz de rigidez global da estrutura. Admitindo-se que $\mathcal{U}_h = \mathcal{V}_h$, pode-se utilizar a mesma base para gerar os dois espaços, o que resulta em uma classe de

aproximação conhecida como Método de Bubnov-Galerkin, tornando simétrica a matriz de rigidez da estrutura, o que conduz à menor dificuldade na resolução deste sistema de equações (Labanowski, 2004).

4.1 Teorias da Adaptação Mecânica do Osso

4.1.1 Revisão Histórica - a '*lei de Wolff*'

A primeira hipótese sobre a dependência entre a forma dos ossos e o carregamento que eles suportam é atribuída à Galileo Galilei e teria sido apresentada no longínquo ano de 1638. Em 1866, o anatomista Hermann von Meyer ministrou uma palestra na Sociedade de Ciências Naturais, em Zurique, sobre a estrutura do osso trabecular. Entre os ouvintes encontrava-se o engenheiro civil e matemático C. Culmann, que ficou surpreso ao observar que a orientação das trabéculas ósseas parecia assemelhar-se com a trajetória que as tensões principais deveriam percorrer na cabeça do fêmur sob solicitação mecânica (Pilliar, 2003). Acreditando que as trabéculas alinhavam-se com as trajetórias das tensões principais, Culmann orientou um estudante no desenho destas trajetórias para uma coluna estrutural curvada sob carregamento similar ao fêmur humano, comprovando sua hipótese. No ano de 1872, as observações de Culmann inspiraram o anatomista Germânico Wolff a postular a existência de 'leis matemáticas' governando a formação e a estrutura dos ossos. Para Wolff, quando o ambiente mecânico em um osso é alterado por trauma, patologia ou mudança no modo de vida, o remodelamento funcional reorienta as trabéculas tal que elas alinhem-se com as novas trajetórias de tensão principal. Wolff denominou suas observações de *teoria trajetorial do alinhamento trabecular*, e supôs que as trabéculas sempre se interceptariam perpendicularmente devido à já então conhecida perpendicularidade das direções principais de tensão. Mesmo sem dar uma definição específica para suas observações, a resposta do osso ao carregamento mecânico passou a ser conhecida como '*lei de Wolff*'. Atualmente o Dicionário Médico Ilustrado Dorland fornece a seguinte definição para a lei de Wolff: "*Um osso, normal ou anormal, desenvolve a estrutura mais admissível para resistir as forças que agem sobre ele.*".

Em 1881, o biólogo Roux, inspirado pela teoria da evolução de Darwin, postulou a exis-

tência de processos de controle celular que, guiados por algum ‘estímulo funcional’, possibilitariam que tecidos biológicos se adaptassem às suas funções. Esta teoria, que passou a ser conhecida como *adaptação funcional* de estruturas biológicas e órgãos, não limitava-se ao osso e sugeria que as demandas funcionais por si ocasionam as respostas adaptativas de hipertrofia ou atrofia. De acordo com a apresentação realizada por Roux, a adaptação funcional do osso passou a ser exemplificada pelo princípio de projeto de *máximo-mínimo*, em uma referência ao problema de otimização para máxima resistência com o mínimo emprego de material (Reiter, 1996).

Koch, 1917, fez a primeira demonstração quantitativa da resposta óssea ao ambiente mecânico, verificando a *teoria trajectorial* através da comparação entre medições anatômicas e as direções principais de tensão calculadas para um fêmur humano. Em 1948, Pauwels também verificou a natureza trajectorial da arquitetura do osso trabecular normal e patológico (Reiter, 1996).

4.1.2 As teorias pioneiras de Frost e Pauwels

A busca por uma descrição matemática precisa do fenômeno ósseo adaptativo iniciou-se em 1964 com um trabalho de Frost. Este autor sugeriu que uma média temporal das deformações mecânicas suportadas pelo osso agiriam como variável controladora do processo adaptativo. Esta média deveria superar um certo nível de equilíbrio para ativar as atividades osteoblásticas ou osteoclásticas. Adicionalmente, foi proposta uma relação entre a curvatura local da superfície óssea e a resposta celular. Deformações resultando em superfícies côncavas foram assumidas como indicadoras de deposição de massa óssea, ao passo que a reabsorção era associada com superfícies convexas.

Pauwels (1965) assumiu a existência de um estímulo mecânico ótimo necessário para assegurar um balanço entre a formação e a reabsorção do tecido ósseo. Considerando a tensão axial σ como estímulo, valores de tensão excedendo o valor ótimo σ_s ocasionariam um aumento na atividade osteoblástica (hipertrofia óssea), enquanto valores menores que σ_s indicariam atrofia. Este sistema de *feedback* faria com que o estado de tensões no osso fosse modificado em direção ao valor ótimo, desde que as tensões estivessem dentro de um certo intervalo ($\sigma_u < \sigma < \sigma_o$, com $\sigma_s = \frac{\sigma_u + \sigma_o}{2}$). Em 1971 Kummer desenvolveu uma forma

especial para este sistema, sugerindo que as observações qualitativas de Pauwels poderiam ser representadas por uma equação cúbica na qual a adaptação óssea é expressada como uma função de terceiro grau na tensão. Seguindo a apresentação em Firoozbakhsh e Cowin (1981), esta equação é dada por:

$$\Psi = a [(\sigma_s - \sigma_u)^2 (\sigma - \sigma_s) - (\sigma - \sigma_s)^3] \quad (4.12)$$

onde valores positivos de Ψ denotam deposição óssea e valores negativos, reabsorção, σ_o é o maior valor de tensão que o osso pode suportar, e a é o coeficiente da taxa de adaptação.

4.1.3 A elasticidade adaptativa de Cowin

A maioria das descrições matemáticas da adaptação óssea utilizadas atualmente tiveram início com a série de artigos publicada por Cowin e Hegedus a partir do ano de 1976, onde o osso foi assumido como um material elástico poroso bifásico, consistindo de sólido e fluidos. Em Hegedus e Cowin (1976) a teoria termomecânica geral foi particularizada para pequenas deformações e processos isotérmicos, com o sistema básico de equações governantes dado por :

$$\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) = \nabla^s \mathbf{u} \quad (4.13)$$

$$\text{div } \boldsymbol{\sigma} + \gamma(\zeta_o + e)\mathbf{b} = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (4.14)$$

$$\boldsymbol{\sigma} + \gamma(\zeta_o + e)\mathbf{b} = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (4.15)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = (\zeta_o + e)\mathbb{C}(e) \boldsymbol{\varepsilon} \quad \text{em } \Omega \quad (4.16)$$

$$\dot{e} = \frac{de}{dt} = a(e) + A(e) \boldsymbol{\varepsilon} + \dots \quad \text{em } \Omega \quad (4.17)$$

onde $a(e)$, $A(e)$ são coeficientes materiais dependentes de e , $e = \zeta - \zeta_o$ é a variação na fração volumétrica do material elástico adaptativo a partir da fração volumétrica de referência ζ_o ; e

$\mathbb{C}(e)$ é a matriz de elasticidade na qual a dependência em e reflete a variação da rigidez com a porosidade, e γ é a densidade constante do material elástico. Se a mudança na fração volumétrica e é nula e a fração volumétrica de referência ζ_o é um, 4.16 coincide com a Lei de Hooke generalizada. A Eq. 4.17 com $e = \zeta - \zeta_o$ é a equação taxa de remodelamento, a qual especifica a taxa de mudança da fração volumétrica como uma função da fração volumétrica atual e da deformação atual. Um valor positivo de \dot{e} significa que a fração volumétrica do material elástico está aumentando, enquanto um valor negativo indica a diminuição da referida fração. A adaptação da matriz de elasticidade do osso é acoplada diretamente aos desvios do tensor de deformações, de forma que os componentes individuais do tensor de deformações atual podem ser considerados como estímulo, e a diferença entre estes valores atuais de deformação e valores de referência (na mesma posição espacial) causa a adaptação. Assumindo a teoria do contínuo válida, a elasticidade adaptativa de Cowin pode ser simplificada como (Huiskes *et al.*, 1987):

$$\frac{d\mathbb{C}}{dt} = A(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}^o) \quad (4.18)$$

onde $\boldsymbol{\varepsilon}$ representa o tensor de deformação atual (estímulo mecânico), $\boldsymbol{\varepsilon}^o$ é o tensor de deformação no equilíbrio (valor de referência), e A uma matriz de coeficientes de remodelamento determinados experimentalmente.

Em Cowin e Nachlinger (1978) um teorema de unicidade para a elasticidade adaptativa infinitesimal é provado, e dois teoremas estabelecendo as condições suficientes para estabilidade são demonstrados. Diversas demonstrações analíticas das previsões possibilitadas por esta teoria foram realizadas. Cowin e Van Buskirk (1978) apresentaram a análise teórica das consequências do remodelamento interno (alteração no campo de densidades) em torno de um pino implantado. Em 1979 aplicaram a teoria na previsão da alteração geométrica (remodelamento externo). Cowin e Firoozbakhsh (1981), alertaram que a grande variedade de soluções possíveis para o problema dependem da magnitude da carga compressiva aplicada e dos valores adotados para os coeficientes de remodelamento. Firoozbakhsh e Cowin (1981), mostraram que, sob a influência de tensões uniformes, um cilindro não homogêneo de osso pode tornar-se homogêneo, e também que, para tensão uniaxial e certos coeficientes de remodelamento, o modelo de Cowin é equivalente aquele apresentado por Pauwels. Para

correlacionar a teoria com resultados experimentais, em Cowin (1986, 1990) e em Cowin, Sadegh e Luo (1992) foi desenvolvida e aplicada uma relação constitutiva elástica envolvendo um tensor de segunda ordem denominado *fabric*¹, que baseia-se em uma medida do arranjo microestrutural das trabéculas e poros no tecido trabecular. Foi mostrado que os eixos principais de tensão, de deformação e do material (*fabric*) tornam-se coincidentes no equilíbrio do remodelamento. A capacidade da elasticidade adaptativa prever a perda de massa óssea que segue um período de imobilização do fêmur humano foi demonstrada analiticamente por Tsili (2000). Mais recentemente, Papathanasopoulou et al, (2004) apresentaram um modelo teórico para o remodelamento externo como uma combinação da teoria de consolidação de Biot e a elasticidade adaptativa de Cowin, em uma tentativa de evidenciar o papel dos fluidos constituintes do material ósseo na adaptação.

4.1.4 O conceito de auto-otimização de Carter

Fyhrie e Carter (1986), assumiram o osso como um material auto-otimizável no qual as trabéculas são alinhadas e a densidade ajustada para otimizar alguma função objetivo (F.O.). A utilização de um princípio baseado na densidade de energia de deformação U como F.O. implicaria que o objetivo do osso no remodelamento seria otimizar sua rigidez usando o mínimo material, para uma dada solicitação externa; enquanto o princípio da tensão de ruptura otimizaria a resistência mecânica do osso para um dado carregamento. Em Carter *et al.* (1987), considerando-se que (i) o estímulo requerido para a manutenção óssea é composto por informações de muitos casos de carga vivenciados pelo osso e que (ii) o estímulo para manutenção óssea é constante em todo osso, o conceito de história diária de carregamento é introduzido. Esta, pode ser caracterizada em termos das magnitudes de tensão ou de densidade de energia de deformação, e do número de ciclos de carga. Através de três diferentes critérios de manutenção óssea (baseados em tensão efetiva, acumulação de dano por fadiga, ou densidade de energia de deformação), uma forma matematicamente similar para

¹Define-se o comprimento médio de interceptação, L , como a distância média entre duas interfaces osso-tutano medida ao longo de uma linha. Whitehouse e Dyson (1974), empregando seções planas polidas, mediram o L no tecido ósseo tabecular como uma função da direção θ , mostrando que quando os valores encontrados são plotados em um diagrama polar como função de θ , o resultado aproxima-se da forma de uma elipse. Em 1984, Harrigan e Mann observaram que em 3D o L poderia ser representado por um elipsóide, sendo portanto equivalente a um tensor de segunda ordem, e entendido como uma medida da anisotropia estrutural do osso trabecular.

a relação local entre a história de carregamento mecânico e densidade aparente é obtida. No caso particular da aproximação por energia de deformação a expressão encontrada é dada por:

$$\mu \propto \left[\sum n_j U_j^k \right]^{1/k} \quad (4.19)$$

onde μ representa a densidade aparente no ponto, j é a condição de carregamento considerada (por exemplo a caminhada) n_j é o número de ciclos de carga, U é a densidade de energia de deformação e k é um parâmetro do modelo. No caso de um único caso de carga ($j = 1$, $n_j =$ constante arbitrária) a equação 4.19 degenera-se para:

$$\mu \propto U \quad (4.20)$$

e a densidade aparente é diretamente proporcional à densidade de energia de deformação do modelo contínuo. Em Carter *et al.* (1989) esta "teoria de manutenção óssea" foi modificada para uma forma particular na qual a densidade de energia de deformação que atua propriamente na trabécula sólida é U/μ , onde U é a densidade de energia de deformação aparente no osso quando este é assumido contínuo e μ é a densidade aparente. Assim, U/μ representa a energia de deformação por unidade de massa óssea, e o objetivo do processo de remodelamento passa a ser:

$$\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \left(\frac{U_j}{\mu} \right) = cte \quad (4.21)$$

onde U_j é a densidade de energia de deformação aparente para o caso de carga j , e o objetivo é válido apenas para $\mu_{\min} < \mu \leq \mu_{cortical}$. Com isto, um mesmo valor constante deveria ser buscado para todos os pontos do osso

4.1.5 A teoria ‘mecano-estática’ de Frost

Em 1987, Frost introduziu a teoria *mecano-estática* definindo uma *deformação efetiva mínima* (MES) que deve ser excedida para ativar a resposta óssea adaptativa, e sugerindo a existência de um intervalo de equilíbrio de valores de deformação que inibem tal resposta

(Frost, 1964 *apud* Weinans *et al.*, 1994). Deformações acima deste intervalo indicariam aumento da massa óssea, enquanto deformações menores causariam descalcificação. O nível de equilíbrio foi definido como sendo entre 200 e 2500 $\mu m/m$ para compressão e entre 200 e 1500 $\mu m/m$ para tração, e deformações acima de 4000 $\mu m/m$ (tração ou compressão) implicariam em dano. Esta teoria foi reformulada em termos de gradientes de deformações em 1989 por Martin e Burr, e recentemente Frost apresentou a descrição completa dos fenômenos ósseos que podem ser descritos por sua hipótese.

4.2 Modelos Computacionais da Adaptação Periprotética

Modelos computacionais para simular a adaptação mecânica do osso são obtidos da conjunção de uma descrição matemática do fenômeno adaptativo com métodos numéricos de análise estrutural. A análise estrutural determina os campos de tensão/deformação que ocorrem no osso sob carregamento, os quais servem como o estímulo mecânico da descrição matemática. De acordo com a hipótese assumida para descrever a adaptação, os modelos podem ser classificados em fenomenológicos, modelos baseados em conceitos de otimização estrutural e modelos mecanísticos.

Na implementação dos modelos o processo de remodelamento tipicamente tem sido separado em remodelamento interno e remodelamento externo (ou de superfície), apesar de que na realidade ambos ocorrem simultaneamente nas superfícies ósseas (Hart, 2001). Como remodelamento interno é especialmente perigoso para a durabilidade da substituição protética, atualmente apenas remodelamento interno tem sido considerado nestas aplicações (Pawlikowski, 2003).

4.2.1 Considerações Preliminares

Sendo o osso trabecular uma estrutura porosa, a forma mais usual de representá-lo nas simulações é através de suas propriedades médias ou homogenizadas. O método mais comum de obter estas propriedades médias baseia-se na determinação experimental através de testes usando corpos de prova de osso verdadeiro dimensionalmente muito maiores que uma trabécula. Desta maneira as propriedades a nível tecidual são homogenizadas mecânicamente,

e a dependência das propriedades contínuas resultantes (ie, módulo de Young e coeficiente de Poisson) em relação à densidade aparente é determinada testando-se amostras de várias densidades (Jacobs,1994). Alternativamente, o procedimento teórico denominado teoria da homogenização, derivado para sólidos não-homogêneos periódicos (Bendsoe e Kikuchi, 1988, Hassani e Hinton,1998), tem sido aplicado para aproximar a microestrutura descontínua do osso trabecular com uma aproximação contínua ou homogênea, apropriada para a modelagem mecânica macroscópica. Neste método, um modelo microestrutural é assumido repetir-se em um modo periódico e regular, possibilitando a obtenção de um comportamento material macroscópico predizível. Deve-se notar que uma descrição contínua do osso trabecular, com propriedades aparentes substituindo as propriedades teciduais verdadeiras, implica que quantidades mecânicas como tensão e deformação são calculadas como quantidades a nível contínuo. A direcionalidade da estrutura trabecular pode ser considerada através de uma anisotropia aparente do modelo contínuo (Weinans *et al.*,1992).

No remodelamento a sequência de reabsorção de um pacote de osso pelos osteoclastos e preenchimento da cavidade por osteoblastos tarda tipicamente de 3 a 4 meses para ser completada em cada local. As solicitações mecânicas do osso variam em magnitude e direção inúmeras vezes por dia. Para haver compatibilidade entre estas duas escalas de tempo, torna-se necessário trabalhar com alguma média das solicitações mecânicas impostas à estrutura óssea sobre algum período finito de tempo (muito maior do que o período de sustentação da atividade física). Tipicamente, se trabalha com uma solicitação média 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.

4.2.2 Modelos Fenomenológicos

Um modelo fenomenológico da adaptação óssea deve ser entendido como uma formulação matemática do fenômeno baseada em observações feitas por pesquisadores ou em percepções obtidas clinicamente e evidenciadas experimentalmente. Geralmente é hipotetizado que o remodelamento é induzido por um sinal mecânico local (*estímulo*) detectado por sensores

dentro do osso: dependendo da magnitude deste estímulo adaptações ósseas locais (deposição e reabsorção) são efetuadas pelas células reguladoras (osteoblastos e osteoclastos). A natureza do mecanismo sensorial do osso não é considerada no modelamento da resposta adaptativa, sendo apenas aceito que este processo existe.

De modo geral, nestes modelos, uma situação de equilíbrio homeostático (onde não há remodelamento) é adotada como referência para detectar a necessidade da adaptação. Se em algum local dentro do volume ósseo existir uma diferença (sinal de erro) entre o estímulo mecânico atual e o estímulo homeostático de referência, então existe uma força diretora que regula a quantidade global de trocas ósseas. Por isto, esta classe de modelos também é tratada como modelos de regulação local, cujos processos não levam necessariamente à otimização global da estrutura óssea (Beaupré *et al.* 1990). Se esta força é negativa, i.e, a solicitação mecânica local está abaixo do nível normal fisiológico, ocorrerá reabsorção; do contrário (força positiva), ocorrerá formação e deposição óssea. Assim, as mudanças na densidade óssea resultam de um processo adaptativo que é realimentado até quando o estado de equilíbrio homeostático seja alcançado (Cowin & Hegedus,1976; Huiskes *et al.*1987; Carter *et al.* 1987; Beaupré *et al.*,1990; Weinans *et al.*,1992; Harrigan & Hamilton,1993; Jacobs *et al.*,1997). O estímulo pode ser uma função da deformação, da tensão, da densidade de energia de deformação, ou alguma variável relacionada (como dano), em um local específico dentro do volume ósseo.

Hart, apesar de não apresentar as expressões matemáticas empregadas, parece ter sido o primeiro pesquisador a utilizar os conceitos da adaptação óssea juntamente com um código de elementos finitos para simular o remodelamento interno e externo em um osso longo (Hart, 1984). Tomando por base a elasticidade adaptativa de Cowin, uma importante contribuição deste autor foi a consideração de diferenças nas propriedades mecânicas do osso novo depositado "fresco"na superfície óssea, frente ao osso pré-existente, com a densidade de cada elemento sendo uma função também do tempo em que cada elemento está presente no domínio ósseo.

Huiskes e os modelos da Universidade de Nijmegen

Em Huiskes *et al.*(1987) a densidade de energia de deformação foi empregada como estímulo mecânico, ao invés do tensor de deformações da teoria original de Cowin. A utilização de uma relação tri-linear entre a taxa de adaptação e o estímulo incorporou a zona de equilíbrio homeostático na qual o osso não apresenta atividade adaptativa (Frost ,1964 *apud* Weinans *et al.*,1994).

Para o remodelamento interno, a equação taxa de remodelamento toma a seguinte forma:

$$\frac{dC}{dt} = \begin{cases} K_e(U - (1 + s)U_0) & \text{se } U > (1 + s)U_0 \\ 0 & \text{se } (1 - s)U_0 \leq U \leq (1 + s)U_0 \\ K_e(U - (1 - s)U_0) & \text{se } U < (1 - s)U_0 \end{cases} \quad (4.22)$$

onde $U(t, x)$ é a densidade de energia de deformação local atual, $U_0(x)$ é o valor de referência, t denota tempo e x é o vetor posição, e a taxa de adaptação é proporcional a constante K . Nas simulações a densidade óssea aparente era calculada empiricamente a partir da lei de potência eq.(2.1) fornecida em Carter e Hayes (1977).

Efeitos de necrose por deformação excessiva foram incluídos no algoritmo de Huiskes por Reiter *et al.* (1990), e, em 1994, estes autores incluíram limites biológicos para a máxima troca de material ósseo (*apud* Petterman *et al.*,1997).

Em uma série de artigos Weinans *et al.* (1992, 1993, 1994) estenderam o modelo de Huiskes *et al.* para uma formulação não localmente específica. A densidade aparente permaneceu como a única variável caracterizando a morfologia interna óssea. Para contemplar a variação no tempo das forças que solicitam a articulação do quadril, o estímulo U foi substituído por um sinal mecânico resultante da aplicação de mais de um caso de carga, dado por $S = 1/n \sum_{j=1}^n (\frac{U_j}{\mu})$, onde n é o número de casos de carga considerados. A equação taxa de remodelamento passa a ser:

$$\frac{d\mu}{dt} = K \left(\frac{U_a}{\mu} - U_0 \right), \quad \mu_{\min} < \mu \leq \mu_{cb} \quad (4.23)$$

onde μ_{cb} é a máxima densidade aparente do osso cortical, e $U_a = 1/n \sum_{j=1}^n U_j$.

Com a inclusão da zona de equilíbrio em torno do valor do estímulo de referência U_0 , e assumindo-se que a taxa para reabsorção é maior que a taxa para deposição para um mesmo

valor de força diretora $\left| \frac{U_a}{\mu} - U_0 \right|$ (Frost,1986; Parfitt,1983 *apud* Weinans *et al.* 1992), o conjunto de equações resultante deste modelo é dado por:

$$\frac{d\mu}{dt} = \begin{cases} K \left\{ \frac{U_a}{\mu} - (1+s)U_0 \right\}^2 & \text{se } \frac{U_a}{\mu} > U_0(1+s) \\ 0 & \text{se } (1-s)U_0 \leq \frac{U_a}{\mu} \leq (1+s)U_0 \\ K \left\{ \frac{U_a}{\mu} - (1-s)U_0 \right\}^3 & \text{se } \frac{U_a}{\mu} < U_0(1-s) \end{cases} \quad (4.24)$$

Em Luo *et al.* (1995), o modelo é implementado para o remodelamento externo utilizando a taxa de deformação como estímulo mecânico. Os modelos de Huiskes *et al.* e de Weinans *et al.* não contemplam adaptação da orientação trabecular, e a adaptação da densidade aparente (um escalar) é estimulada por um sinal escalar, de forma que estes modelos são isotrópicos por natureza. Apesar da hipótese de isotropia ser imprecisa, sendo aceito que o osso trabecular é efetivamente ortotrópico (Cowin e Mehrabadi,1989; Van Rietbergen *et al.*1998; Yang *et al.*,1999 *apud* Miller,2002), esta hipótese é considerada admissível para que as formulações propostas para o processo da adaptação sejam testadas (Huiskes *et al.*, 1998).

Mullender e Huiskes (1994, 1995) introduziram o conceito de densidade de sensores no osso (osteócitos) e zona de influência destes com diminuição exponencial, de forma a desvincular o estímulo para a adaptação e a malha de elementos finitos. O conceito de função de influência espacial $f_i(x)$ foi introduzido e utilizado para descrever a atenuação do estímulo entre o osteócito i e a posição x . Assim, cada célula reguladora recebe estímulo de todas células sensoriais, a magnitude do qual dependendo de quão remota a célula está da posição do sensor.

Xinghua *et al.*, (2002) introduziram duas não-linearidades na equação diferencial de Weinans (o coeficiente de remodelamento foi tomado como dependente do tempo, e diferentes ordens α foram testadas para a equação diferencial), e a combinaram com uma função de influência espacial sugerida por Mullender *et al.*, (1994) para a regulação da massa nas vizinhanças de cada célula sensor.

Mais recentemente, Pawlikowski *et al.*(2003) aplicaram o modelo desenvolvido por Huiskes e Weinans na avaliação de projetos customizados de próteses de quadril, assumindo comportamento visco-elástico para o osso.

Carter e os modelos da Universidade de Standford

Predições da distribuição de densidades no fêmur proximal através da utilização do conceito de auto-otimização proposto por Carter *et al.* foram obtidas em Fyhrie e Carter (1986 e 1990) e Carter *et al.*(1987 e 1989). Sem utilizar uma equação de taxa para as mudanças adaptativas, nenhuma tentativa foi realizada para seguir o curso do remodelamento.

Uma aproximação dependente do tempo para simular a adaptação óssea em resposta à história de carregamento diário é apresentada em Beupré e Carter (1990) e implementada computacionalmente em Beupré e Carter (1990b). A taxa de adaptação global é determinada pela diferença (erro) entre o estímulo mecânico atual e um estado denominado atrator, e é modulada pela área superficial avaliada, desde que a superfície óssea é o local onde as células que geram ou eliminam tecido ósseo estão posicionadas. O estímulo diário foi definido como:

$$\Psi_b = \left(\sum_{dia} n_j \sigma_{bj}^m \right) 1/m \quad (4.25)$$

onde n_j é o número de ciclos do caso de carga j , σ_{bj} é uma tensão efetiva no tecido ósseo, e m é uma constante empírica. O erro para adaptação s é definido como $s = \Psi_b - \Psi_{bAS}$, com Ψ_{bAS} representando o estado atrator e tornando este modelo conceitualmente similar ao de Huiskes *et al.*

A utilização de um único parâmetro para descrever o efeito total de todos os carregamentos aplicados no período de um dia ao osso apresenta a limitação de induzir uma resposta adaptativa imediata para variações abruptas que ocorram neste estímulo. Para contornar este inconveniente, e considerando que anteriormente à efetivação da resposta adaptativa existe um período de transição necessário para a diferenciação e recrutamento das células responsáveis, Levenston *et al.* (1994) propuseram a utilização de uma função exponencial de memória de cargas passadas para ponderar o estímulo atual utilizado na equação taxa de remodelamento.

Stülpner *et al.*, (1997) utilizaram a aproximação de Beupré *et al.*, (1990) porém substituindo a função linear por partes da lei de remodelamento ao considerar que a velocidade de remodelamento \dot{r} dependia do erro através de uma função capaz de identificar o nível de

saturação desta velocidade.

Mais recentemente, Levenston e Carter (1998) propuseram um modelo para a adaptação baseado na dissipação cíclica de energia como medida de criação de dano ósseo (o estímulo mecânico), pois dados experimentais indicaram que os níveis de dissipação energética durante o ciclo de carregamento da cortical humana diferiam para carregamento trativo e compressivo, sugerindo que uma aproximação baseada na energia dissipada poderia exibir comportamento fundamentalmente diferente das outras formulações existentes.

Outros modelos de regulação local

Petermann *et al.*,(1997) apresentaram um modelo unificado no qual a anisotropia estrutural é descrita por parâmetros de ortotropia capazes de relacionar a aparência do osso real com alguma micro-estrutura "básica" em função do grau local de triaxialidade do estado de tensão. Para a densidade aparente, a diferença entre a densidade de energia de deformação atual e um valor de referência foi assumida como estímulo, e os estímulos para mudanças no grau de anisotropia e na orientação dos eixos materiais foram definidos como diferenças entre valores atuais e valores requeridos para equilíbrio. A orientação material de equilíbrio é assumida ser idêntica às direções das tensões principais de acordo com o estado local de tensão.

Em Terrier *et al.*(1997) um modelo de regulação local é utilizado com estímulos baseados em invariantes de tensão isotrópicos (densidade de energia de deformação isotrópica e tensões octaédricas de corte) e comparado com estímulos baseados em invariantes de tensão anisotrópicos (tensão de escoamento plástico de Hill). O osso foi assumido não-homogêneo e transversalmente isotrópico, sendo a porosidade e a anisotropia óssea respectivamente caracterizadas pela densidade aparente μ e pelo tensor estrutural θ . Para os três estímulos testados a distribuição de densidades após o remodelamento foi similar com a morfologia óssea normal.

Turner *et al.*(1997) investigaram o algoritmo baseado na densidade de energia de deformação em comparação com um modelo baseado em um critério da deformação uniforme. Através de evidências experimentais, postularam que a densidade aparente do osso trabecular adapta-se tal que os picos de deformação dentro dos ossos sejam uniformes, ou seja, tal que gradientes espaciais de deformações sejam minimizados (acreditando-se que esta mini-

mização reduz os gradientes de pressão durante carregamento dinâmico).

Prendergast e Taylor (1992) propuseram um esquema local que trata o remodelamento como um processo contínuo de produção de dano e reparo. A hipótese básica é que o osso adapta-se pela regulação do dano gerado em seus elementos microestruturais para alcançar uma resistência ótima. Foi assumido que existe uma certa quantidade de dano no equilíbrio de remodelamento (RE), e que a taxa de reparo (taxa de remodelamento) é associada com a taxa de formação de dano (que depende do nível de carregamento aplicado). Assumiu-se que no equilíbrio as taxas de microdano e seu reparo são balanceadas. A taxa de remodelamento é:

$$\dot{r} = \int K(\bar{w} - \bar{w}_{RE})dt \quad (4.26)$$

onde \bar{w}_{RE} é a taxa de dano no equilíbrio de remodelamento, \bar{w} é a taxa de formação de dano, que depende da tensão, e K é uma constante do modelo. McNamara *et al.*(1997) utilizaram este modelo em uma comparação com a densidade de energia de deformação como estímulo.

Diferentemente de Prendergast e Taylor, García *et al.*,(2001) e Doblaré e García (2001a,b) apresentaram um modelo de dano-reparo para o remodelamento baseado na teoria anisotrópica contínua de dano (ie, Cordebois e Sideroff, 1982 *apud* García *et al.*,2002), que não considera o dano atual como a variável diretora do processo de remodelamento. O modelo introduz o conceito de dano sendo identificado como uma medida da porosidade do tecido ósseo e da distribuição direcional de massa. O estado de ausência de dano é considerado a situação ideal de porosidade nula e isotropia perfeita. O efeito do dano na adaptação óssea também foi modelado por Ramtani e Zidi (1999, 2001).

Miller *et al.*,(2002) construíram uma extensão ortotrópica sobre os modelos isotrópicos de Huiques *et al.*(1987) e de Turner *et al.*(1997) na qual a orientação dos eixos materiais em cada elemento é determinada pela direção da máxima tensão principal resultante de um múltiplo esquema de carga aplicado ao osso. As propriedades materiais efetivas em um modelo 2-D do osso trabecular são determinadas para cada direção material local através da definição de um estímulo direcional em cada eixo material, assumindo-se que o osso esforça-se para mudar suas propriedades mecânicas tal que estes estímulos caminhem em direção a um valor

de referência em ambas direções. O estímulo é baseado nas tensões normais nas direções materiais, sendo definido em cada elemento i como:

$$S_{k(i)} = \frac{1}{E_{k(i)}} \sum_j (n_j \sigma_{k(i,j)}^m)^{1/m} \quad j = 1, \dots, nlc \quad k = 1, 2 \quad (4.27)$$

onde S_k , E_k , σ_k , são o estímulo, o módulo de Young e a tensão normal na direção material k , respectivamente, $\sigma_{k(i,j)}$ são as componentes de tensão obtidas na análise e transformadas para as direções locais de cada elemento (1,2 denotam as direções), $n(j)$ é o número de ciclos diários médios do caso de carga j , e m é uma constante. Devido às restrições termodinâmicas nas propriedades mecânicas dos materiais, variar os módulos elásticos independentemente pode conduzir a propriedades não-reais, de maneira que uma restrição sobre a relação dos módulos direcionais e o coeficiente de Poisson relativo a estas direções ($\nu_{12} < [E1/E2]^{1/2}$) deve ser adicionada ao algoritmo para assegurar propriedades de positividade definida à matrix de flexibilidade (Cowin e Van Buskirk, 1986, *apud* Miller *et al.*, 2002).

Em Ruimerman *et al.* (2005), a formação óssea foi associada à elevação de deformação na matriz óssea, enquanto as microtrincas e o desuso foram consideradas responsáveis pela reabsorção óssea por osteoclastos.

4.2.3 Otimização Estrutural e Adaptação Óssea

A intrigante racionalidade das "construções" biológicas tem progressivamente despertado o interesse em modelar o fenômeno adaptativo através das ferramentas matemáticas desenvolvidas na teoria da otimização estrutural. O osso tem sido frequentemente considerado como possuidor de uma estrutura ótima para os carregamentos que suporta (Roesler, 1987). A forma e a topologia óssea podem ser vistas como resultantes da reação adaptativa governada por um processo de otimização que atribui uma ótima funcionalidade ao osso. A maior dificuldade da abordagem é definir o funcional para a otimização de um sistema vivo. Critérios para a resistência mecânica do osso são complexos pois devem lidar com resistência por longos prazos assim como com resistência ao impacto, considerando carregamentos que não são bem definidos (Cherkaev *et al.*, 1999). A escolha mais frequente tem sido assumir a otimalidade global da estrutura óssea, considerado o osso uma estrutura de mínima massa para o carregamento mecânico atual (Hollister *et al.* 1993; Luo e An 1998; Bagge, 1999).

O primeiro trabalho publicado arguindo que o osso era globalmente ótimo para suportar as cargas às quais é exposto com uma mínima quantidade de material é creditado à Bourgerie (1832 *apud* Jacobs *et al.*1997). Esta idéia teria sido adotada por Roux e incorporada em seus manuscritos sobre a adaptação funcional.

Alexander (1981 *apud* Subbarayan e Bartel, 2001) argumentou que os ossos poderiam ser ótimos com respeito ao custo de crescimento metabólico e uso, e ao custo de falha, com a massa total de um osso sendo a medida do custo de seu crescimento e uso.

Snyder *et al.* (1983 *apud* Subbarayan e Bartel, 2001) desenvolveram um modelo propondo a minimização da massa da estrutura sujeita à restrições na resistência.

Para modelar a reorientação trabecular e contabilizar a contribuição desta na evolução adaptativa das propriedades mecânicas do osso Jacobs (1994) e Jacobs *et al.*,(1997) adicionaram uma regra de remodelamento para a taxa de variação do tensor de rigidez anisotrópico completo à regra de taxa de variação da densidade do modelo isotrópico de Beaupré *et al.*(1990b). O modelo assume que a estrutura óssea adapta-se pela minimização ou maximização de uma certa "eficiência" definida como a diferença entre a taxa de potência externa e a variação da energia interna, restringida pela condição de permanência dentro da zona de equilíbrio.

Mais recentemente, Bagge (1999) e Fernandes *et al.*(1999) utilizaram uma abordagem via métodos de homogenização para tirar vantagens das técnicas da otimização topológica. Isto permite computar a distribuição ótima de um material celular de densidade variável, com a adaptação realizada através da alteração da densidade e da orientação das células unitárias da microestrutura (Figura 4.1). O problema é resolvido com o emprego de critérios de otimalidade, requerendo a satisfação de condições locais de estacionaridade a cada passo do processo de adaptação (Hassani e Hinton,1998).

Em Fernandes *et al.*(1999), o problema de otimização foi colocado na forma de minimização de uma combinação linear da flexibilidade estrutural e do custo metabólico necessário para o organismo manter o tecido ósseo. Este custo é associado à quantidade de massa óssea presente na estrutura otimizada. Similarmente, em Bagge (1999, 2000), a equação taxa de remodelamento é obtida através da minimização da energia de deformação da estrutura, com uma restrição na quantidade de massa disponível. Como na presente tese esta mesma

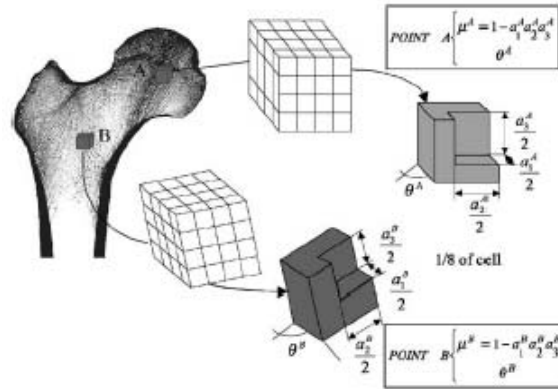


Figura 4.1: Modelo material para o osso tabecular. Extraído de Fernandes *et al.*(2002)

hipótese é empregada, os detalhes do modelo estão apresentados no Capítulo 5.

A combinação da aproximação por otimização com métodos de homogenização exige a adoção de uma simetria material *a priori*, definida pelo tipo de microestrutura adotada, ao passo que a simetria material do osso trabecular varia de região para região, podendo ser isotrópica, transversalmente isotrópica, ortotrópica ou anisotrópica dependendo das orientações do carregamento mecânico local que o osso suporta. Um modelo material da adaptação óssea contemplando comportamento material anisotrópico que evita qualquer hipótese de simetria material a priori e, adicionalmente, restringe o comportamento material àqueles factíveis por microestruturas bi-fásicas foi apresentado em Rodrigues *et al.* (1999). Uma aproximação global-local é usada, na qual um modelo global do osso inteiro fornece as informações de deformação e de densidades para uma série de modelos locais que otimizam a microestrutura em cada ponto material do modelo global, de forma que dois níveis de condições de equilíbrio são envolvidos.

Lekszycki (1999) formulou a hipótese de resposta óssea ótima assumindo que o ossos não são ótimos, mas reagem às variações e às restrições de maneira ótima. O modelo é geral, e a lei de adaptação resultante dependerá tanto do funcional cuja taxa é minimizada, quanto das restrições estabelecidas. Em contraste com as formulações de otimização já discutidas, nas quais apenas a solução ótima é procurada, a presente aproximação busca obter o acompanhamento no tempo das mudanças da estrutura interna óssea devido à excitações variantes (Lekszycki, 1999-2). Como na presente tese esta hipótese também é empregada,

os detalhes do modelo estão apresentados no Capítulo 5.

4.2.4 Modelos mecanísticos

Modelos mecanísticos são aqueles que, além de reproduzirem o fenômeno a partir de um entendimento fenomenológico do tipo causa-e-efeito, baseiam suas previsões em parâmetros com ampla correspondência nas bases biológicas da adaptação para que, desta forma, consigam investigar de forma detalhada as etapas e mecanismos químicos e biológicos envolvidos nas mudanças adaptativas das propriedades e geometria do osso. Um exemplo desta classe de modelos pode ser conhecido em Hazelwood *et al.*, (2001), onde nove variáveis de estado são atualizadas a cada passo do processo simulado, com os parâmetros do modelo sendo escolhidos com base em observações experimentais. Os parâmetros experimentais empregados são, entre outros, o período de reabsorção (T_R), o período de reversão (T_I), o período de preenchimento (T_F), o coeficiente taxa de dano (k_D), as condições de carga (n), a taxa de carregamento (R_L), um fator específico de remoção de dano (F_S) e o dano inicial (D_0).

4.2.5 Resumo

De forma geral, duas grandes classes de algoritmos podem ser distinguidas: de um lado aparecem os modelos fenomenológicos com suas equações em taxas postuladas a partir de observações experimentais ou de especulações fenomenológicas para regular a troca de material ósseo em cada ponto do osso. De outro lado, os modelos baseados em hipóteses considerando que o osso se comporta de forma ótima segundo algum critério global, os quais derivam regras locais de remodelamento a partir das condições de otimalidade do problema global. Ou seja, independentemente de sua natureza, todos os modelos apresentados acabam por simular a adaptação óssea através da resolução de um regra local para a evolução das variáveis morfológicas particularmente assumidas. Em ambos os casos, o estímulo é associado a cada elemento finito da malha, de forma que há precisamente um sensor por elemento no domínio do osso.

O processo de remodelamento simulado por modelos fenomenológicos é limitado à descrições matemáticas relacionando o estado de tensões ou deformações no osso ao comportamento ósseo adaptativo, sem considerar os reais mecanismos biológicos governando a relação. Assim,

apesar de que sob um ponto de vista de engenharia as soluções finais parecem com o osso, estes métodos recaem no uso de mecanismos e caminhos completamente não relacionados à biologia real (Payten,1998). Contudo, distribuições de densidade óssea do fêmur proximal preditas com regras de remodelamento fenomenológicas em combinação com modelos de elementos finitos mostraram-se razoavelmente realísticas (Carter *et al.*,1989, Huiskes *et al.*,1987, Beaupré *et al.*,1990b, Weinans *et al.*,1992b), tendo sido posteriormente validadas em estudos experimentais/numéricos do remodelamento em torno de próteses intra-femorais em animais (Van Rietbergen *et al.*,1993, Weinans *et al.*,1993), em estudos comparativos com cadáveres de humanos (Kerner *et al.*,1999), e em estudos de acompanhamento clínico após ATQs (Lengsfeld *et al.*, 2002).

Os modelos baseados em premissas de comportamento ótimo global do osso, quando tratados através de condições de otimalidade, recaem em expressões análogas aos modelos de regulação local caracterizando um certo grau de equivalência global-local (Subbarayan e Bartel, 2000; Fernandes *et al.* 1999) e reproduzem, portanto os resultados alcançados pelos modelos fenomenológicos (Cowin, 2003; Bendsoe, 2003; Fernandes *et al.*2002). Em Bendsoe (2003) esta similaridade é amplamente contextualizada, fundamentalmente observando que a relação entre a densidade e o módulo de elasticidade derivada empiricamente por Carter e Hayes (1977) reproduz exatamente o modelo SIMP do projeto topológico, e que algoritmos resolvidos via critério de otimalidade recaem em uma condição local para a otimalidade da estrutura. Hart (2001) aponta a busca por objetivos adaptativos sem consideração do processo fisiológico da adaptação como a grande limitação dos modelos globais. Entretanto, como a condição ótima para um único caso de carga é equivalente ao critério de estímulo local de Weinans e colegas, a interpretação biológica do processo simulado é análoga às outras formulações do remodelamento ósseo (Fernandes *et al.*2002).

Todos os modelos apresentados alcançam configurações finais indicando um equilíbrio do remodelamento, mas em muitos estudos clínicos não é claro até quando o processo de remodelamento procede, i.e., se ele continua ou tem um fim (Weinans *et al.*1994; Huiskes *et al.*1997). Entretanto, estudos clínicos mostram que as maiores alterações ocorrem nos primeiros dois anos após a colocação do implante.

Finalmente, é importante ressaltar que apesar de muitos fatores além do ambiente mecânico

local regularem o processo de adaptação óssea (ie, fatores metabólicos, hormonais e genéticos), estes modelos representam a biologia óssea como uma função apenas das influências mecânicas. Contudo, é um fato que fatores mecânicos sózinhos podem explicar muito das mudanças ósseas adaptativas (Kerner *et al.*, 1999), e os reais mecanismos biológicos que governam a adaptação óssea ainda não são completamente entendidos (Cowin, 2000).

4.3 Teorias de reparo ósseo

Muitas teorias biomecânicas têm sido propostas para relacionar a proliferação e a diferenciação celular com o estado de solicitação mecânica interfacial e assim explicar a *consolidação*, ou não, do tecido *mesenquimal* primitivo resultante do reparo ósseo.

O tratamento moderno do assunto iniciou com Pauwels (1960) (*apud* Lacroix *et al.*, 2002) cuja hipótese considerava tensões cisalhantes como estímulo específico para o desenvolvimento de fibras cartilagenosas, tensões hidrostáticas compressivas o estímulo específico para a formação de cartilagem e formação óssea somente quando o ambiente mecânico estivesse suficientemente estabilizado pelos tecidos moles. De acordo com esta teoria, o osso não forma-se diretamente, mas sim através de consituíntes fibrosos intermediários que fornecem a estabilização do ambiente mecânico necessária para o caminho osteogênico.

Carter *et al.* (1988) e Carter e Giori (1991) sugeriram que células progenitoras desenvolvidas dentro de tecidos *mesenquimais* que experimentam uma história de carregamento de baixa deformação distorcional e baixas tensões hidrostáticas compressivas são mais aptas em tornarem-se osteogênicas (formadoras de osso), assumindo-se um suprimento sanguíneo adequado. Entretanto, se o tecido reparado é exposto à deformações distorcionais excessivas, ocorrerá fibrogenese, ao passo que tensões hidrostáticas compressivas significantes e baixa vascularidade resultariam em formação de cartilagem ou fibrocartilagem.

Em 1997, Prendergast *et al.* sugeriram que o regulação mecânica da diferenciação do tecido interfacial bifásico (sólido e líquido) teria como estímulo, além da deformação cisalhante do tecido, o fluxo dos fluidos intersticiais. A mesma lógica quanto aos níveis de solicitação mecânica associados com fibrogênes ou osteogênese foi adotada, com a osteogênese sendo entendida como o enrigecimento da fase sólida do tecido e diminuição de sua

permeabilidade.

Mais recentemente, Claes e Heigele (1999) mantiveram a linha defendida por Cater *et al.*, porém associando limites de solitação mecânica com diferentes processos de formação óssea. Para estes autores, deformações locais menores que 5% indicariam formação óssea via ossificação intramembranosa, enquanto pressões hidrostáticas compressivas maiores que 0,15MPa com deformações locais menores que 15% levariam à ossificação endocondral². Todos os demais ambientes mecânicos foram considerados favorecer a diferenciação de tecidos fibrosos ou fibro-cartilagem.

4.4 Modelos Computacionais da Adaptação Interfacial

As simulações computacionais da adaptação interfacial encontradas na literatura ou empregam as premissas de diferenciação tecidual esboçadas acima, ou empregam diretamente uma hipótese de adaptação periprotética atuando de forma localizada na região interfacial

Weinans *et al.* (1993b), focaram o desenvolvimento da encapsulação fibrosa do implante que pode ocorrer após a degradação da fixação osso-implante ter ocorrido (soltura tardia). Um critério dependente das tensões interfaciais foi considerado para originar a degradação da interface. A ruptura na interface altera a condição de conexão osso-implante de linear para contato não-linear (sem atrito), e propriedades não-lineares são assumidas para a camada de material fibroso. Para cada local interfacial degradado, a interposição e aumento gradual na espessura de tecido fibroso é modelada através de um critério sobre os micromovimentos relativos osso implante. Nenhuma consideração quanto às alterações adaptativas das propriedades mecânicas no volume ósseo periprotético foi realizada.

Hollister *et al.* (1993), modelaram a adaptação na interface óssea em torno de implantes porosos através da hipótese de que uma estrutura trabecular com mínima energia de deformação era formada dentro da zona interfacial. A formulação utilizada é análoga aos modelos baseados em técnicas de otimização já revisados. O acoplamento com a adaptação periprotética não foi considerado.

²Na ossificação intramembranosa, que resultará em osso cortical, o centro primário de ossificação de cada osso aparece como um aumento nas células e fibras onde o osso será depositado. Já na ossificação endocondral, que resultará no osso trabecular, um molde de cartilagem é inicialmente formado.

Sadegh *et al.* (1993) e Luo *et al.*, (1999) empregaram uma equação de taxa baseada na diferença entre estímulo mecânico atual e de referência para atualizar a posição de pontos de controle na fronteira do osso, similarmente ao que é feito para a distribuição das densidades nos modelos fenomenológicos de regulação local. O Método dos Elementos de Contorno (BEM) foi utilizado na solução numérica, e os modelos foram aplicados de forma restrita à zona de interface.

Büchler *et al.*(2003) propuseram um modelo para a evolução do tecido interfacial cujo estímulo também foi relacionado aos micromovimentos relativos entre o osso e o implante. Considerando que durante o reparo do trauma ósseo, células tronco (stem cells) migram e proliferam na região do trauma, foi assumido que para pequenos micromovimentos estas células diferenciam-se em osteoblastos, enquanto para grandes micromovimentos ocorre fibrogênese. A lei definindo a evolução da parcela de tecido fibroso faz uso de uma função diretora que depende da deformação cisalhante no tecido interfacial, e assume valores entre 0 (evolução na direção de formação óssea) e 1 (evolução na direção de tecido fibroso). O modelo foi aplicado em uma prótese de quadril idealizada, e a adaptação periprotética não foi considerada.

O único modelo na literatura que aponta na direção de acoplar adaptação interfacial e mudanças de propriedades ósseas no volume ósseo fora da zona de interface, entretanto, sem possibilitar uma evolução propriamente dita entre os diferentes tipos de tecido interfacial observados clinicamente. Neste modelo, Fernandes *et al.* (2002), propuseram um modelo para identificar locais de provável *bone ingrowth* durante o curso do remodelamento em torno de próteses. Na situação imediatamente pós-operatória nenhum crescimento interno ósseo consolidado é considerado, e condição de contato com atrito é assumida na parte coberta. Após cada passo temporal da simulação da adaptação periprotética, o deslocamento relativo nos pontos de contato da parte coberta da interface são calculados. Se, em um dado ponto de contato, o deslocamento relativo entre o osso e a haste fosse menor do que $50 \mu m$, a condição local de interface é alterada para contato íntimo ou engaste ao invés de contato com atrito. Isto causa o aumento da rigidez da interface osso/implante, a qual representa o conteúdo de crescimento interno ósseo e a resistência coesiva da interface (Hefzy e Singh, 1997). Como resultado, regiões de contato com atrito e regiões de engaste são encontradas

simultaneamente na área coberta da haste. Uma consequência da metodologia utilizada é que, uma vez engastado, o ponto permanecerá colado até o fim do processo. Outra limitação deve-se ao fato de ser admitido crescimento ósseo instantâneo e consolidado ao passo que, em realidade, um processo de consolidação do osso imaturo depositado inicialmente ocorre dentro de um certo intervalo de tempo. Com isto, o modelo é incapaz de reproduzir a experiência clínica atual de ruptura do crescimento ósseo interno inicial.

Referências Bibliográficas

- BAGGE,M. "Remodeling of bone structures ", PhD. Thesis - Technical University of Denmark, 1999.
- BAGGE,M. "A model of bone adaptation as an optimization process ", Journal of Biomechanics, Vol.33, pg. 1349-1357, 2000.
- BEAUPRÉ G.S. ORR T.E. and CARTER D.R. "An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling - Theoretical Development ", Journal of Orthopedic Research , Vol.8, No.5, pg. 651-661, 1990.
- BENDSOE, M.P."Aspects of topology optimization and bone remodeling schemes",<http://biopt.ippt.gov.pl>, 25/05/2003.
- BENDSOE, M.P. and KIKUCHI, N., "Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method ", Comp. Meth. Appl.Mech. and Eng., v.71, pp.197-224, 1988.
- BÜCHLER, P., PIOLETTI, D.P. and RAKOTOMANANA, L.R., " Biphasic constitutive laws for biological interface evolution", Biomechanic Model Mechanobiology, n.1, 2003, pp.239-249.
- CARTER, D.R., BEAUPRE, G.S., GIORI, N.J. and HELMS, J.A. "Mechanobiology of skeletal regeneration ", Clinical Orthopaedic, Vol.355, pg. 41-55, 1988.
- CARTER, D.R., FYHRIE, D.P. and WHALEN, R.T., "Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy, Journal of Biomechanics,vol.20, n.8,pp. 785-794, 1987.

- CARTER, D.R., ORR, T.E. and FYHRIE, D.P., "Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture ", *Journal of Biomechanics*, vol.22, n.3, pp. 231-244, 1989.
- CARTER, D.R. and HAYES, W.C. "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure ", *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.59, pg. 654-962, 1977.
- CARTER, D.R., and GIORI, N.J., "Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed ", *Bone -biomaterial interface*, University of Toronto Press, Toronto, 1991.
- CHERKAEV, A. and CHERKAEVA, E., "Structural optimization and biological "designs, IUTAM Symp.in Bio Solid Mechanics, P. Pedersen e M.P. BendsØe Eds., pp.247-264, 1999.
- 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*, 32, pp.255-266, 1999.
- COWIN, S.C. and HEGEDUS, D.H. "Bone remodeling I- theory of adaptive elasticity ", *Journal of Elasticity*, Vol.6, pg. 313-326, 1976.
- COWIN, S.C. "Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium ", *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.108, pg. 83-88, 1986.
- COWIN, S.C. "Remarks on optimization and the prediction of bone adaptation to altered loading " <http://biopt.ippt.gov.pl>, 25/05/2003.
- COWIN, S.C. "The search for mechanism in bone adaptation studies ", *Mechanics in Biology- ASME*, Vol.46, pg. 173-184, 2000.
- COWIN, S.C. "Structural adaptation of bones ", *Applied Mechanics Reviews*, Vol.43, pg. S126-S133, 1990.
- COWIN, S.C., Sadegh, A.M., Luo, G.M., "An evolutionary Wolff's Law for trabecular architecture ", *Journal of Biomechanical Engineering*, v.114, 1992.

- DOBLARÉ, M. and 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.
- FERNANDES, P.R., RODRIGUES, H., and 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*", v.2, pp. 125-138, 1999.
- FERNANDES, P.R., FOLGADO, J., JACOBS, C. and PELLEGRINI, V., "A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems, *Journal of Biomechanics*", v.35, pp. 167-176, 2002.
- FIROOZBAKHS, K., COWIN, S.C., "An analytical Model of Pauwel's Functional Adaptation Mechanism in Bone ", *Journal of Biomechanical Engineering*, v.103, 1981.
- FYHRIE, D.P. and CARTER, D.R., "A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology ", *Journal of Orthopaedic Research*, n.4, pp. 304-317, 1986.
- FYHRIE, D.P. and CARTER, D.R., "Femoral head apparent density distribution predicted from bone stresses, *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n.1, pp. 1-10, 1990.
- GARCÍA, J.M., MARTINEZ, M.A. and DOBLARÉ, M., "An anisotropic internal-external bone adaptation model based on a combination of CAO and continuum damage mechanism technologies", *Comp. Meth. Biomechanics and Biomedical Eng.*, v.4, n.4, pp. 837-854, 2001.
- GARCÍA, J.M., DOBLARÉ, M. and CEGOÑINO, J., "Bone remodeling simulation: a tool for implant design ", *Computational Material Science*, n.25, pp.100-114, 2002.
- HASSANI, B. and HINTON, E., "A review of homogenization and topology optimization I - homogenization theory for media with periodic structure ", *Computers and Structures*, v.69, pp.707-717, 1998.
- HARRIGAN, T.P. and HAMILTON, J.J., "Finite element simulation of adaptive bone remodelling: a stability criterion and a time stepping method ", *Int. J. for Numerical Meth. in Engineering*, 1993.

HART,R.T.,DAVY,D.T.and HEIPLE, K. G., "Mathematical modeling and numerical solutions for functionally dependent bone remodeling ", *Calc.Tissue Int.*,n.36, pp.S104-109, 1984.

HART, R.T., "Bone modeling and remodeling: theories and computation ", *Bone Mechanics Handbook*, Stephen C. Cowin Ed., pp.-31:1-31:42, 2001.

HAZELWOOD, S.J., MATIN, R.B , RASHID, M.M. and RODRIGO, J.J., "A mechanistic model for nternal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload ", *Journal of Biomechanics*, v.34, pp.299-308, 2001.

HEFZY, M.S. and SINGH, S.P. "Comparison between two techniques for modeling interface conditions in a porous coated hip endoprosthesis", *Medical Engineering and Physics*, Vol.19, N.1, pg.50-62, 1996.

HEGEDUS, D.H. and COWIN, S.C., "Bone remodeling II: small strain adaptive elasticity ", *Journal of Elasticity*, v.6, n.4, pp.337-352, 1976.

HOLLISTER, S.J., KIKUCHI, N. and GOLDSTEIN, S.A. "Do bone ingrowth processes produce a globally optimized structure? ",*Journal of Biomechanics*, Vol.26, pg. 391-407, 1993.

HUISKES, R., WEINANS, H.,GROOTENBOER, DALSTRA, M., FUDALA, B. and SLOOF, T.J., "Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis ", *Journal of Biomechanics*, v.20, n.11/12, pp.1135-1150, 1987.

JACOBS, C.R., "Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading ", *PhD. Thesis*, Stanford University, 1994.

JACOBS,C.R., SIMO, J.C., BEAUPRÉ, G.S. and CARTER, D.R., "Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations ", *Journal of Biomechanics*, vol.30, n.6, pp. 603-613, 1997.

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

- KUIPER, J. H., "Numerical optimization of artificial hip joint designs, Ph.D Thesis, Universidade Católica de Nijmegen, Netherlands, 1993.
- LABANOWSKI, A., "Análise comparativa de métodos de otimização topológica em elasticidade 2D e 3D ", Dissertação de Mestrado, POSMEC, Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC, 2004.
- LACROIX, D., PRENDERGAST, P.J., "A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading ", Journal of Biomechanics, v.35, pp.1163-1171, 2002.
- LENGSFELD, M., GUNTHER, D., PRESSEL, T., LEPPEK, R., SCHMITT, J. and GRISS, P., "Validation data for periprosthetic bone remodeling theories ", Journal of Biomechanics, v.35, pp.1553-1564, 2002.
- LEKSZYCKI, T., "On simple model of self-adapting bone material ", IUTAM Symposium in Bio Solid Mechanics, P. Pedersen e M.P. BendsØe Eds., pp.265-276, 1999a.
- LEKSZYCKI, T., "Optimality conditions in modeling of bone adaptation phenomenon ", Journal of Theoretical and Applied Mechanics v.3, n.37, pp. 607-623, 1999b.
- LEVENSTON, M.E., BEAUPRÉ, G.S., JACOBS, C.R. and CARTER, D.R., "The role of loading memory in bone adaptation simulations ", Bone, v.15, n.2, pp.177-186, 1994.
- LEVENSTON, M.E., CARTER, D.R., "An energy dissipation-based model for damage stimulated bone adaptation ", Journal of Biomechanics, v.31, pp.579-586, 1998.
- LUO, Z-P and AN, K-N, "A theoretical model to predict distribution of the fabric tensor and apparent density in cancellous bone, J. Math. Biology, v.36, pp.557-568, 1998.
- LUO, G., COWIN, S.C., SADEGH, ALI M., ARRAGON, Y.P., "Implementation of strain rate as a bone remodeling stimulus ", Journal of Biomechanical Engineering, v.117, 1995.
- LUO, G., SADEGH, A.M., ALEXANDER, H., JAFFE, W., SCOTT, D. and COWIN, S.C., "The effect of surface roughness on the stress adaptation of trabecular architecture around a cylindrical implant ", Journal of Biomechanics, v.32, pp.275-284, 1999.

- MCNAMARA, B.P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., TAYLOR, D., "Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction ", Journal of Biomechanics, v.30, pp.621-630, 1997.
- MILLER,Z., FUCHS,M.B. and ARCAN,M., "Trabecular bone adaptation with orthotropic material model ", Journal of Biomechanics, vol. 35, pp. 247-256, 2002.
- MULLENDER, M.G., HUISKES R. and WEINANS, H., "A physiological approach to the simulation of bone remodelling as a self-organizational control process ", Journal of Biomechanics, v.27, n.11, pp. 1389-1394, 1994.
- PAPATHANASOPOULOU, V.A., FOTIADIS, D.I., MASSALAS, C.V., "A theoretical analysis of surface remodeling in long bones ", International Journal of Engineering Sciences, v.42, pp.395-409, 2004.
- PAYTEN, W.M., BEN-NISSAN, B. and MERCER D.J., "Optimal topology design using a global self-organisational approach ", Int. J. Solids and Structures, v.35, n.3-4, pp. 219-237, 1998.
- PAWLIKOWSKI, M., SKALSKI, K. and HARABURDA, M., "Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon ", Computers and Structures, www.sciencedirect.com em 10/04/2003.
- PETTERMANN,H.E., REITER, T.J. and RAMMERSTORFER,F.G., "Computational simulation of internal bone remodeling ", Arch.Computational Met. in Engineering, v.4, pp-295-323, 1997.
- PILLIAR, R.M., "Implant surface design for development and maintenance of osseointegration ", Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions, CRC Press, 2003.
- PRENDERGAST, P.J., TAYLOR, D., "Design of intramedullary prostheses to prevent bone loss, predictions based on damage-stimulated remodelling ", Journal of Biomedical Engineering, v.14, pp.499-506, 1992.

- PRENDERGAST, P.J., HUISKES, R., SOBALLE, K., "Biophysical stimulation cells during tissue differentiation at implant interfaces ", *Journal of Biomechanics*, v.30, pp.621-630, 1997.
- RAMTANI, S. and ZIDI, M. "Damage-bone remodeling theory; thermodynamical approach ", *Mechanics Research Communication*, Vol.26, pg. 701-708, 1999.
- RAMTANI, S. and 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.
- REITER, T.J., "Functional adaptation of bone and application in optimal structural design ", Dusseldorf, 1996.
- RODRIGUES, H., JACOBS, C., GUEDES, J.M. and BENDSOE, M.P., "Global and local material optimization models applied to anisotropic bone adaptation ", *IUTAM Symposium in Bio Solid Mechanics*, P. Pedersen e M.P. Bendsøe Eds., pp.209-220, 1999.
- ROESLER, H. "The history of some fundamental concepts in bone biomechanics ", *Journal of Biomechanics*, v.20, pp.1025-1034, 1987.
- RUIJMAN, R., HILBERS, P., VAN RIETBERGEN, B. and HUISKES, R., "A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation ", *Journal of Biomechanics*, v.38, pp931-941, 2005.
- SADEGH, A.M., LUO, G. and COWIN, S.C., "Bone ingrowth: an application of the boundary element method to bone remodeling at the implant interface", *Journal of Biomechanics*, v.26, pp.167-182, 1993.
- STULPNER, M.A., REDDY, B.D., STARKE, G.R., SPIRAKIST, A., "A three-dimensional finite analysis of adaptive remodeling in the proximal femur ", *Journal of Biomechanics*, v.30, pp.1063-1066, 1997.
- TERRIER, A., RAKOTOMANANA, R.L., RAMANIRAKA, R.N. and LEYVRAZ, P.F., "Adaptation models of anisotropic bone ", n.1, pp.47-59, 1997.
- TSILI, M.C., "Theoretical solutions for internal bone remodeling of diaphyseal shafts using adaptive elasticity theory ", *Journal of Biomechanics*, v.33, pp.235-239, 2000.

TURNER,C.H., ANNE,V. and PIDAPARTI R.M.V., "A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation:do continuum-level strain gradients drive adaptation? ", Journal of Biomechanics, vol. 30, n.6, pp. 555-563,1997.

WEINANS, H., HUISKES, H. and 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.

WEINANS, H., HUISKES, H. and GROOTENBOER, H.J., "Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling ", J.Orthopaedic Res., n.10, pp. 845-853, 1992a.

WEINANS, H., HUISKES, H. and GROOTENBOER, H.J., "The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models ", Journal of.Biomechanics., v.25, n.12, pp. 1425-1441, 1992b.

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

Capítulo 5

Modelamento Computacional da Adaptação Mecânica do Osso

Este capítulo apresenta os modelos da adaptação do osso em torno de hastes femorais sem cimento utilizados neste trabalho. Duas leis de remodelamento periprotético da literatura foram modificadas e implementadas. Uma baseada na hipótese de ótima resposta óssea (Lekszycki, 1999) e outra baseada na hipótese de ótima estrutura óssea (Bagge, 1999). As modificações foram introduzidas para acomodar o comportamento não-linear da interface osso-implante e, assim, permitir o acoplamento entre a adaptação periprotética e a adaptação do osso interfacial, conforme será mostrado no Capítulo 6.

5.1 Hipótese de estrutura ótima

Admite-se que o osso vivo se comporte como uma estrutura ótima no sentido de aliar a máxima rigidez para os carregamentos suportados com a mínima quantidade de massa necessária para isto. A partir de um ponto de vista biológico, este comportamento pode ser entendido como uma tentativa do osso impedir gastos metabólicos desnecessários com a manutenção de massa óssea em locais cuja solicitação mecânica tenha sido diminuída devido à alteração no padrão normal de carregamento. Matematicamente, esta condição é expressada como a minimização da energia de deformação total da estrutura óssea com uma restrição na quantidade total de tecido mineralizado. O processo de adaptação é simulado como uma sequência de soluções na direção de um estado de otimalidade global. Cada passo da simulação é resolvido como um problema de otimização topológica de estruturas (Bendsoe e Kikuchi, 1988), que consiste em identificar regiões preenchidas com material e regiões vazias dentro

de um domínio permitido com a finalidade de se encontrar a estrutura mais rígida para a quantidade de material disponibilizada e para o carregamento aplicado. Entretanto, diferentemente da formulação do problema elástico de otimização topológica que busca ótimos leiautes de componentes mecânicos e apenas admite-se na solução a ocorrência de regiões sólidas (com densidade unitária) ou regiões vazias (densidade zero), no contexto da adaptação óssea deve-se permitir a existência de material "*intermediário*", pois este corresponde conceitualmente ao osso trabecular.

O funcional energia de deformação é dado por:

$$U = \frac{1}{2}a_{\mu}(\mathbf{u}, \mathbf{u}) = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_{\mu} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \, d\Omega, \quad (5.1)$$

onde \mathbb{C} é a matriz de propriedades elásticas materiais, e $\boldsymbol{\varepsilon}$ é o tensor de deformações.

Para somente um caso de carga, o problema de otimização da rigidez óssea com volume restrito é dado por:

$$\min U(\mathbf{u}, \mu) = \frac{1}{2}a_{\mu}(\mathbf{u}, \mathbf{u}) \quad (5.2)$$

tal que

$$h(\mu) = \int_{\Omega} \mu \, d\Omega - \bar{V} = 0, \quad \mu \in L_2(\Omega), \quad \mu_{\min} \leq \mu \leq 1 \quad (5.3)$$

$$a_{\mu}(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) = 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.4)$$

onde U é a energia de deformação, o sub-índice μ indica a dependência com relação à densidade relativa, \bar{V} é a quantidade de volume avaliada. As variáveis de projeto são as frações volumétricas relativas elementares μ (μ é igual ao volume do material poroso dividido pelo volume do elemento sólido, na discretização FEM), e são tais que $\mu = 1$ corresponde ao osso cortical, enquanto $\mu = \mu_{\min}$ representa espaço vazio (para evitar a singularidade da matriz de rigidez o valor de μ_{\min} é ajustado para um número pequeno).

Quando as restrições laterais sobre as frações volumétricas relativas não estão ativadas, o funcional Lagrangeano em forma discretizada é dado por:

$$\mathcal{L}(\mathbf{u}, \mathbf{v}, \lambda, \mu) = \frac{1}{2}a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) + \lambda h(\mu) \quad (5.5)$$

$$= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\Omega \quad (5.6)$$

$$- \int_{\Gamma_t} \mathbf{f} \cdot \mathbf{v} \, d\Gamma - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\Omega + \lambda \left(\int_{\Omega} \mu \, d\Omega - \bar{V} \right). \quad (5.7)$$

onde a restrição sobre o volume é colocada em forma genérica para o tratamento das equações na forma contínua, e λ é o multiplicador de Lagrange desta restrição. A ‘lei de remodelamento’ para a densidade óssea local corresponde ao requerimento de estacionaridade do funcional Lagangeano com respeito à densidade relativa μ .

A condição de estacionaridade do Lagrangiano (6.14) com respeito às variáveis \mathbf{v} e $\boldsymbol{\lambda}$, fornece a restrição sobre o volume, bem como a equação linear de estado do problema:

$$\frac{\partial}{\partial \lambda} \mathcal{L}[\delta \lambda] = \delta \lambda \, h(\mu) = 0 \, \forall \, \delta \lambda \implies h(\mu) = 0 \quad (5.8)$$

$$\frac{\partial}{\partial \mathbf{v}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{v}] = a_\mu(\mathbf{u}, \delta \mathbf{v}) - l(\delta \mathbf{v}) = 0 \, \forall \, \delta \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.9)$$

$$= \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{v}) \, d\Omega - \int_{\Gamma_t} \mathbf{f} \cdot \delta \mathbf{v} \, d\Gamma - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \delta \mathbf{v} \, d\Omega = 0 \, \forall \, \delta \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.10)$$

A condição de estacionaridade de \mathcal{L} com respeito ao campo dos deslocamentos \mathbf{u} é dada por:

$$\frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{u}] = a_\mu(\mathbf{u}, \delta \mathbf{u}) + a_\mu(\mathbf{v}, \delta \mathbf{u}) = 0 \quad \forall \, \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \quad (5.11)$$

$$= \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega = 0 \quad (5.12)$$

$$\forall \, \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \text{ arbitrário} \quad (5.13)$$

Considerando a simetria da forma bilinear $a_\mu(\cdot, \cdot)$:

$$\int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega = \quad (5.14)$$

$$- \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega \quad \forall \, \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \text{ arbitrário} \quad (5.15)$$

Finalmente, a variação de \mathcal{L} com respeito à variável de projeto μ é dada por:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mu} \mathcal{L}[\delta \mu] &= \frac{1}{2} a'_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + a'_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) + \lambda h'(\mu) \quad \forall \delta \mu \in L_2(\Omega) \\ &= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \frac{\partial \mathbb{C}^\mu}{\partial \mu} [\delta \mu] \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega + \int_{\Omega} \frac{\partial \mathbb{C}^\mu}{\partial \mu} [\delta \mu] \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega \end{aligned} \quad (5.16)$$

$$+ \lambda \int_{\Omega} \delta \mu d\Omega. \quad (5.17)$$

onde carregamento independente da variável de projeto foi assumido. Em forma discreta, e considerando $\mu = [\mu_1, \dots, \mu_{N_e}]$ constante por elemento, a condição de estacionaridade de \mathcal{L} com respeito à variável de projeto, avaliada na solução \mathbf{u} , resulta na lei de remodelamento, escrita como a seguinte condição local:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = -\frac{1}{2} \int_{\Omega_i} \frac{\partial \mathbb{C}^\mu}{\partial \mu_i} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega + \lambda V_i^S = 0 \quad (5.18)$$

que é a expressão usada no esquema de ponto fixo para atualizar a variável μ (V_i^S denota a fração de volume sólido no elemento), e como o primeiro termo à direita iguala $-\left(\frac{\partial U}{\partial \mu_i}\right)_{\text{deslocamento, fixo}}$, tem-se:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = -\frac{\partial U}{\partial \mu_i} + \lambda V_i^S \quad (5.19)$$

Requerindo-se as condições de otimalidade $\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = 0$:

$$\frac{\partial U}{\partial \mu_i} = \lambda V_i^S \quad (5.20)$$

ou, similarmente:

$$B_i = \frac{\frac{\partial U}{\partial \mu_i}}{\lambda V_i^S} = 1 \quad (5.21)$$

O termo B_i expressa a condição de otimalidade do problema com respeito à fração volumétrica relativa. Esta quantidade, que em uma condição distinta do ótimo é $\neq 1$, pode ser utilizada na construção de uma heurística de evolução. Através do emprego de um esquema de atualização do tipo ponto fixo, a quantidade B_i é utilizada como uma "taxa de remodelamento" que define uma alteração na densidade local segundo a forma (Lei de Remodelamento):

$$\mu_i^{t+\Delta t} = \left(\frac{\frac{\partial U^t}{\partial \mu_i^t}}{\lambda V_i^S} \right) \mu_i^t = (B_i^t) \mu_i^t, \quad i = 1, \dots, N_e \quad (5.22)$$

onde a variável t denota tempo. O multiplicador de Lagrange atua como um valor de referência para o processo simulado. Desde que o osso é um sistema aberto com respeito à

massa, a massa total não poderia ser especificada *a priori*, o multiplicador deve ser mantido constante durante o remodelamento, de forma que o osso possa formar e reabsorver massa óssea livremente. O estímulo para o remodelamento é a sensibilidade da energia de deformação: quando esta sensibilidade não está em equilíbrio com a dada propriedade constante do elemento λV_i^S , ocorre uma mudança no volume ósseo relativo. Dentro do elemento, uma função de resposta $B > 1$ cede hipertrofia, enquanto $B < 1$ indica atrofia. O nível de equilíbrio de remodelamento é alcançado quando os elementos com frações volumétricas relativas intermediárias alcançam $B = 1$. A Eq. (5.22) significa que, em cada ponto local, a estrutura ótima global possui uma razão constante entre a sensibilidade de energia de deformação e o volume.

Para avaliar o valor de B_i , é preciso calcular o valor das derivadas parciais da energia de deformação interna com relação à variável de projeto (μ). Para cada ponto do volume, a relação entre a densidade e o módulo de elasticidade do osso é modelada através de uma microestrutura artificial tipo SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*), que tem correspondência com a clássica lei proposta por Carter e Hayes (1977) a partir de experimentos em ossos humanos e bovinos secos para as propriedades mecânicas do osso. Com o emprego de material tipo SIMP pode-se trabalhar com valores de rigidez variando continuamente dados como:

$$\mathbb{C}_{\mu i} = \mu_i^p \mathbb{C}, \quad (2 < p < 3) \quad (5.23)$$

onde as densidades $\mu_i, i = 1, \dots, N_e$, são as variáveis de projeto, e podem ser referidas como densidade do material pelo fato de que o volume da estrutura é avaliado como $\sum_{i=1}^{N_e} \mu_i V_i^S$. Com isto, as derivadas parciais da matriz de elasticidade com relação à variável de projeto são obtidas por derivação direta.

Devido a restrições biológicas, a estrutura óssea não pode mudar mais do que um certo limite a cada passo de tempo. Por isto a taxa de variação de cada variável de projeto é limitada a um valor máximo a cada passo da simulação, e o mesmo é imposto com relação à taxa de troca óssea global.

Devido às dificuldades numéricas enfrentadas na implementação do modelo derivado da hipótese de ótima resposta (apresentado a seguir), o modelo baseado na hipótese de ótima

estrutura é utilizado nas simulações apresentadas e no modelamento da adaptação que ocorre na interface osso-implante (Capítulo 6).

5.2 Hipótese de ótima resposta

Nesta hipótese¹, assume-se que o ossos não são ótimos, mas que reagem às variações externas e às restrições biológicas em uma maneira ótima. Em contraste com as formulações tradicionais de otimização estrutural, nas quais apenas a solução ótima é procurada, (i.e., o estado assintótico final), a presente aproximação busca obter o acompanhamento temporal das mudanças da estrutura interna óssea devidas às excitações externas. Para tanto, deve-se definir um funcional objetivo e restrições associadas representativas do fenômeno da adaptação, e maximizar a taxa de variação deste a cada passo. De forma generalizada, tem-se:

$$C = \int_{\Omega} S(\mathbf{u}, \mu) d\Omega, \quad (5.24)$$

$$\begin{aligned} \Psi(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}, \mathbf{u}, \mu,) &= \frac{dC}{dt} = \int_{\Omega} \dot{S}(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}, \mathbf{u}, \mu,) d\Omega \\ &= \int_{\Omega} \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} S(\mathbf{u}, \mu)[\dot{\mathbf{u}}] + \frac{\partial}{\partial \mu} S(\mathbf{u}, \mu)[\dot{\mu}] d\Omega \end{aligned} \quad (5.25)$$

onde C representa a função custo, e $\frac{dC}{dt}$ é sua taxa de variação. Se o objetivo é extremizar o valor da função custo no estado atual (\mathbf{u}, μ) , então as variáveis a serem extremizadas são $(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu})$, as quais dependem dos valores de (\mathbf{u}, μ) . O objetivo é utilizar estas derivadas para definir uma sequência de distribuições topológicas, em uma tentativa de reproduzir o caminho seguido pela adaptação. A relação entre $\dot{\mathbf{u}}$ e $\dot{\mu}$ é dada pela taxa da equação de estado, de forma que o problema é dado por:

$$\min_{\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}} \Psi(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}; \mathbf{u}, \mu,)$$

tal que

¹Esta hipótese foi originalmente proposta por Lekszycki (1999 - 2001), autor este que cooperou nas alterações do modelo aqui apresentadas.

$$\begin{aligned}
 a'(\mathbf{u}, \delta \mathbf{u}) + a(\dot{\mathbf{u}}, \delta \mathbf{u}) - l'(\delta \mathbf{u}) &= 0 \quad \forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V}, \\
 \int_{\Omega} \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) d\Omega - A_o(t) &= h_1(\dot{\mu}) = 0, \\
 \int_{\Omega} \dot{\mu}^2(\mathbf{x}, t) d\Omega - B_o(t) &= h_2(\dot{\mu}) = 0, \\
 \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) - \dot{\mu}_{\max}(\mathbf{x}, t) &= g_1(\dot{\mu}, \mathbf{x}) \leq 0, \\
 -\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) + \dot{\mu}_{\min}(\mathbf{x}, t) &= g_2(\dot{\mu}, \mathbf{x}) \leq 0, \\
 -\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu_{\min}(\mathbf{x}, t) + \theta - \mu(\mathbf{x}, t)) &= g_3(\dot{\mu}, \mathbf{x}) \leq 0, \\
 \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu(\mathbf{x}, t) - \mu_{\max}(\mathbf{x}, t) + \theta) &= g_4(\dot{\mu}, \mathbf{x}) \leq 0,
 \end{aligned} \tag{5.26}$$

onde h_1, h_2 são restrições globais em $\dot{\mu}$ representando respectivamente a evolução da massa óssea e uma medida da massa envolvida nestas mudanças; g_1, g_2 são restrições locais para garantir que a velocidade das mudanças não exceda a capacidade biológica do osso; e g_3, g_4 restrições locais que controlam a direção de mudança as regiões onde a densidade óssea aparente encontra-se na vizinhança θ dos valores máximo e mínimo admitidos ($\mu_{\min}(\mathbf{x}, t)$ e $\mu_{\max}(\mathbf{x}, t)$), com $H(\mathbf{x}) = 1$ para $x > 0$ e $H(\mathbf{x}) = 0$ para $x \leq 0$. Diferentemente da proposição original (Lekszycki, 1999), ao invés de valores constantes para as funções $A_o(t)$ e $B_o(t)$ aqui estas foram adotadas como equações guiadas por erro entre o valor atual da energia de deformação total da estrutura e um valor de referência para esta energia, de forma a guiar o processo para um estado homeostático no qual não ocorrem trocas de massa óssea. Isto pois, analisando a estrutura da formulação original e realizando-se testes numéricos preliminares, notou-se que a função $B_o(t)$ domina a resposta do processo de remodelamento e deveria ser conhecida *a priori* para indicar um processo com características similares à adaptação natural, uma vez que a perda de massa óssea é governada unicamente por esta função. Então surgiram questionamentos da validade da adoção desta função definida previamente, e optou-se pela introdução de um ponto de referência, como ocorre em outros modelos encontrados na literatura.

As condições de otimalidade de (5.26) podem ser escritas com a ajuda da função Lagrangeana e a definição dos multiplicadores de Lagrange:

$$\rho_1(t), \rho_2(t), \eta_1(\mathbf{x}, t), \eta_2(\mathbf{x}, t), \eta_3(\mathbf{x}, t), \eta_4(\mathbf{x}, t), \lambda_1, \lambda_2$$

e variáveis de folga

$$\alpha_1(\mathbf{x}, t), \alpha_2(\mathbf{x}, t), \beta_1(\mathbf{x}, t), \beta_2(\mathbf{x}, t)$$

Definindo as soluções adjuntas $\mathbf{u}^a = -\lambda_1 \delta \mathbf{u}$, e $\dot{\mathbf{u}}^a = -\lambda_2 \delta \dot{\mathbf{u}}$, o Lagrangeano é dado por

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mathbf{u}}^a, \dot{\mu}, \rho_1, \rho_2, \eta_1, \eta_2, \eta_3, \eta_4, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2) = & \quad (5.27) \\ & \Psi(\mathbf{u}, \mu, \dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}) - a'(\mathbf{u}, \dot{\mathbf{u}}^a) - a(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mathbf{u}}^a) + l'(\dot{\mathbf{u}}^a) \\ + \rho_1(t) \left[\int_{\Omega} \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) d\Omega - A_o(t) \right] + \rho_2(t) \left[\int_{\Omega} \dot{\mu}^2(\mathbf{x}, t) d\Omega - B_o(t) \right] \\ & + \int_{\Omega} \eta_1(\mathbf{x}, t) [\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) - \hat{\mu}_{\max}(\mathbf{x}, t) + \alpha_1^2(\mathbf{x}, t)] d\Omega \\ & + \int_{\Omega} \eta_2(\mathbf{x}, t) [\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) - \hat{\mu}_{\min}(\mathbf{x}, t) - \alpha_2^2(\mathbf{x}, t)] d\Omega \\ & + \int_{\Omega} \eta_3(\mathbf{x}, t) [\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu_{\min}(\mathbf{x}, t) + \theta - \mu(\mathbf{x}, t)) - \beta_1^2(\mathbf{x}, t)] d\Omega \\ & + \int_{\Omega} \eta_4(\mathbf{x}, t) [\dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu(\mathbf{x}, t) - \mu_{\max}(\mathbf{x}, t) + \theta) - \beta_2^2(\mathbf{x}, t)] d\Omega. \end{aligned}$$

As condições de otimalidade de primeira ordem do problema (5.26) são obtidas fazendo $\partial \mathcal{L}_1 = 0$. Derivando com relação a cada variável, obtém-se:

- Derivada da equação de estado:

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\mathbf{u}}^a} \mathcal{L}[\delta \mathbf{u}] \Rightarrow a'(\mathbf{u}, \delta \mathbf{u}) + a(\dot{\mathbf{u}}, \delta \mathbf{u}) - l'(\delta \mathbf{u}) = 0. \quad (5.28)$$

- Derivada da equação de estado adjunta

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\mathbf{u}}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{u}] = a(\dot{\mathbf{u}}^a, \delta \mathbf{u}) - \frac{\partial}{\partial \dot{\mathbf{u}}} \Psi[\delta \mathbf{u}] = 0. \quad (5.29)$$

- Restrições em $\dot{\mu}$ e condições de complementaridade

$$\frac{\partial}{\partial \rho_1} \mathcal{L}_1[\delta \rho_1] \Rightarrow \int_{\Omega} \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) d\Omega = A_o(t), \quad (5.30)$$

$$\frac{\partial}{\partial \rho_2} \mathcal{L}_1[\delta \rho_2] \Rightarrow \int_{\Omega} \dot{\mu}^2(\mathbf{x}, t) d\Omega = B_o(t), \quad (5.31)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta_1} \mathcal{L}_1[\delta \eta_1] \Rightarrow \dot{\mu} - \hat{\mu}_{\max} + \alpha_1^2 = 0, \quad (5.32)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta_2} \mathcal{L}_1[\delta \eta_2] \Rightarrow \dot{\mu} - \hat{\mu}_{\min} - \alpha_2^2 = 0, \quad (5.33)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta_3} \mathcal{L}_1[\delta \eta_3] \Rightarrow \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu_{\min}(\mathbf{x}, t) + \theta - \mu(\mathbf{x}, t)) = \beta_1^2(\mathbf{x}, t), \quad (5.34)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta_4} \mathcal{L}_1[\delta \eta_4] \Rightarrow \dot{\mu}(\mathbf{x}, t) H(\mu(\mathbf{x}, t) - \mu_{\max}(\mathbf{x}, t) + \theta) = \beta_2^2(\mathbf{x}, t), \quad (5.35)$$

$$\frac{\partial}{\partial \alpha_1} \mathcal{L}_1[\delta \alpha_1] \Rightarrow \alpha_1 \eta_1 = 0, \quad (5.36)$$

$$\frac{\partial}{\partial \alpha_2} \mathcal{L}_1[\delta \alpha_2] \Rightarrow \alpha_2 \eta_2 = 0, \quad (5.37)$$

$$\frac{\partial}{\partial \beta_1} \mathcal{L}_1[\delta \beta_1] \Rightarrow \beta_1 \eta_3 = 0, \quad (5.38)$$

$$\frac{\partial}{\partial \beta_2} \mathcal{L}_1[\delta \beta_2] \Rightarrow \beta_2 \eta_4 = 0. \quad (5.39)$$

- Lei de remodelamento:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} \mathcal{L}[\delta \mu] &= \int_{\Omega} \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} \dot{S}(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}) [\delta \mu] d\Omega - \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} a'(\mathbf{u}, \dot{\mathbf{u}}^a) [\delta \mu] + \\ &+ \int_{\Omega} \rho_1 [\delta \mu] d\Omega + \int_{\Omega} 2\rho_2 \dot{\mu} [\delta \mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_1 [\delta \mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_2 [\delta \mu] d\Omega + \\ &+ \int_{\Omega} \eta_3 H_3(\mu_{\min} + \theta - \mu) [\delta \mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_4 H_4(\mu - \mu_{\max} + \theta) [\delta \mu] d\Omega. \end{aligned} \quad (5.40)$$

Agora, considerando a intenção de estender o modelo para que condições não-lineares possam ser incluídas no comportamento da interface osso-implante, e lembrando que na presença de condição de contato $a(\mathbf{u}, \mathbf{u}) \neq l(\mathbf{u})$, particulariza-se o modelo com o funcional energia interna de deformação:

$$C(\mathbf{u}, \mu) = \frac{1}{2} a(\mathbf{u}, \mathbf{u}) \quad (5.41)$$

$$\Psi(\dot{\mathbf{u}}, \dot{\mu}, \mathbf{u}, \mu,) = \frac{dC}{dt} = \frac{1}{2} a'(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + a(\dot{\mathbf{u}}, \mathbf{u}) \quad (5.42)$$

Obtendo-se como derivada da equação de estado adjunta:

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\mathbf{u}}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{u}] = -a(\dot{\mathbf{u}}^a, \delta \mathbf{u}) + a(\mathbf{u}, \delta \mathbf{u}) = 0. \quad (5.43)$$

e como Lei de Remodelamento:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} \mathcal{L}[\delta\mu] &= \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} a'(\mathbf{u}, \mathbf{u})[\delta\mu] - \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} a'(\mathbf{u}, \dot{\mathbf{u}}^a)[\delta\mu] + \\
 &+ \int_{\Omega} \rho_1[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} 2\rho_2\dot{\mu} [\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_1[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_2[\delta\mu] d\Omega + \\
 &+ \int_{\Omega} \eta_3 H_3(\mu_{\min} + \theta - \mu)[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_4 H_4(\mu - \mu_{\max} + \theta)[\delta\mu] d\Omega .
 \end{aligned} \tag{5.44}$$

Considerando a igualdade $\dot{\mathbf{u}}^a = \mathbf{u}$, tem-se

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} \mathcal{L}[\delta\mu] &= -\frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial \dot{\mu}} a'(\mathbf{u}, \mathbf{u})[\delta\mu] + \\
 &+ \int_{\Omega} \rho_1[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} 2\rho_2\dot{\mu} [\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_1[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_2[\delta\mu] d\Omega + \\
 &+ \int_{\Omega} \eta_3 H_3(\mu_{\min} + \theta - \mu)[\delta\mu] d\Omega + \int_{\Omega} \eta_4 H_4(\mu - \mu_{\max} + \theta)[\delta\mu] d\Omega .
 \end{aligned} \tag{5.45}$$

Conforme pode ser observado, dependendo dos valores assumidos pelos multiplicadores de Lagrange ρ_1 e ρ_2 , diferentes expressões são obtidas para calcular o valor ótimo de $\dot{\mu}$. Os multiplicadores são determinados analiticamente tornando nula uma função resíduo dada pela diferença entre o valor atual da restrição e o valor de referência desta ($R_1(t) = A(t) - A_o(t) = 0$ e $R_2(t) = B(t) - B_o(t) = 0$). Esta lei foi implementada e apresentou dificuldades numéricas fundamentalmente relacionadas com a diminuição progressiva do espaço de projeto viável, pois a restrição global em $\dot{\mu}$ decresce mais rapidamente que a função diretora $R_1(t)$. Apesar de ter sido iniciada a investigação de formas alternativas para superar esta condição, este problema deverá ser concluído em uma etapa posterior a atual. Portanto, os resultados apresentados a seguir empregaram a hipótese de ótima estrutura.

5.3 Morfogênese óssea

Uma maneira de testar a admissibilidade da hipótese de que o osso vivo comporta-se como uma estrutura ótima, maximizando sua rigidez para o carregamento suportado, é aplicá-la a uma geometria que assemelhe-se a um fêmur completamente preenchido com material ($\mu_i = 1$, $i = 1, \dots, N_e$), e verificar se a distribuição de material resultante para uma redução no volume total da estrutura assemelha-se a morfologia óssea de um fêmur natural. Isto

remete a uma tarefa de otimização topológica pura, com a formulação sendo idêntica à apresentada acima, a menos de que agora é necessário permitir a atualização do multiplicador de Lagrange durante o processo de otimização para que a restrição de volume seja cumprida a cada passo. Como, na realização de sua função, o osso é submetido a variados estados de carregamento, para que se obtenha uma estrutura similar ao osso natural através de um processo de otimização estrutural deve-se representar, de alguma forma, esta realidade. Considerando então que o osso é otimizado para múltiplos casos de carga, a condição necessária associada com a variação do projeto resulta:

$$\frac{d\mathcal{L}}{d\mu_i} = - \sum_{j=1}^{Nl} w_j \left(\frac{\partial U_j}{\partial \mu_i} \right)_{\substack{\text{deslocamentos} \\ \text{fixados}}} + \lambda V_i^S = 0 \quad i = 1, \dots, N_e \quad (5.46)$$

onde carregamento independente do projeto é assumido.

Esta condição pode ser reescrita como:

$$\sum_{j=1}^{Nl} w_j \frac{\partial U_j}{\partial \mu_i} = \lambda V_i^S, \quad i = 1, \dots, N_e \quad (5.47)$$

Para computar valores atualizados para as frações volumétricas relativas, o mesmo esquema do tipo ponto fixo pode ser utilizado:

$$\mu_i^{k+1} = \left(\sum_{j=1}^{Nl} w_j \frac{\frac{\partial U_j}{\partial \mu_i}}{\lambda V_i^S} \right) \mu_i^k, \quad i = 1, \dots, N_e \quad (5.48)$$

onde k refere-se ao número da interação. A determinação do multiplicador de Lagrange λ é realizada através de processo iterativo, baseado na restrição de volume imposta ao problema:

$$R^j = \sum_{i=1}^{N_{elem}} \mu_i^k \alpha^j V_i^S - \bar{V} = 0 \quad (5.49)$$

onde R^j representa o resíduo da restrição de volume na j -ésima iteração do processo. Esta condição refere-se a k -ésima iteração do processo de otimização, e os valores de densidade somente são atualizados após a Eq.5.49 ser atendida. O valor de α que satisfaz a restrição de volume é obtido om o uso combinado do método da bi-seção e método secante.

Na resolução do sistema de equações de equilíbrio, um valor mínimo, diferente de zero, é adotado para as densidades elementares para prevenir que a matriz de rigidez global da estrutura torne-se singular. A densidade é assumida constante dentro de cada elemento finito.

Para prevenir o padrão tabuleiro de xadrez (*checkerboarding*), é utilizado o filtro proposto por Sigmund (1994), de forma que a sensibilidade associada ao j -ésimo caso de carregamento é calculada por

$$\frac{\partial U_j}{\partial \mu_i} = \frac{1}{\mu_i} \frac{1}{\sum_{f=1}^{N_v} H_i^f} \sum_{f=1}^{N_v} H_i^f \mu_f \frac{\partial U_j}{\partial \mu_f} \quad (5.50)$$

onde N_v representa o número de elementos vizinhos ao e -ésimo elemento finito, que é determinado tal que $dist(i, f)$, que corresponde à distância entre os centros geométricos do i -ésimo e do f -ésimo elementos finitos, seja menor ou igual a r_{\min} . O fator de ponderação da sensibilidade pela distância entre elementos é H_i^f , calculado por

$$H_i^f = r_{\min} - dist(i, f) \quad (5.51)$$

O procedimento de solução do problema de otimização, via SIMP, continua até que o critério de convergência, definido pela norma Euclidiana da diferença do campo de densidades entre duas iterações, seja atendido. O valor de tolerância adotado é 10^{-3} .

5.3.1 Modelo geométrico do fêmur proximal

Um modelo geométrico bi-dimensional (Estado Plano de Tensões) genérico foi construído conforme mostrado na figura (5.1). Para aproximar a integridade tri-dimensional da estrutura óssea, adicionou-se uma camada de elementos sólidos conectando o perióstio medial ao perióstio lateral do fêmur (placa lateral) (Huiskes *et al.*1987; Weinans *et al.*1992,1994). Longitudinalmente, esta placa é dividida em 7 níveis, cada qual com um valor próprio de espessura determinado a partir da comparação da energia de deformação do modelo 2D com um modelo 3D de um sistema osso implante submetido ao mesmo carregamento. As propriedades mecânicas da placa lateral são adotadas do osso cortical, com os distintos níveis correspondendo à variação gradual de espessuras da camada cortical a partir da metáfise até a diáfise femoral (Garcia *et al.*, 2002). Com esta aproximação para o modelamento geométrico predições razoavelmente precisas da distribuição de tensões na placa frontal do fêmur podem ser obtidas (Verdonshot e Huiskes,1990).

O material ósseo é assumido isotrópico elástico linear, com módulo de elasticidade igual

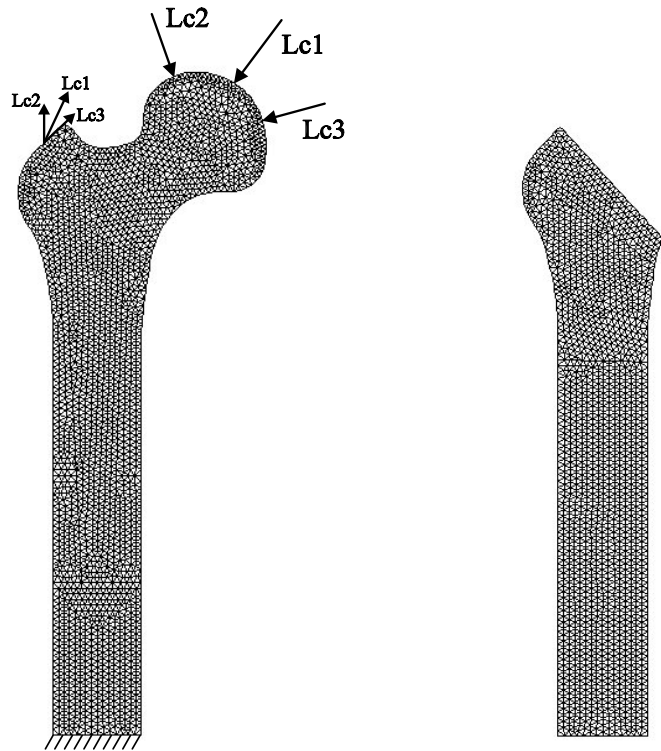


Figura 5.1: Malha de elementos finitos: fêmur normal e placa-lateral

a $20.000MPa$ para o osso cortical e coeficiente de Possion igual a 0.3.

5.3.2 Condições de contorno

Na simulação da morfogênese óssea a história de carregamento é aproximada pelos três casos de carga sugeridos por Carter *et al.* (1989) e usualmente empregados na literatura. Cada um destes consiste em um carregamento compressivo distribuído sobre a superfície articular (suporte do peso corporal) e outro, trativo, distribuído no trocanter (forças musculares adutoras). O caso de carga F_1 corresponde a fase de apoio da caminhada, enquanto F_2 e F_3 correspondem a situações extremas que ocorrem durante atividades normais. Os valores e os ângulos das cargas são apresentados na tabela abaixo:

Tabela 5.1: Magnitude e ângulos dos três casos de carga

Casos de carga	tração		compressão	
	1	702 N	28 ⁰	2317 N
2	351 N	-8 ⁰	1158 N	15 ⁰
3	468.5 N	35 ⁰	1548 N	35 ⁰

As cargas aplicadas são equilibradas pelas forças de reação na articulação do joelho, que no modelo são representadas por uma condição de engaste na extremidade inferior do fêmur. As cargas foram distribuídas parabolicamente sobre o segmento definido para cada caso de carga (no trocater maior ou na cabeça do fêmur).

5.3.3 Resultados Numéricos

O procedimento de otimização foi resolvido para uma carga equivalente dada pela média ponderada dos padrões de carregamento. Como as condições de carregamento influenciam as distribuições de tensão e, conseqüentemente, a distribuição de material predita, pesos distintos foram assmidos para cada caso de carga $(0, 2 - F_1; 0, 6 - F_2; 0, 2 - F_3)$ para ajustar o resultado ótimo às características radiológicas de um fêmur normal. A restrição de volume foi ajustada para 60% do volume da estrutura homogênea inicial. O resultado obtido é apresentado na figura (5.2).

Conforme pode ser observado, a distribuição de densidades predita assemelha-se a morfologia do fêmur normal. Os aspectos mais importantes do fêmur proximal real são capturados: cortex medial e lateral, canal intramedular, placas corticais metafíseais, triângulo de Ward e a distribuição característica de osso trabecular no trocater maior e na cabeça do fêmur, onde ocorre deposição preferencial de massa óssea ao longo do caminho da carga compressiva. Esta deposição preferencial de massa corresponde às observações qualitativas de Wolff.

Deve ser ressaltada a impossibilidade de analisar todos possíveis modos fisiológicos de carregamento do fêmur com um modelo bi-dimensional, e o carregamento utilizado determina a distribuição de densidades resultante. Contudo, o resultado obtido evidencia a adminssibilidade da hipótese de ótima estrutura, e serve como configuração óssea inicial para a simulação da adaptação em torno da haste femoral.



Figura 5.2: Morfologia do fêmur normal obtida através de Otimização Topológica.

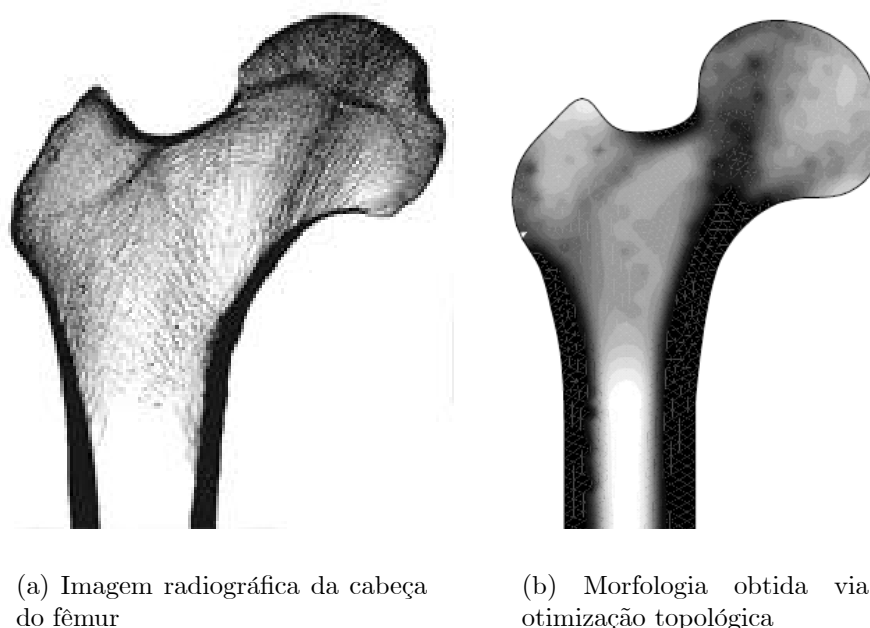


Figura 5.3: Comparação entre a morfologia obtida na simulação numérica e o fêmur real. A distribuição de densidades que resulta do processo de otimização depende do carregamento considerado.

5.4 Simulação da adaptação do fêmur proximal

Anteriormente à simulação da adaptação em torno de próteses é conveniente verificar a resposta do modelo frente à uma alteração no padrão de carregamento utilizado para obter a configuração óssea não homogênea inicial. Optou-se por simular a adaptação mecânica do osso frente à redução no carregamento compressivo suportado. Na vida real, esta situação corresponde à diminuição do peso corporal (emagrecimento), ou a um período de repouso no leito.

5.4.1 Condições de contorno

As mesmas condições de contorno apresentadas acima são utilizadas, apenas com uma redução de 15% na magnitude de cada um dos carregamentos compressivos.

5.4.2 Resultados Numéricos

A distribuição de densidades obtida e a evolução na perda de massa óssea durante o processo são apresentadas na Figura (5.4).



Figura 5.4: Resultado da adaptação para alteração no padrão de carregamento do fêmur

Conforme pode-se observar, com a redução no carregamento compressivo a adaptação é tal que diminui o conteúdo de massa óssea, principalmente na região da cabeça femoral. A diminuição é realizada de maneira difusa, sem concentrar-se em uma região específica, com uma elevação da região vazada do canal intramedular. A redução global na massa óssea é de 12.01 % com relação ao valor de massa inicial.

5.5 Incorporação de comportamento não-linear para a interface osso-implante

Na presente seção, a lei de remodelamento baseada na hipótese de ótima estrutura é reformulada para contemplar a possibilidade de se trabalhar com relações constitutivas não-lineares, tais como contato com atrito, para a interface osso/implante.

Para a inclusão do problema de contato, é necessário incorporar, além das condições de contorno de deslocamento (i.e. Dirichlet) em Γ_u e a condição de contorno de esforço superficial (i.e. Neumann) em Γ_c , as condições de contorno na região de interface.

Considere o corpo Ω com a fronteira Γ_c em potencial contato com uma fundação F . O problema de equilíbrio pode ser formulado como: Determinar $\mathbf{u} \in \mathcal{K}$, solução do problema variacional

$$a(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) - l_c(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.52)$$

onde \mathcal{K} e \mathcal{V} definem, respectivamente, os conjuntos de deslocamentos e variações cinematicamente admissíveis. Os dois primeiros termos de (5.52) são a forma bilinear a e a forma linear l representando o trabalho virtual das forças internas e externas, respectivamente:

$$a(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \int_{\Omega} \mathbb{C} \nabla \mathbf{u}^s \cdot \nabla \mathbf{v}^s d\Omega, \quad l(\mathbf{v}) = \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} d\Omega + \int_{\Gamma_f} \mathbf{f} \cdot \mathbf{v} d\Gamma. \quad (5.53)$$

onde \mathbb{C} é o tensor de elasticidade e $\nabla(\cdot)^s$ é o operador gradiente simétrico. O termo $l_c(\mathbf{u}, \mathbf{v})$ incorpora a contribuição das forças de interface no trabalho virtual realizado pelo corpo.

$$l_c(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u})v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}) \cdot \mathbf{v}_T) d\Gamma \quad (5.54)$$

onde os termos $t_N(\mathbf{u})$ e $t_T(\mathbf{u})$ representam as tensões de interface na direção normal e tangencial, respectivamente, não linearmente dependentes do deslocamento \mathbf{u} .

Com este novo problema de equilíbrio, o problema de mínima energia é reescrito como:

$$\min U(\mathbf{u}, \mu) = \frac{1}{2} a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{u}) \quad (5.55)$$

tal que

$$h(\mu) = \int_{\Omega} \mu \, d\Omega - \bar{V} = 0, \quad \mu \in L_2(\Omega), \quad \mu_{\min} \leq \mu \leq 1 \quad (5.56)$$

$$a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u})v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}) \cdot \mathbf{v}_T) \, d\Gamma = 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.57)$$

onde o sub-índice μ indica a dependência com relação à densidade relativa. As condições de interface estão contidas na restrição dada pela equação não-linear de equilíbrio. Os termos $t_N(\mathbf{u})$ e $\mathbf{t}_T(\mathbf{u})$ correspondem às reações de interface nas direções normal e tangencial, respectivamente, e precisam ser determinados de maneira a atender a condição de equilíbrio. A expressão é geral, de forma que diferentes leis constitutivas podem ser empregadas para o comportamento interfacial.

Este problema não-linear de equilíbrio pode ser resolvido através de diversos métodos, tal como o Método Lagrangeano, o Método da Penalização, o Método do Lagrangeano Aumentado, ou uma combinação destes. No presente trabalho adota-se Penalização e Lagrangeano Aumentado. Se as restrições laterais sobre a variável de projeto μ não estão ativas, o funcional Lagrangiano associado ao problema de mínimo é escrito como:

$$\mathcal{L}(\mathbf{u}, \mathbf{v}, \lambda, \mu) = \frac{1}{2} a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + a_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u})v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}) \cdot \mathbf{v}_T) \, d\Gamma + \lambda h(\mu) \quad (5.58)$$

$$= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\Omega \quad (5.59)$$

$$- \int_{\Gamma_f} \mathbf{f} \cdot \mathbf{v} \, d\Gamma - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\Omega - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u})v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}) \cdot \mathbf{v}_T) \, d\Gamma + \lambda \left(\int_{\Omega} \mu \, d\Omega - \bar{V} \right). \quad (5.60)$$

onde a restrição sobre o volume é colocada em forma genérica para o tratamento das equações na forma contínua, e λ é o multiplicador de Lagrange desta restrição. A condição de esta-

cionaridade do Lagrangiano (6.14) com respeito às variáveis \mathbf{v} e λ , fornece a equação não-linear de estado do problema, bem como a restrição sobre o volume:

$$\frac{\partial}{\partial \lambda} \mathcal{L}[\delta \lambda] = \delta \lambda h(\mu) = 0 \quad \forall \delta \lambda \implies h(\mu) = 0 \quad (5.61)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mathbf{v}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{v}] &= a_\mu(\mathbf{u}, \delta \mathbf{v}) - l(\delta \mathbf{v}) = 0 \quad \forall \delta \mathbf{v} \in \mathcal{V} \\ &= \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{v}) \, d\Omega - \int_{\Gamma_f} \mathbf{f} \cdot \delta \mathbf{v} \, d\Gamma - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \delta \mathbf{v} \, d\Omega \\ - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u}) \delta v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}) \cdot \delta \mathbf{v}_T) \, d\Gamma &= 0 \quad \forall \delta \mathbf{v} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.62)$$

A condição de estacionaridade de \mathcal{L} com respeito ao campo dos deslocamentos \mathbf{u} é dada por:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} \mathcal{L}[\delta \mathbf{u}] &= a_\mu(\mathbf{u}, \delta \mathbf{u}) + a_\mu(\mathbf{v}, \delta \mathbf{u}) = 0 \quad \forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \\ &= \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega \\ &\quad + \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega \end{aligned} \quad (5.63)$$

$$- \int_{\Gamma_c} \left(\frac{\partial t_N}{\partial \mathbf{u}} [\delta \mathbf{u}] v_N + \frac{\partial \mathbf{t}_T}{\partial \mathbf{u}} [\delta \mathbf{u}] \cdot \mathbf{v}_T \right) \, d\Gamma = 0 \quad (5.64)$$

$$\forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \text{ arbitrário} \quad (5.65)$$

Considerando a simetria da forma bilinear $a_\mu(\cdot, \cdot)$:

$$\int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega - \int_{\Gamma_c} \left(\frac{\partial t_N}{\partial \mathbf{u}} v_N + \frac{\partial \mathbf{t}_T}{\partial \mathbf{u}} \mathbf{v}_T \right) \delta \mathbf{u} \, d\Gamma = \quad (5.66)$$

$$- \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\delta \mathbf{u}) \, d\Omega \quad \forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{V} \text{ arbitrário} \quad (5.67)$$

Esta expressão é denominada problema adjunto e fornece a solução adjunta \mathbf{v} . O termo à esquerda da igualdade, uma vez discretizado e avaliado na solução de equilíbrio \mathbf{u} , dá origem à matriz tangente convergida, solução do problema não linear. Como se observa de 5.66, é a solução de um problema linear.

Finalmente, a variação de \mathcal{L} com respeito à variável de projeto μ é dada por:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mu} \mathcal{L}[\delta \mu] &= \frac{1}{2} a'_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{u}) + a'_\mu(\mathbf{u}, \mathbf{v}) - l(\mathbf{v}) + \lambda h'(\mu) \quad \forall \delta \mu \in L_2(\Omega) \\ &= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \frac{\partial \mathbb{C}_\mu}{\partial \mu} [\delta \mu] \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega + \int_{\Omega} \frac{\partial \mathbb{C}_\mu}{\partial \mu} [\delta \mu] \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) d\Omega \end{aligned} \quad (5.68)$$

$$+ \lambda \int_{\Omega} \delta \mu d\Omega. \quad (5.69)$$

onde carregamento independente da variável de projeto foi assumido. Em forma discreta, e considerando $\mu = [\mu_1, \dots, \mu_{Ne}]$ constante por elemento, a condição de estacionaridade de \mathcal{L} com respeito à variável de projeto, avaliada nas soluções \mathbf{u} e \mathbf{v} resulta na lei de remodelamento, escrita como a seguinte condição local:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = \int_{\Omega_i} \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \mathbb{C}_\mu}{\partial \mu_i} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_i) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) + \frac{\partial \mathbb{C}_\mu}{\partial \mu_i} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}_i) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \right) d\Omega + \lambda V_i^S = 0 \quad (5.70)$$

que é a expressão usada no esquema de ponto fixo para atualizar a variável μ (V_i^S denota a fração de volume sólido no elemento). Na ausência de condições de interface, pode-se verificar que $\mathbf{u} = -\mathbf{v}$ e, com isto, a lei de remodelamento para o caso de interface linear, utilizada em Bagge (2000), é recobrada:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mu_i} = -\frac{1}{2} \int_{\Omega} \frac{\partial \mathbb{C}_\mu}{\partial \mu} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) d\Omega + \lambda V_i^S = 0 \quad (5.71)$$

Finalmente, deve-se notar que para considerar múltiplos casos de carga, todo o problema deve ser reescrito de acordo com:

$$\min_{\mu} \sum_{j=1}^{N_l} w^j \left(\int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}^j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}^j(\mathbf{u}) d\Omega \right) \quad (5.72)$$

$$\text{tal que} \quad \int_{\Omega} \mu d\Omega \leq \bar{V} \quad (5.73)$$

$$\begin{aligned} & \int_{\Omega} \mathbb{C}_\mu \boldsymbol{\varepsilon}^j(\mathbf{u}) \cdot \boldsymbol{\varepsilon}^j(\mathbf{v}) d\Omega - \int_{\Omega} \mathbf{b}^j \cdot \mathbf{v}^j d\Omega - \int_{\Gamma_f} \mathbf{f}^j \cdot \mathbf{v}^j d\Gamma \\ - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u}^j) v_N^j + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}^j) \cdot \mathbf{v}_T^j) d\Gamma &= 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V} \end{aligned} \quad (5.74)$$

onde N_l é o número de casos de cargas aplicados, w^j são os fatores de ponderação de carga satisfazendo $\sum_{j=1}^{N_l} w^j = 1$; e \mathbb{C}_μ é o tensor de elasticidade dependente da densidade óssea μ .

A introdução das condições de interface no problema de otimização utilizado na simulação do comportamento ósseo adaptativo faz com que sua solução não recaia em um problema auto-adjunto, i.e, o problema adjunto resultante das condições de estacionaridade com respeito às variáveis de estado é diferente do problema de estado dado pelas restrições originais do problema (equação de equilíbrio para corpos em contato e condições para contato com atrito). Portanto, para obter a solução deve-se resolver dois problemas de elementos finitos para cada caso de carga.

5.6 Relações constitutivas não-lineares para a interface osso-implante

Simulações da adaptação óssea com diferentes comportamentos mecânicos para a interface osso-implante podem ser testadas empregando-se a equação de remodelamento deduzida acima. Do ponto de vista clínico, isto é relevante pois diferentes tipos de conexão osso-implante podem ocorrer nesta interface em ATQs. De fato, imediatamente após a implantação a haste é estabilizada pela sua geometria (que faz com que a mesma fique entalada na diáfise femoral) e pelas forças de atrito na interface. Dependendo do ambiente mecânico local, esta condição pode dar lugar à formação e mineralização de osso novo ou ao processo denominado encapsulação fibrosa. Cada uma destas possibilidades pode ser vista como uma condição de interface entre o osso e o implante matematicamente representada através de uma lei constitutiva apropriada nas direções normal e tangencial, conforme apresentado a seguir. Anteriormente, entretanto, apresenta-se a formulação matemática utilizada em cada tipo de relação interfacial proposto.

5.6.1 Mecânica do contato:

Contato unilateral é assumido tal que expressões que seguem descrevem o problema de contato de um corpo deformável com uma fundação rígida. Estas condições podem ser estendidas para o contato de dois corpos deformáveis substituindo-se os deslocamentos (u_N, \mathbf{u}_T) e as velocidades $(\dot{\mathbf{u}}_T)$ na interface pelos deslocamentos $(u_N^{rel}, \mathbf{u}_T^{rel})$ e velocidades $(\dot{\mathbf{u}}_T^{rel})$ relativos correspondentes. Para a direção normal à superfície de contato, \mathbf{n} , as condições clássicas do

problema são:

$$u_N - s \leq 0 \quad (5.76)$$

$$t_N \leq 0 \quad (5.77)$$

$$(u_N - s)t_N = 0 \quad (5.78)$$

onde $t_N = \boldsymbol{\sigma}_n \cdot \mathbf{n}$ é a projeção da reação de contato na direção normal, s é a folga entre os dois corpos neste ponto, $u_N = \mathbf{u} \cdot \mathbf{n}$ é o deslocamento normal e $u_N - s$ é a folga atual (Wriggers, 2002). A condição (5.77) indica que as tensões de contato são sempre compressivas e (5.78) é a condição de complementaridade: tensões de contato ocorrem para folga nula, e para folgas não nulas a tensão de contato é zero.

No caso de contato com atrito a reação na direção tangencial deverá também ser contabilizada. Diversos modelos constitutivos existem na literatura, sendo que o modelo clássico é o modelo de atrito de Coulomb, no qual o comportamento constitutivo apresenta duas situações: a componente da força tangencial é insuficiente para provocar deslizamento relativo entre os dois corpos, ou a componente tangencial provoca um deslizamento relativo entre os corpos:

$$\|\mathbf{t}_T\| < \mu |t_N| \quad \text{se } \dot{\mathbf{u}}_T = 0 \quad (5.79)$$

$$\mathbf{t}_T = -\mu |t_N| \frac{\dot{\mathbf{u}}_T}{\|\dot{\mathbf{u}}_T\|} \quad \text{se } \dot{\mathbf{u}}_T \neq 0 \quad (5.80)$$

onde t_N é a tensão normal, $\frac{\dot{\mathbf{u}}_T}{\|\dot{\mathbf{u}}_T\|}$ representa a direção de deslizamento e μ é o coeficiente de atrito. O modelo de Coulomb define um cone de atrito que limita as tensões tangenciais (Wriggers, 2002). Este modelo é esquematizado pela figura .

O comportamento descontínuo das leis apresentadas acarreta inconvenientes numéricos que podem ser contornados por formulações ditas regularizadas nas quais são incorporados componentes elásticos de deformação tanto para a direção normal quanto para a direção tangencial. Com isto, o modelo regularizado permite obter os valores $t_N(\mathbf{u})$ e $t_T(\mathbf{u})$ de forma unívoca através de leis constitutivas sobre a fronteira. As representações geométricas da regularização para cada direção são apresentadas esquematicamente nas figuras abaixo:

Com isto, o conjunto de equações definindo a condição de contato unilateral para o modelo de atrito de Coulomb regularizado toma a forma:

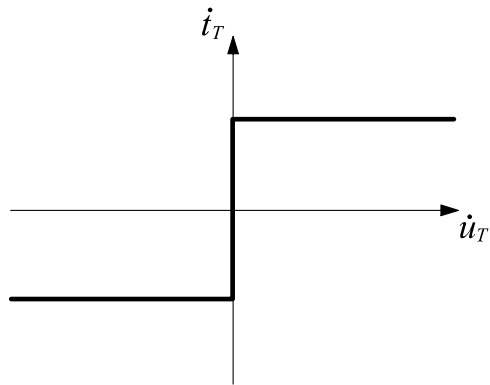


Figura 5.5: Lei de atrito de Coulomb

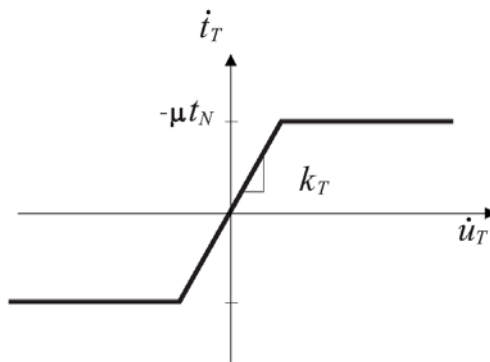


Figura 5.6: Regularização do modelo de Coulomb.

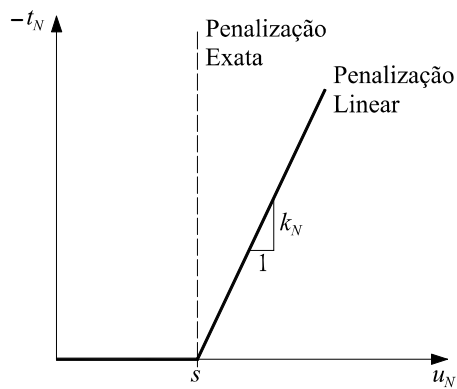


Figura 5.7: Relação não-linear entre $-t_N$ e u_N .

$$u_N = \mathbf{u} \cdot \mathbf{n}, \quad \mathbf{u}_T = \mathbf{u} - u_N \mathbf{n}, \quad g = u_N - s; \quad (5.81)$$

$$t_N(\mathbf{u}) = -k_N \langle g(\mathbf{u}) \rangle = -k_N \langle u_N - s \rangle, \quad (5.82)$$

$$\dot{\mathbf{u}}_T = \dot{\mathbf{u}}_T^e + \dot{\mathbf{u}}_T^s, \quad (5.83)$$

$$\dot{\mathbf{t}}_T = -k_T \dot{\mathbf{u}}_T^e = -k_T (\dot{\mathbf{u}}_T - \dot{\mathbf{u}}_T^s), \quad (5.84)$$

$$\dot{\mathbf{u}}_T^s = -\dot{\xi} \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{t}_T}, \quad (5.85)$$

$$\phi = \|\mathbf{t}_T\| + \mu t_N \leq 0, \quad (5.86)$$

$$\dot{\xi} \geq 0, \quad \dot{\xi} \phi = 0. \quad (5.87)$$

onde k_N é uma constante elástica denominada rigidez normal de contato, $\langle u_N - s \rangle$ é a parte positiva de $u_N - s$, a velocidade tangencial $\dot{\mathbf{u}}_T$ é separada em duas parcelas², uma parcela $\dot{\mathbf{u}}_T^e$ elástica (adesiva - reversível) e outra plástica (de escorregamento - irreversível) $\dot{\mathbf{u}}_T^s$. Uma relação linear é utilizada para modelar a parte elástica do atrito, com k_T sendo a rigidez elástica. A função $\phi(t_N, \mathbf{t}_T)$ define um limite às tensões tangenciais de contato, e é denominada potencial de escorregamento. O parâmetro $\dot{\xi}$ representa a taxa de deslizamento, enquanto o vetor $\frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{t}_T}$ define a direção de deslizamento e a Eq. (5.85) é a equação de evolução do deslizamento.

Deve-se observar que as taxas de tensão tangencial dependem da parte elástica das velocidades tangenciais. A regra de escoamento é não associativa, isto é, a direção da velocidade tangencial depende da derivada da função de escorregamento ϕ com respeito à tensão tangencial apenas, sem considerar a componente normal.

O conjunto de equações acima constitui um problema não-linear, cuja solução pode ser resolvida de forma incremental. Definindo o intervalo de tempo $[0, T] = [t_i, t_{i+1}]$, com i sendo o instante atual e $i+1$ o instante de tempo seguinte, uma versão incremental destas equações pode ser obtida seguindo argumentos similares àqueles utilizados em elasto-plasticidade: tensões tangenciais preditoras (*trial*) e mapeamento radial do retorno. Considerando a solução no passo de tempo i completamente conhecida, a forma fraca da expressão de equilíbrio no

²A teoria aditiva pode ser utilizada quando se considera hipótese de deslocamentos infinitesimais.

tempo $i + 1$ é dada por (e.g. Simo & Laursen, 1990):

$$a(\mathbf{u}^{i+1}, \mathbf{v}) - l^{i+1}(\mathbf{v}) - \int_{\Gamma_c} (t_N^{i+1} v_N + \mathbf{t}_T^{i+1} \cdot \mathbf{v}_T) d\Gamma = 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathcal{V} \quad (5.88)$$

$$t_N^{i+1} = k_N g^+(\mathbf{u}^{i+1}) = k_N (u_n^{i+1} - s)^+, \quad (5.89)$$

$$\mathbf{t}_T^{i+1} = \mathbf{t}_T^{i+1trial} - k_T \Delta\xi \frac{\mathbf{t}_T^{i+1trial}}{\|\mathbf{t}_T^{i+1trial}\|}, \quad (5.90)$$

$$\Delta\xi = \begin{cases} 0 & \text{if } \phi_{trial}^{i+1} \leq 0 \\ \phi_{trial}^{i+1} & \text{if } \phi_{trial}^{i+1} > 0 \end{cases}, \quad (5.91)$$

$$\mathbf{t}_T^{i+1trial} = \mathbf{t}_T^i - k_T (\mathbf{u}_T^{i+1} - \mathbf{u}_T^i), \quad (5.92)$$

$$\phi_{trial}^{i+1} = \|\mathbf{t}_T^{i+1trial}\| + \mu t_N^{i+1}. \quad (5.93)$$

Diferentes aproximações através de elementos finitos convencionais podem ser utilizadas para obter uma versão discreta para (5.88). A forma mais direta de resolver (5.88) é utilizar o Método de Newton com uma matriz tangente calculada como a derivada do resíduo com respeito aos deslocamentos. Considerando os campos discretizados $\mathbf{u} = \mathbf{N}\mathbf{U}$; $\mathbf{v} = \mathbf{N}\mathbf{V}$; $\mathbf{u}_T = \mathbf{N}_T\mathbf{U}$ e $\mathbf{u}_N = \mathbf{N}_N\mathbf{U}$, e considerando que as forças externas são independentes dos deslocamentos, o resíduo pode ser escrito como:

$$\mathbf{R}^k(\mathbf{U}_{i+1}) = \mathbf{F}_{int}^{i+1} - \mathbf{F}_{ext}^{i+1} - \mathbf{F}_{cN}^{i+1} - \mathbf{F}_{cT}^{i+1}, \quad (5.94)$$

onde

$$\mathbf{F}_{int}^{i+1} = \int_{\Omega} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})_{i+1} d\Omega = \int_{\Omega} \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} d\Omega \mathbf{U}_{i+1}, \quad (5.95)$$

$$\mathbf{F}_{ext}^{i+1} = \int_{\Omega} \mathbf{N}^T \mathbf{b}_{i+1} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{N}^T \mathbf{t}_{i+1} d\Gamma, \quad (5.96)$$

$$\mathbf{F}_N^{i+1} = \int_{\Gamma_c} \mathbf{N}_N^T t_N^{i+1} d\Gamma = \int_{\Gamma_c} \mathbf{N}_N^T \underbrace{(-k_N) \langle N_N U^{i+1} - s \rangle}_{t_N^{i+1}} d\Gamma \quad (5.97)$$

$$\mathbf{F}_T^{i+1} = \int_{\Gamma_c} \mathbf{N}_T^T \left[\underbrace{\mathbf{t}_T^{i+1trial} + k_T \Delta\xi \frac{\mathbf{t}_T^{i+1trial}}{\|\mathbf{t}_T^{i+1trial}\|}}_{\mathbf{t}_T^{i+1}} \right] d\Gamma \quad \text{com} \quad \Delta\xi = - \left(\frac{\|\mathbf{t}_T^{i+1trial}\| + \mu t_N^{i+1}}{k_T} \right) \quad (5.98)$$

O resíduo \mathbf{R}^k em (5.94) é composto pelas forças internas, pelas forças externas e pelas forças de contato, separadas entre componentes normais e tangenciais. As matrizes consistentes \mathbf{K}_N e \mathbf{K}_T são obtidas derivando-se as forças de contato com respeito aos parâmetros

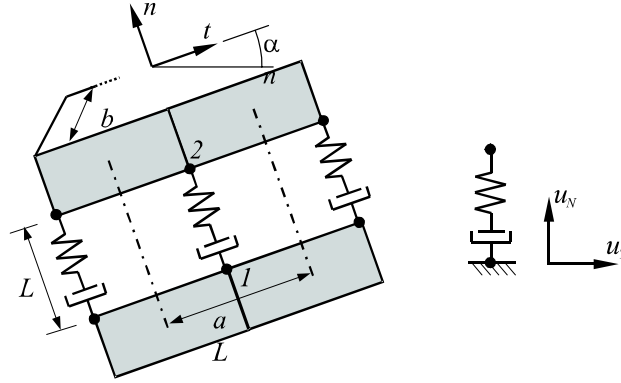


Figura 5.8: Elementos interfaciais

de deslocamento \mathbf{U} :

$$\begin{aligned}
 \mathbf{K}^k &= \frac{\partial \mathbf{R}^k}{\partial \mathbf{U}} = \mathbf{K}_{int} + \mathbf{K}_N + \mathbf{K}_T. \\
 \mathbf{K}_{int} &= \int_{\Omega} \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} \, d\Omega \\
 \mathbf{K}_N &= \left\{ \begin{array}{l} \int_{\Gamma_c} \mathbf{N}_N^T k_N \mathbf{N}_N \, d\Gamma, \text{ se } \langle \mathbf{N}_N \mathbf{U}_{i+1}^k - s \rangle \neq 0 \\ 0, \text{ se } \langle \mathbf{N}_N \mathbf{U}_{i+1}^k - s \rangle = 0 \end{array} \right\} \\
 \mathbf{K}_T &= \frac{\partial}{\partial \mathbf{U}} \mathbf{F}_{cT}^{i+1}
 \end{aligned} \tag{5.99}$$

Devido ao acoplamento entre tensões normais e tangenciais com comportamento com atrito a matriz consistente \mathbf{K}_T é não simétrica.

É sabido que o tratamento por penalização pura para a condição de contato implica em mal condicionamento numérico. A formulação via Lagrangeano Aumentado para o comportamento de contato normal e tangencial é uma forma de resolver estes problemas. O tratamento do problema de contato com atrito pelo método do Lagrangeano Aumentado é apresentado, por exemplo, em Simo e Laursen (1990) e Wriggers (2002). Porém, o emprego deste método não modifica os conceitos da aproximação apresentada através de (5.81 - 5.87).

Existem várias formas de tratar numericamente as integrais sobre Γ_c em 5.97 e 5.98, dando lugar a diferentes abordagens para a região de contato: nó-a-nó, face-a-face, nó-face, entre outros. Estas diferentes abordagens têm sido testadas especificamente em sistema osso-prótese (Dammak et al, 1997; Hefzy e Singh, 1997, MacNamara *et al.*, 1997, Verdonschot e Huiskes, 1997; Bernakiewicz e Viceconti, 2002). Devido à sua simplicidade, os resultados da presente tese foram obtidos usando uma abordagem nó-a-nó (ver figura 5.8).

A formulação geral apresentada até este ponto permite que se utilizem diferentes relações constitutivas para a fronteira de contato osso-implante. A seguir, três diferentes relações constitutivas clinicamente observadas em diferentes estágios de artroplastias totais de quadril sem cimento são apresentadas, as quais serão empregadas para representar o comportamento da interface nas simulações computacionais da adaptação óssea em torno de hastes femorais. Considerando que o modelo computacional proposto para a adaptação óssea será testado em exemplos bi-dimensionais, , apesar de ser diretamente estendido para 3D, a partir deste ponto as expressões são colocadas em forma bi-dimensional.

5.6.2 Condição de interface I: osso colado à superfície da haste (*bone ingrowth*)

Sob condições mecânicas e de vascularização apropriadas, ocorre formação óssea e subsequente mineralização do tecido internamente aos poros da interface do implante. A resistência de adesão *in vivo* do *bone ingrowth* completamente desenvolvido provavelmente depende de fatores relacionados ao paciente e no tipo de cobertura porosa utilizado, apesar de não existirem dados avaliados que são admissíveis para o modelamento constitutivo. Portanto, no presente trabalho esta condição interfacial (*bone ingrowth*) é modelada com adesão perfeita, com equações lineares em ambas direções, normal e tangencial, acentuando os efeitos do crescimento de osso internamente aos poros.

- Direção normal. O parâmetro k_n^b faz o papel de rigidez interfacial à tração e seu valor pode ser calculado como uma função dos dados geométricos e do material, onde E_n e E_t referem-se, respectivamente, aos módulos de elasticidade na direção normal e tangencial (ver Figura ??).

$$k_N^b = \frac{AE_N}{L}, \quad A = ab, \tag{5.100}$$

$$F_N^b = \left\{ \begin{array}{ll} -k_N^b u_N & \text{se } u_N > 0 \\ -k_N u_N & \text{se } u_N < 0 \end{array} \right\}. \tag{5.101}$$

- Direção tangencial. O parâmetro k_T^b faz o papel de rigidez interfacial cisalhante e seu

valor pode ser calculado como uma função dos dados geométricos e do material:

$$k_T^b = \frac{AE_T}{L}, \quad A = ab, \quad (5.102)$$

$$F_T^b = -k_T^b u_T. \quad (5.103)$$

5.6.3 Condição de interface II: osso mineralizado sem continuidade com a superfície da haste

O desenvolvimento de uma interface resistente através de crescimento ósseo interno leva algum tempo, durante o qual os micromovimentos entre o implante e o osso são opostos apenas por forças de atrito (a forma do implante o mantém no lugar, mas não há nenhuma ligação entre ele e o osso hospedeiro). Neste caso, admite-se uma condição de contorno de contato com atrito linearizada como segue:

- Direção normal - considerando a folga inicial s (que pode assumir valores negativos para simular interferência), tem-se:

$$\begin{aligned} \text{se } u_N > 0 & : F_N = 0, \\ \text{se } u_N \leq 0 & : F_N = -k_N u_N. \end{aligned} \quad (5.104)$$

onde k_n é um parâmetro puramente numérico para evitar a penetração entre os corpos.

- Direção tangencial (regularização linear da Lei de atrito de Coulomb)

$$F_T^Y = |\mu F_N|, \quad (5.105)$$

$$F_T^{tria} = -k_T u_T, \quad (5.106)$$

$$\begin{aligned} \text{se } F_T^{tria} > F_T^Y & : F_T = F_T^Y, \\ \text{se } F_T^{tria} < -F_T^Y & : F_T = -F_T^Y, \\ \text{senão} & : F_T = F_T^{tria}. \end{aligned} \quad (5.107)$$

5.6.4 Condição de interface III: encapsulação fibrosa da haste

Hori e Lewis (1982) caracterizaram o tecido fibroso interfacial como tecido colaginoso de fibras paralelas, com as fibras distribuídas randomicamente em camadas, sugerindo que esta estrutura resiste a compressão normal ao plano das camadas, mas possui pouca capacidade para transferir esforços cisalhantes uma vez que as camadas tendem a deslizar umas sobre

as outras. Comportamento não-linear e visco-elástico foi proposto para a compressão deste tecido. Ling (1986) também sugeriu que a resistência do tecido fibroso frente a esforços de tração e cisalhamento seria muito baixa. No presente trabalho, a condição de encapsulação fibrosa corresponde a uma situação onde há continuidade entre a superfície da haste e a membrana fibrosa que a envolve, e por isto é modelada de maneira similar à condição I (elástico bi-linear). A única diferença reside nos valores de rigidez do material que para o tecido fibroso (k_n^f) é muito menor que k_n .

- Direção normal

$$k_N^f = \frac{AE_N^f}{L} \quad (5.108)$$

$$F_N^f = -k_N^f u_N \quad (5.109)$$

- Direção tangencial

$$k_T^f = \frac{AE_T^f}{L} \quad (5.110)$$

$$F_T^f = -k_T^f u_T \quad (5.111)$$

Um quadro com a representação gráfica esquemática dos modelos constitutivos correspondentes às três condições modeladas para a interface osso-implante é apresentado a seguir.

5.7 Simulação da Adaptação em Torno de Hastes Endo-femorais

Os locais e a forma como a carga é transferida da prótese ao fêmur dependem do grau de adesão obtido pela fixação, e determinam o padrão de remodelamento do osso hospedeiro. Esta seção apresenta os resultados das simulações da adaptação mecânica do osso em torno de hastes endo-femorais para diferentes condições de fixação osso-implante.

5.7.1 Modelo geométrico do sistema osso-implante

O sistema osso-prótese utilizado nas simulações corresponde ao modelo geométrico do fêmur proximal alterado apenas pela resecção da cabeça femoral e a inserção da haste no canal intramedular (figura 5.10). A definição geométrica da prótese corresponde a um modelo

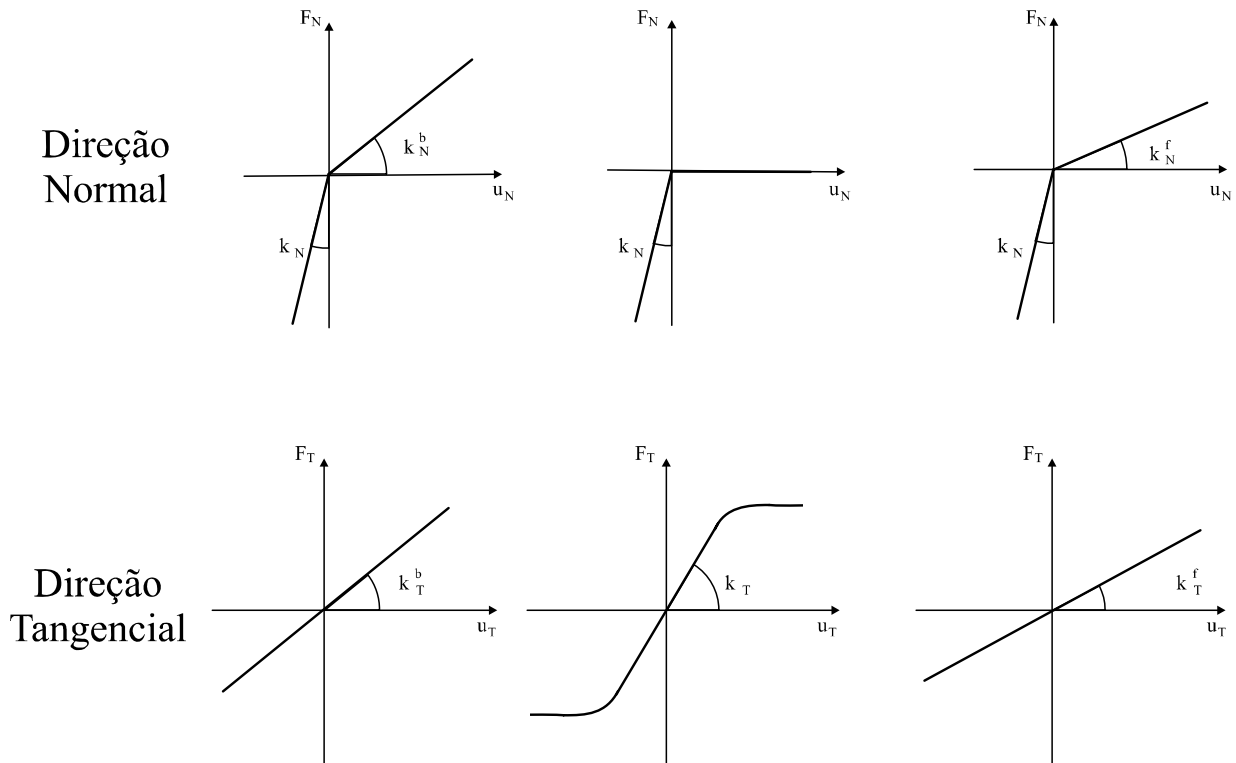


Figura 5.9: Relações constitutivas do comportamento da interface osso-implante

generalizado de próteses com cobertura porosa, sem colar, com diâmetro de $17mm$ em sua extremidade distal e excentricidade do pescoço (*offset*) igual a $45mm$. A placa lateral é mantida. As propriedades mecânicas da prótese correspondem às propriedades do material utilizado em seu substrato, liga de titânio nos exemplos desta tese.

5.7.2 Condições de contorno

Uma grande limitação nas simulações da adaptação óssea é o fato de que a estrutura óssea adaptada aparece como uma função do carregamento externo imposto (Cherkaev e Cherkaeva, 1999). Como a determinação das verdadeiras cargas atuando na articulação do quadril é um problema que permanece aberto, os casos de carga tradicionalmente utilizados em simulações da adaptação mecânica após ATQs serão empregados no presente trabalho. Estes correspondem aos mesmos casos de carga delineados para a morfogênese do fêmur proximal, com a diferença de que as cargas compressivas passam atuar na cabeça da prótese metálica. As mesmas magnitudes e angulações são mantidas, de forma que toda mudança na distribuição de densidade óssea pode ser entendida como efeito único e exclusivo da colocação

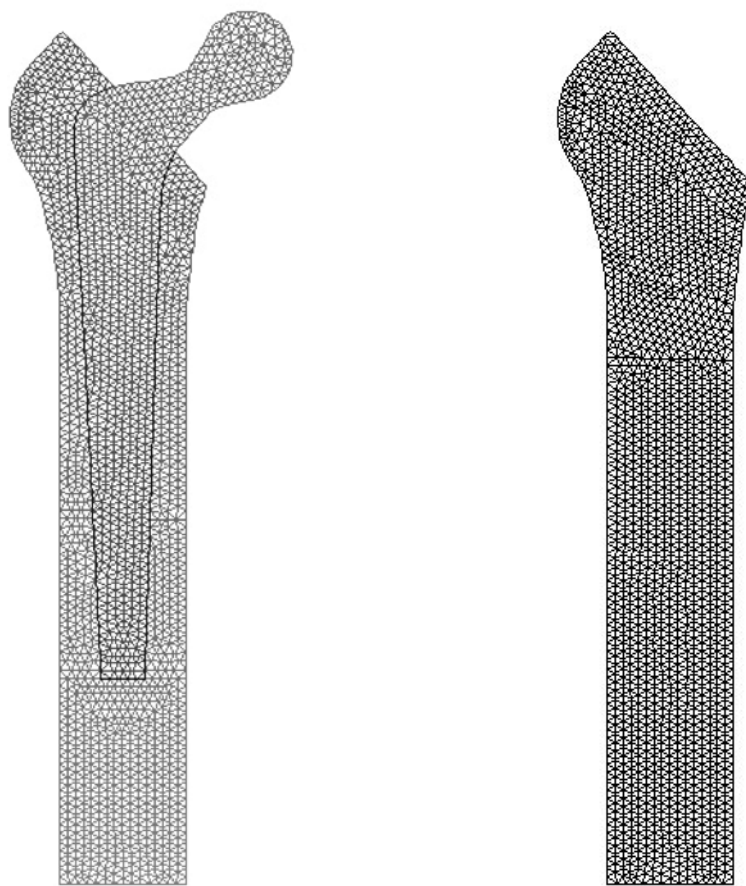


Figura 5.10: Malha de elementos finitos: fêmur com haste sem cimento e placa lateral. Nos resultados, a linha de interface lateral (à esquerda) é denominada Interface 1 e a linha de interface medial é a Interface 2.

do implante.

5.7.3 Simulação computacional da adaptação considerando adesão completa osso-implante

Neste exemplo são apresentados os resultados numéricos obtidos para a situação idealizada de adesão completa osso-implante, com o implante fabricado em liga de titânio. Para tanto, ao invés de se trabalhar com a condição de não-linearidade na interface, uma situação irreal de engaste (adesão perfeita) é admitida como forma de verificar o padrão de resposta óssea obtido para esta que tem sido a condição mais utilizada na literatura. Conforme pode ser observado na Figura (5.11), a distribuição de massa resultante após o processo adaptativo é tal que ocorre uma desmineralização confinada à região proximal lateral do fêmur, atrofia óssea moderada na região do calcar e criação de pedestal ósseo na extremidade distal da prótese em uma tentativa para suportar a mesma (condensação óssea endosteal). A porcentagem de perda óssea nas regiões definidas pelas zonas de Gruen também é apresentada na figura. A redistribuição adaptativa da massa óssea é tal que, em termos globais, o valor inicial de massa é praticamente mantido (diminuição de 1,15%), indicando que a perda proximal acaba sendo compensada pelo ganho na região distal. Após um período inicial com alta taxa de diminuição de massa óssea, pode-se notar que o sistema mecânico configura-se de tal modo durante o processo que parte desta perda é recobrada.

5.7.4 Simulação computacional da adaptação considerando modelo de *bone-ingrowth* (condição I)

Diferentemente do que ocorre com a adesão perfeita, o modelo não-linear da fixação por *bone ingrowth* permite o emprego de rigidez diferenciada para tração e compressão, de forma que, teoricamente, a situação clínica real pode ser melhor aproximada. Nos resultados numéricos obtidos nesta simulação (Figura (5.13)) pode-se observar que neste caso a hipertrofia distal se dá sem formação de pedestal ósseo, a reabsorção óssea apresenta-se tanto medial quanto lateralmente, sendo que no lado medial estende-se um pouco além da região proximal iniciando o processo de afinamento cortical na metáfise do fêmur e a atrofia do calcar é pronunciada na zona de Gruen 7. A perda global de massa óssea para este caso foi de 4.64%.

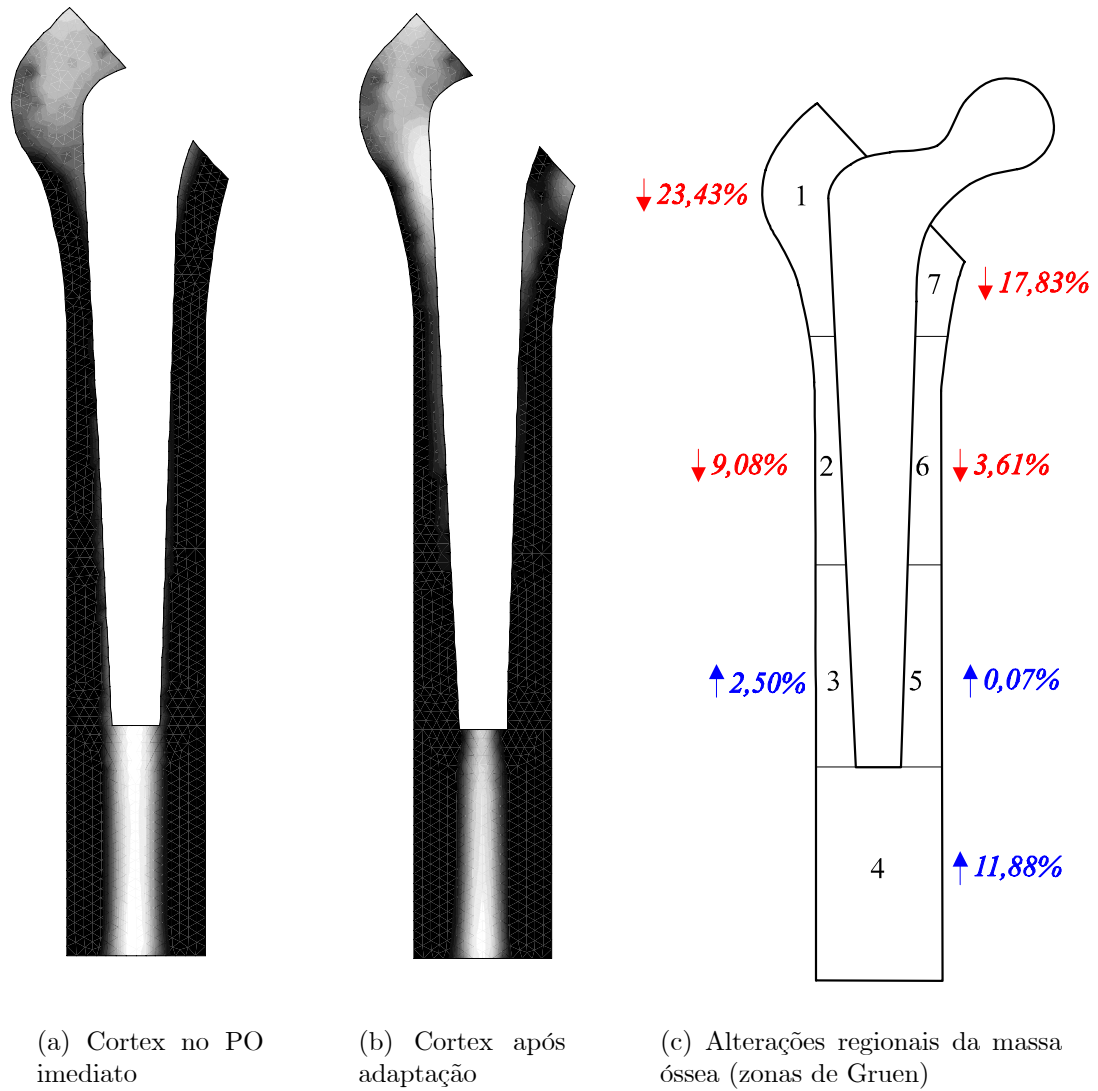


Figura 5.11: Resultados da adaptação óssea com condição de interface colada

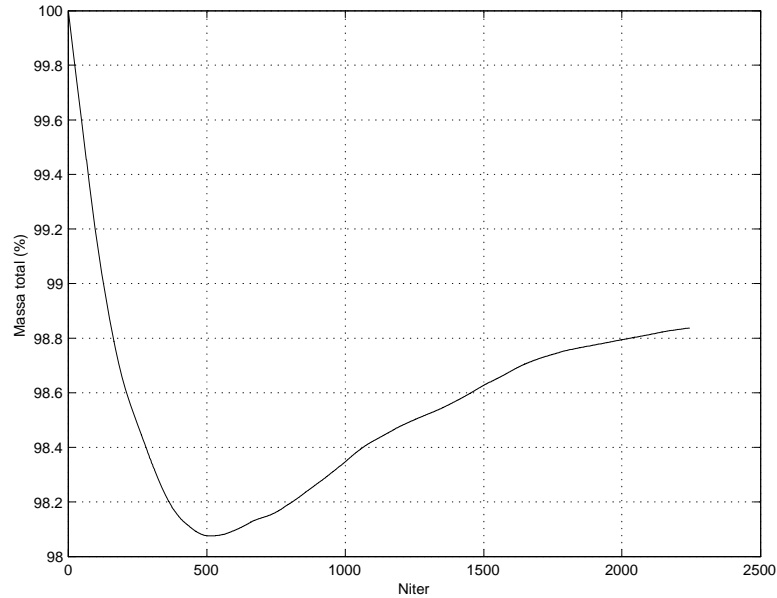


Figura 5.12: Evolução da massa óssea durante a adaptação

5.7.5 Simulação computacional da adaptação considerando osso interfacial sem continuidade com a superfície do implante (condição II)

Neste exemplo a condição de contato com atrito é empregada para modelar o comportamento da interface osso-implante, de forma que uma fixação instável é representada. Diferentes valores para o coeficiente de atrito entre o osso e o implante foram testados nesta condição de interface ($0,27 < \mu < 0,62$), porém o modelo 2D mostrou-se pouco sensível a este parâmetro. Os resultados da distribuição de densidade (Figura (5.15)) são tais que, apesar da hipertrofia distal a reabsorção óssea proximal é difusa, menos intensa do que na condição de *ingrowth*, e não fica contida apenas na região proximal, estendendo-se para a diáfise femoral medial. Com relação à perda óssea global, a mesma é da ordem de 5,5%.

5.7.6 Simulação computacional da adaptação considerando encapsulação fibrosa (condição III)

Neste exemplo são obtidos os resultados numéricos para a situação de encapsulação fibrosa em toda a extensão da superfície da haste endo-femoral, um caso que também pode ser caracterizado como fixação instável. Assim, o modelo constitutivo não-linear de membrana fibrosa é empregado para a conexão osso-implante. Neste caso (Figura (5.17)) a perda

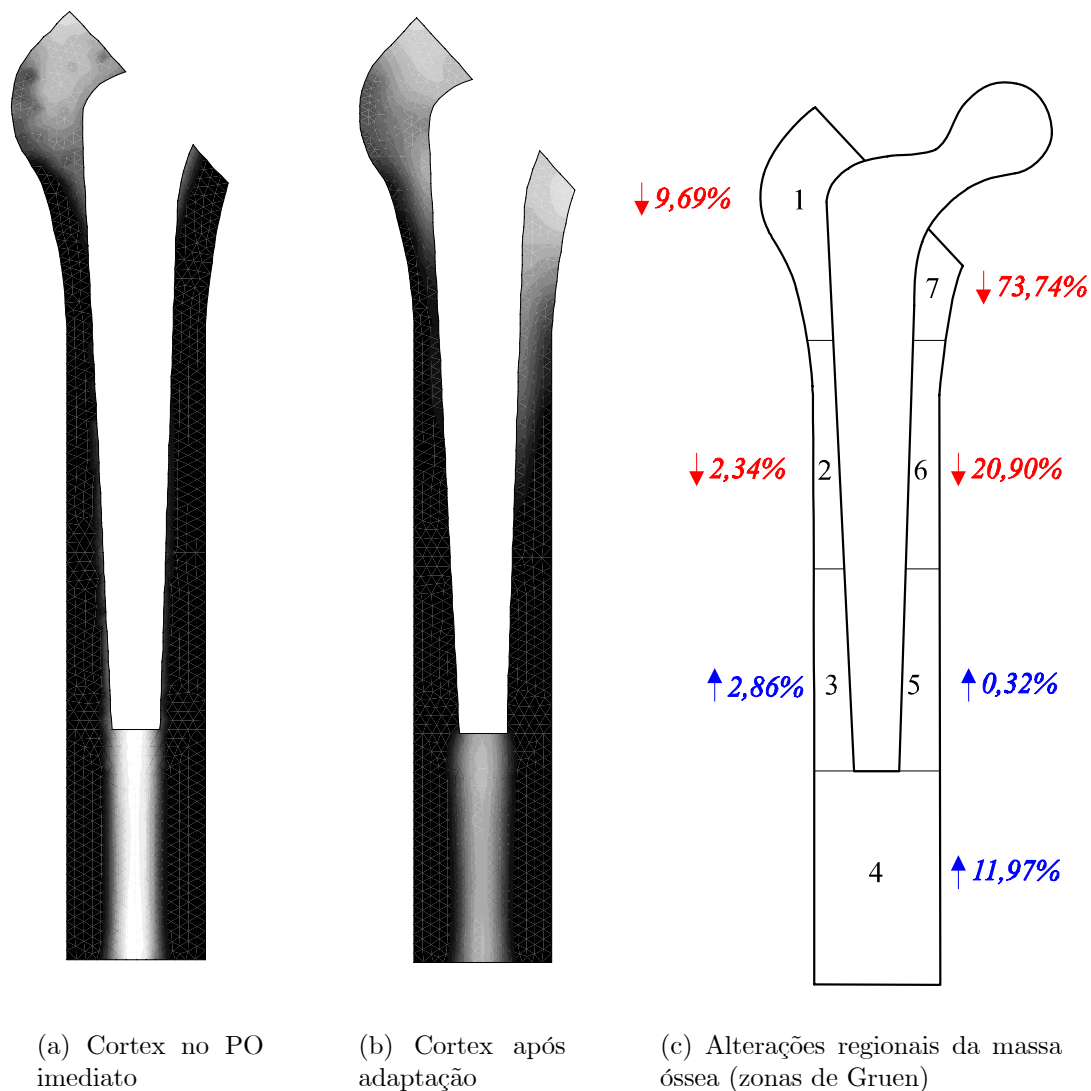


Figura 5.13: Resultados da adaptação óssea com condição de interface com bone ingrowth

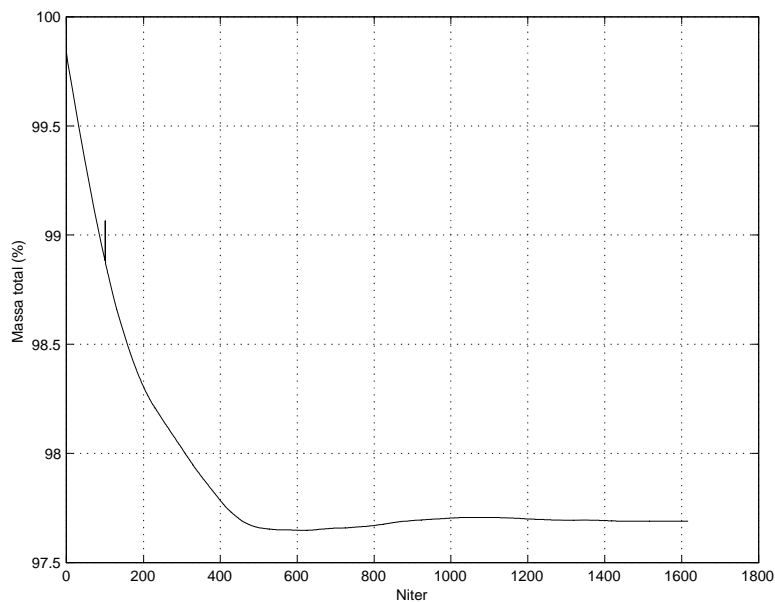


Figura 5.14: Evolução da massa óssea durante a adaptação

óssea proximal lateral é difusa e não há formação de pedestal ósseo, apesar de ser verificada hipertrofia distal. Novamente, em se tratando de fixação instável, a reabsorção não fica contida à região proximal, mas avança para a diáfise do fêmur, e a atrofia do calcar é pronunciada. Esta atrofia do calcar (a maior entre os exemplos testados) indica ausência de carregamento proximal e implica em maior transferência de carga distalmente devido ao efeito de cunha dado pela geometria da haste Engh (1990). Os afinamentos da cortical lateral e da cortical medial são mais expressivos do que os ocorrentes para a condição II. A perda global de massa óssea é da ordem de 7,85%, a maior perda registrada entre as condições de interface testadas.

5.7.7 Limitações do modelo e comparação de resultados numéricos com a literatura clínica

Os modelos utilizados neste estudo possuem limitações. Por serem bi-dimensionais, com as partes anterior e posterior do fêmur representadas pela placa lateral que não participa do processo de adaptação, a perda de massa óssea nunca pode estender-se ao longo da circunferência, como poderia acontecer na realidade. Apesar dos padrões de tensão serem bem aproximados para o plano frontal médio onde ocorre o carregamento (Verdonshot e

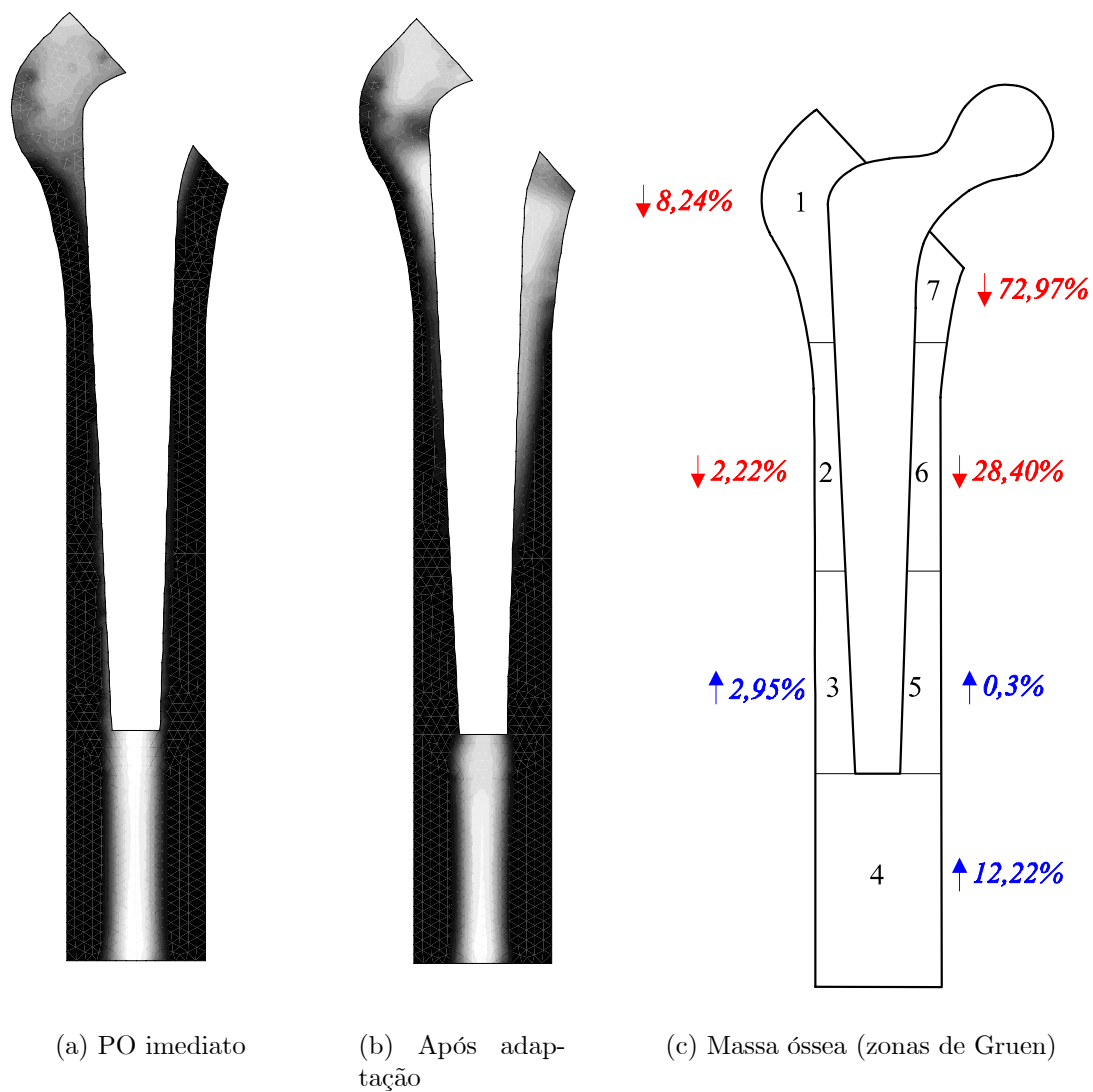


Figura 5.15: Resultados da adaptação óssea com condição de interface em contato com atrito ($\mu = 0,27$).

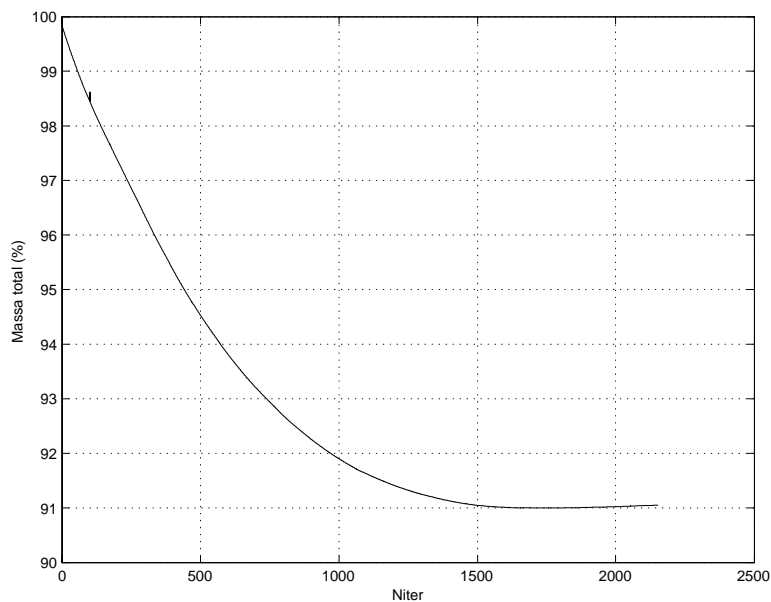


Figura 5.16: Evolução da massa óssea durante a adaptação

Huiskes, 1990³), o modelo não contempla efeitos de cargas torsionais causadas por forças fora do referido plano. O carregamento estático, apesar de considerar casos representativos da realidade, é limitado a apenas 3 casos de carga. O osso trabecular é assumido elástico linear, isotrópico e contínuo. Na realidade, este material é visco-elástico com distintas simetrias materiais em distintas regiões e os processos simulados ocorrem em um nível micro-estrutural. Como a finalidade no presente trabalho diz respeito a testar a formulação do fenômeno adaptativo e não à reproduzir exatamente o comportamento mecânico real do material ósseo, estas limitações podem ser consideradas aceitáveis.,

Apesar da aplicação do modelo em exemplos 2D não permitir a obtenção de dados conclusivos quanto à fidelidade do modelo em reproduzir padrões de distribuição óssea clinicamente conhecidos, e servir fundamentalmente para testar as diferentes condições que podem ser atribuídas para a interface osso-implante nas simulações, alguns apontamentos neste sentido são considerados relevantes.

As simulações apresentam características qualitativamente compatíveis com os sinais radiológicos associados com os diferentes estados de fixação investigados (Critério de Engh

³Neste trabalho, o comportamento geral em termos de quantidades escalares como tensões de von Mises ou energia elástica foi mostrado similar no plano médio frontal do modelo 2-D com placa lateral e uma seção coronal de um modelo 3-D completo.

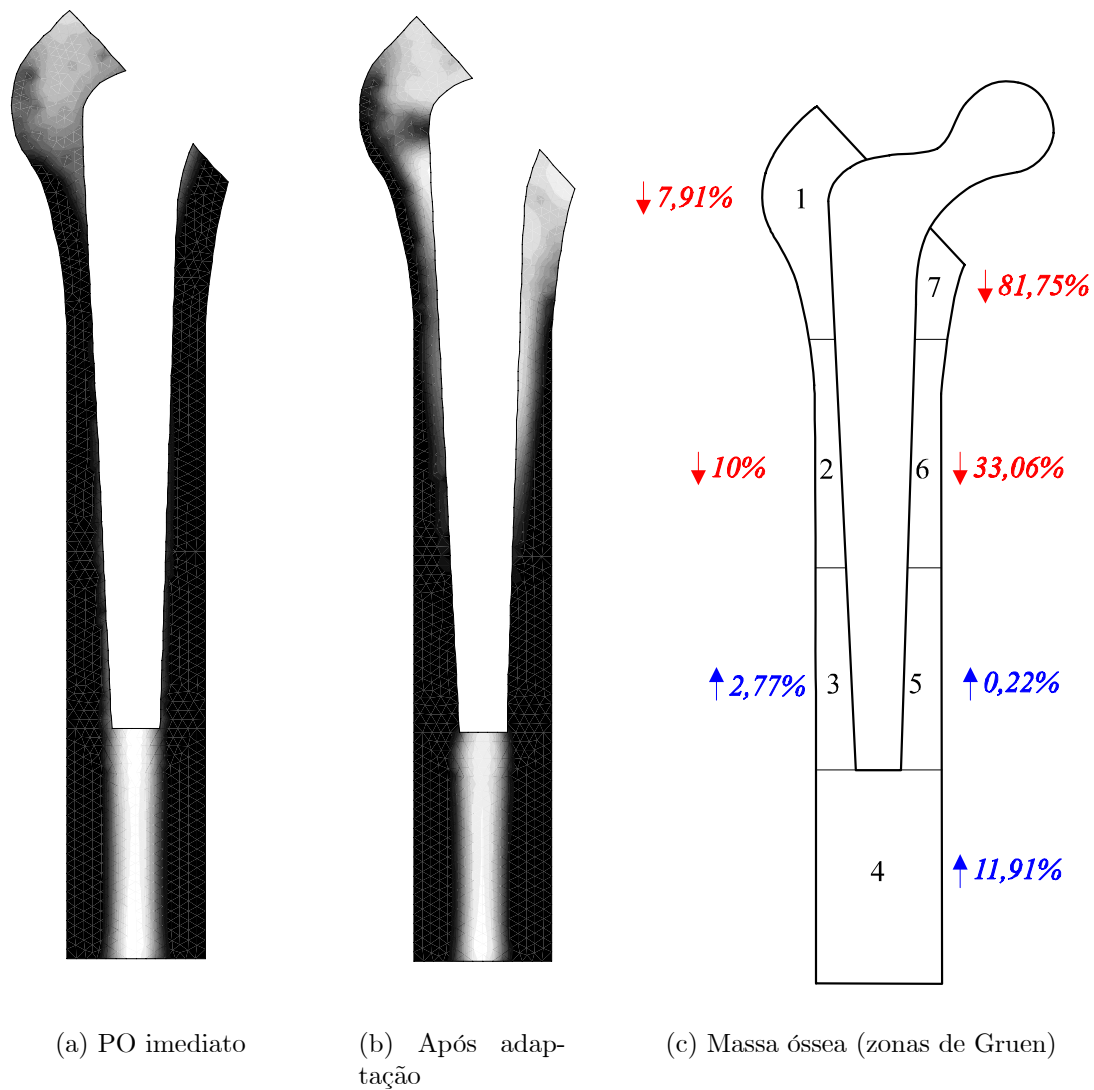


Figura 5.17: Resultados da adaptação óssea com condição de interface com interposição fibrosa

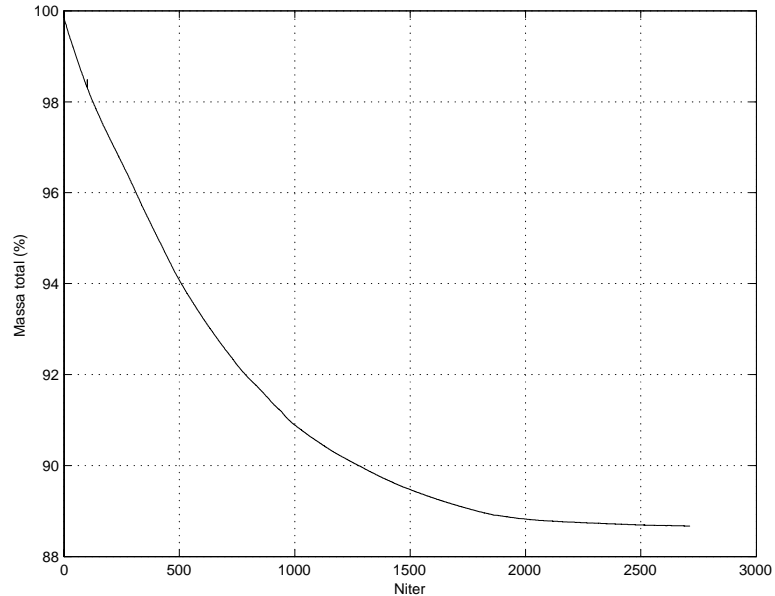


Figura 5.18: Evolução da massa óssea durante a adaptação

- Capítulo 3). Em todos os casos, a camada de baixa densidade presente na configuração inicial na extremidade da haste torna-se altamente densificada após a adaptação, refletindo qualitativamente as observações clínicas de fixação distal em hastes sem cimento.

Enquanto algum grau de *stress-shielding* na parte proximal do fêmur é inevitável com qualquer projeto de haste, as hastes cimentadas são associadas com menor perda óssea proximal que as hastes implantadas sem cimento (D'Antonio *et al.*, 1996, Aldinger *et al.*, 2003). O padrão de adaptação de hastes cimentadas associa perda óssea isolada à região proximal e retenção de estoque ósseo distalmente (Huiskes *et al.* 1987). Com relação ao aumento de massa óssea global após decorrido longo curso de adaptação, existem registros de acompanhamentos clínicos que constataram tal efeito, associado porém a hastes sem cimento e bem fixadas (Tanzer *et al.*, 2001, Rahmy *et al.*, 2004). No presente estudo, acredita-se que esta ocorrência está relacionada com o carregamento aplicado na prótese neste exemplo, pois para outra distribuição de cargas testada o mesmo efeito não foi constatado (ie, Roesler e Fancello, 2006).

Para a condição estável com *ingrowth*, ocorre a hipertrofia distal (zonas de Gruen 3 e 5) e reabsorção nas zonas de Gruen 1 e 7, caracterizadas no estudo clínico de Mulliken *et al.* (1996) como critérios de identificação de *ingrowth* ao redor de implantes de titânio. Este

comportamento também concorda com os resultados de Chiu *et al.* (2001), Bodén *et al.* (2004), e Tanzer *et al.* (2001) para hastes estáveis de cobertura extensa.

Para as hastes instáveis, a reabsorção óssea mostra-se mais difusa estendendo-se para além da região proximal. Nestas condições as maiores perdas globais de massa foram registradas, concordando com os resultados clínicos fornecidos em (Wilkinson *et al.* 2003). A diminuição progressiva da quantidade de perda óssea na zona de Gruen 1 observada partindo-se das condições mais estáveis para as menos estáveis era esperada, e a ocorrência de atrofia do calcar mais pronunciada na condição instável com encapsulação fibrosa concorda com os resultados de Bodén *et al.*, (2004) para hastes instáveis.

Por fim, é importante notar que a hipótese de ótima estrutura para a adaptação óssea faz com que a caracterização do carregamento imposto sobre o osso seja determinante da morfologia final obtida no processo computacional. Neste sentido, a Fig. (5.19) apresenta as distribuições de densidades preditas para as três condições não-lineares implementadas (contato com atrito, osso colado e tecido fibroso) quando uma leve alteração na distribuição do carregamento de tração no trocanter maior é introduzida, mantendo-se porém a magnitude e a angulação do carregamento resultante. Os resultados visivelmente diferenciam-se daqueles apresentados nas seções anteriores do presente Capítulo, mas preservam os padrões conhecidos da adaptação para as situações representadas (ver Fig. (3.6) no Capítulo 3).



Figura 5.19: Resultados da adaptação óssea para casos de carga levemente alterados.

Referências Bibliográficas

ALDINGER, P.R., SABO, D., PRITSCH, M., THOMSEN, M., MAU, H., EWERBECK, V. and BREUSCH, S.J., "Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA ", *Clacified Tissue International*, 73, pg.115-121, 2003.

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

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

BENDSOE,M.P. and KIKUCHI, N., "Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method ", *Comp. Meth. Appl.Mech. and Eng.*, v.71, pp.197-224, 1988.

BERNAKIEWICZ, M., VICECONTI, M., "The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications ", *Journal of Biomechanics*. v.35, pp.61-67, 2002.

BODÉN, H., ADOLPHSON, P. and OBERG, M., "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts os fixation ", *Arch. Orthop. Traum Surg*, 124: 392-392, 2004.

BUGBEE, W.D., SYCHTERZ, C.J. and ENGH, C.A., "Bone remodeling around cementless hip implants ", *Southern Medical Journal*, Nov 1996.

CARTER, D.R., ORR, T.E. and FYHRIE, D.P., "Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture ", *Journal of Biomechanics*, vol.22, n.3, pp. 231-244, ,1989.

CARTER, D.R. and HAYES, W.C. "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure ", *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.59, pg. 654-962, 1977.

CHERKAEV, A. and CHERKAEVA, E., "Structural optimization and biological "designs, IUTAM Symp.in Bio Solid Mechanics, P. Pedersen e M.P. BendsØe Eds., pp.247-264, 1999.

CHIU, K.Y., TANG, W.M., POON, K.C., HO, W.Y. and LEE, K.M., "Cementless total hip arthroplasty in young chinese patients ", *the Journal od Arthroplasty*, v.16, n.7, 2001.

DAMMAK, M., SHIRAZI-ADL, A. and ZUKOR, D.J. "Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction - experimental and finite element studies ", *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, pg. 121-129, 1997.

D 'ANTONIO, J.A., CAPELLO, W. N.and MANLEY, M.T., "Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems ", *Journal of Bone Joint Surgery - American*, Vol. 78-A, n.8, 1226, 1996..

ENGH, C.A., GLASSMAN, A.H. and SUTHERS, K.E. "The case for porous coated implants- the femoral side ", *Clinical Orthopedic Related Research*, Vol.261, pg. 63-81 , 1990.

GARCÍA,J.M., DOBLARÉ,M. and CEGOÑINO,J., "Bone remodeling simulation: a tool for implant design ", *Computational Material Science*, n.25, pp.100-114, 2002.

HEFZY, M.S. and SINGH, S.P. "Comparison between two techniques for modeling interface conditions in a porous coated hip endoprosthesis", *Medical Engineering and Physics*, Vol.19, N.1, pg.50-62, 1996.

HORI, R.Y., LEWIS, J.L., "Mechanical properties of the fibrous tissue found at the bone-cement interface following total joint replacement ", *Journal of Biomedical Material Research*, v.16, pp.911-927, 1982.

HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTENBOER, H.J., DALSTRA, M., FUDALA, B. and SLOOF, T.J., "Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis ", *Journal of Biomechanics*, v.20, n.11/12, pp.1135-1150, 1987.

LEKSZYCKI, T., "Optimality conditions in modeling of bone adaptation phenomenon ", *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* v.3, n.37, pp. 607-623, 1999.

MCNAMARA, B.P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., TAYLOR, D., "Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction ", *Journal of Biomechanics*, v.30, pp.621-630, 1997.

MULLIKEN, B.D., BOURNE, R.B. RORBECK, C.H.and NAYAK, N., "A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability ", *Journal of Bone and Joint Surgery - American*, v.78-A, n.8, 1996.

RAHMY, A.I.A., GOSENS, T., BLAKE, G.M., TONINO, A. and FOGELMAN, I., "Periprosthetic bone remodelling of two types of uncemented femoral implant with proximal hydroxyapatite coating: a 3 year follow-up study addressing the influence of prosthesis design and preoperative bone density on periprosthetic bone loss ", *Osteoporos Int.*, 15: 281-289, 2004.

ROESLER, C.R.M. and FANCELLO, E.A., "Bone remodelling around cementless stems considering interfacial adaptation ", *Proceedings of the XXIII Iberian Latin-American Congress on Computational methods in Engineering CILAMCE – Brazilian Assoc. for Comp. Mechanics & Latin American Assoc. of Comp. Methods in Engineering*, Belém, Pará, Brazil , 2006.

SIGMUND, O., "Design of material structures using topology optimization ", *DCAMM Report S.69*, Department of Solid Mechanics, Ph.D. Thesis DTU, 1994.

SIMO, J.C. and LAURSEN, T.A., "An augmented Lagrangian treatment of contact problems involving friction", *Computers and Structures*, vol.42, pp. 97–116, 1992.

TANZER, M., KANTOR, S., ROSENTHALL, L. and BOBYN, J.D., "Femoral remodeling after porous-coated total hip arthroplasty with and without hydroxyapatite-

tricalcium phosphate coating", The Journal of Arthroplasty, v.16, n.5, 2001.

VERDONSCHOT, N., HUISKES, R., "The effects of cement-stem debonding in THA on the long term failure probability of cement ", Journal of Biomechanics, v.30, pp. 795-802, 1997.

WEINANS, H., HUISKES, H. and GROOTENBOER, H.J., "Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling" Journal.Orthopaedic Res., n.10, pp. 845-853, 1992.

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

WILKINSON, J.M., HAMER, A.J., ROGERS, A., STOCKLEY, I, ESTELL, R., "Bone mineral density and biomechanical markers of bone turnover in aseptic loosening after total hip arthroplasty ", Journal of Orthopaedic Research, v.21, pp.691-696, 2003.

WRIGGERS, P., "Computational contact mechanics ", John Willey & Sons, 2002.

Capítulo 6

Modelamento da Adaptação na Interface Osso-Implante

Uma hipótese comum na simulação da adaptação óssea em torno de hastes de cobertura porosa é que o crescimento ósseo internamente aos poros aplica-se sobre toda a área coberta. Assim, as superfícies do osso e da haste são consideradas perfeitamente coladas durante todo o processo simulado resultando em um modelo linear para o sistema osso-prótese. (Weinans *et al.*, 1993, 1994, Kerner *et al.*, 1999, Bagge, 1999, Pawlikowski *et al.*, 2003). Entretanto, esta hipótese não condiz nem com a realidade imediatamente após a operação, nem com a realidade durante o uso do componente. Observações clínicas em hastes retiradas de cadáveres (Engh *et al.* 1992) revelam *bone ingrowth* em apenas 15 a 20% da área superficial com cobertura porosa, sugerindo que uma cobertura completamente aderida nunca é alcançada (Kerner *et al.*, 1999). Nestes modelos lineares, os reflexos impostos pela alteração das propriedades ósseas na resposta da interface são perdidos (Fernandes *et al.* 2002), além de que o resultado predito para a perda óssea proximal é provavelmente sub-estimado (Terrier *et al.* 1997).

O contato entre o osso e o implante é escasso no pós-operatório imediato, e folgas de até 3mm sempre existem, mesmo com inserção precisa (Noble *et al.*, 1988 e Schimmel *et al.*, 1988, *apud* Kuiper, 1993). Consequentemente, durante a fase inicial que precede a ocorrência do *bone ingrowth*, a prótese é suportada apenas pelo apoio alcançado por sua geometria dentro do canal femoral e pelas forças de atrito. Alguns modelos da literatura contemplam esta situação inicial, considerando o osso e a haste em contato com (Terrier *et al.*, 1997, Fernandes *et al.*, 1999) ou sem atrito (Van Rietbergen *et al.* 1993; Weinans *et al.* 1994; Kerner, 1999). Esta aproximação permite a caracterização de um grande intervalo de situações, desde hastes

sem cobertura até hastes totalmente recobertas. Entretanto, como as condições de contato não mudam durante o processo da adaptação, a dinâmica que ocorre na interface não é corretamente simulada.

No presente capítulo é proposta uma lei de adaptação interfacial que acopla a evolução da condição da interface com o processo de remodelamento fora da zona interfacial (remodelamento periprotético).

6.1 Dinâmica da interface osso-implante

A evolução da interface osso/implante alia aspectos da *mecânica do contato* entre corpos sólidos de diferentes rigidez e mecanismos biológicos de *diferenciação celular* que dependem do ambiente mecânico local (Hefzy e Singh, 1996; McNamara *et al.* 1997; Dammak *et al.* 1997, Simmons *et al.* 2001; Prendergast *et al.* 1997; Harrigan 1998; Goodman e Aspenberg, 1993).

De forma geral, dois períodos podem ser distinguidos com relação à adaptação óssea interfacial. O primeiro, que ocorre no estágio imediatamente pós-operativo (de 3 - 12 semanas), refere-se às reações ósseas iniciais nas quais o osso apresenta uma resposta similar ao reparo de fraturas e tenta consolidar-se ao redor do implante. Sabe-se que neste período, sob condições favoráveis de micromovimentos relativos, em torno de um mês após a implantação inicia-se o remodelamento para osso lamelar que irá consolidar o tecido ósseo internamente aos poros (Cameron *et al.*,1976 e Galante *et al.*,1971 *apud* Kuiper,1993). Isto faz com que a rigidez de contato entre o osso e o implante aumente, podendo atingir patamares de alta resistência. Por outro lado, cargas fisiológicas originando micromovimentos relativos entre o osso e o implante da ordem de 100-200 μ m podem inibir o crescimento ósseo interno e resultar na formação de uma camada de tecido fibroso em torno da prótese (Viceconti *et al.*, 2000)

Após o período inicial, dependendo do ambiente mecânico experimentado pelo tecido da interface, pode haver o aumento da rigidez de contato em locais ainda não ocupados por osso, ou a degradação do crescimento ósseo e conseqüente substituição por tecido fibroso, uma vez que alterações nas propriedades estruturais no volume ósseo podem resultar em aumento da carga e eventual fratura na parte da cobertura que obteve crescimento interno

(Kuiper,1993). Assim, o segundo período diz respeito à manutenção da conexão interfacial alcançada ao final do primeiro processo, sendo porém suscetível a alterações na condição de fixação de acordo com os eventos mecânicos experimentados.

As análises histológicas têm revelado a ocorrência de diferentes tipos de tecido na interface de implantes de fixação biológica, e estas observações são corroboradas em testes clínicos tanto prospectivos quanto retrospectivos (Engh *et al.*, 1990; Bodén *et al.*, 2004). Nos casos onde ocorre crescimento interno de osso, a quantidade é variável (Tanzer *et al.*, 2001) e a distribuição sobre a superfície do implante é esparsa (Keaveany e Bartel, 1995). De acordo com a literatura, uma possível classificação para a condição da interface osso-implante nesta classe de implantes é a que segue:

a) fixação estável com crescimento ósseo internamente aos poros superficiais da cobertura (*bone ingrowth*);

b) fixações instáveis onde ou não há uma continuidade entre o tecido interfacial formado e o substrato do implante (*bone apposition*) ou o tecido interfacial não possui capacidade de resistência às solicitações impostas (*fibrous tissue*).

Uma terceira condição, na qual fixação estável é obtida com crescimento interno de tecido fibroso também tem sido observada, tratando-se porém de uma situação ímpar onde, apesar de estabilizado, o implante não induz no osso os sinais radiológicos associados com osseointegração.

Por outro lado, as ocorrências na interface osso-implante parecem ser reversíveis no curso da adaptação. De fato, o tecido fibroso formado pode eventualmente mineralizar-se no decorrer do processo (Pilliar *et al.* 1986 *apud* Viceconti 2001), enquanto o tecido ósseo crescido internamente aos poros superficiais da haste pode ser reabsorvido por falta de estímulo mecânico (Weinans *et al.*, 1993) e substituído por tecido fibroso, ou mesmo romper-se dando lugar ao encapsulamento fibroso (Jasty *et al.*, 1997).

Disto resulta que os principais aspectos envolvidos na representação da interface osso-implante em simulações computacionais do remodelamento ósseo residem na determinação dos tipos e das quantidades dos tecidos interfaciais formados após o reparo da lesão ocasionada pela colocação do implante, bem como na determinação dos locais geométricos que estes distintos tipos de tecido ocuparão na referida interface e na avaliação de possíveis alterações

nas propriedades destes tecidos no curso da adaptação periprotética.

6.2 Lei de Adaptação para a Interface Osso-Implante

A lei de adaptação proposta para a interface osso-implante correlaciona a formação tecidual adjacente ao implante com parâmetros mecânicos locais estimados através do Método dos Elementos Finitos.

Para permitir a ocorrência experimentalmente comprovada de locais interfaciais compostos por uma mistura de osso e tecido fibroso (Kienapfel *et al.*, 1999), assim como a natureza esparsa do *bone ingrowth* que é vista *in vivo* (Kerner *et al.*, 1999), o modelo interfacial é baseado na aplicação de uma regra de mistura na qual diferentes tipos de tecido podem ocupar uma mesma posição da interface. É assumido que em cada ponto da interface, três tipos de osso podem co-existir em diferentes proporções: osso colado (representando a situação de *bone ingrowth* (α_b), osso depositado nas adjacências do implante porém sem continuidade com este (representando a situação de contato sem adesão que ocorre imediatamente após a colocação da haste, ou após uma eventual ruptura do tecido ósseo interfacial já colado (α_l), e osso encapsulado por tecido fibroso (α_f). Leis constitutivas são derivadas para cada uma destas interfaces, e equações de evolução são estabelecidas para que as quantidades relativas α_b , α_l e α_f possam variar durante o processo de adaptação. Para associar as mudanças nas quantidades relativas das parcelas de tecido interfacial com o ambiente mecânico local, as equações de evolução dependem de critérios biomecânicos baseados no nível de micromovimentos relativos que ocorrem entre o osso e o implante (solicitação cisalhante), na solicitação mecânica do tecido na direção perpendicular à interface (direção normal) e na densidade do elemento interfacial considerado. Conjuntamente, estes critérios possibilitam que os fenômenos de diferenciação tecidual que ocorrem na interface osso-implante sejam representados de forma aproximada através de uma formulação de mecânica do contato pura. É importante notar que o foco aqui é dirigido para a parte coberta da haste, onde é esperado que ocorra crescimento interno ósseo (fixação biológica).

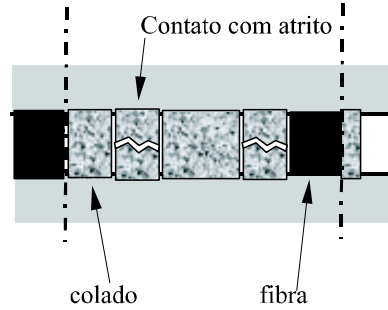


Figura 6.1: Materiais interfaciais

6.3 Formulação da Lei de Adaptação Proposta

Considera-se a interface como uma região volumétrica localizada onde pode-se encontrar três diferentes tipos de materiais interfaciais (Figura 6.1). Claramente, esta região é uma camada fina com uma superfície normal muito bem definida providenciando um sistema local de coordenadas. Similarmente a Weinans *et al.* (1993), utiliza-se este sistema para definir o conjunto de equações constitutivas interfaciais que participarão da mistura que governará o comportamento mecânico do elemento de interface considerado.

As equações constitutivas são escritas diretamente em termos de forças nodais e deslocamentos relativos (ver Capítulo 5), uma opção comum quando se trabalha com elementos de contato. Para o elemento interfacial bidimensional nó-a-nó, a região de influência é definida pelo comprimento e pela espessura dos elementos sólidos adjacentes ao nó considerado. As quantidades relativas (densidades) de cada tipo de tecido interfacial devem satisfazer:

$$\alpha_b + \alpha_l + \alpha_f = 1 \quad (6.1)$$

com a força interna do elemento sendo composta como:

$$\alpha_b \mathbf{F}_b + \alpha_l \mathbf{F}_l + \alpha_f \mathbf{F}_f = \mathbf{F}_{int}. \quad (6.2)$$

onde os sub-índices b , l e f são empregados para indicar a relação constitutiva utilizada no cálculo de cada uma das parcelas da força interna. A Eq. 6.1 é válida quando $\alpha_b = 1$ ou $\alpha_l = 1$ ou $\alpha_f = 1$, e para valores de $0 < \alpha < 1$ o composto dado pela mistura de diferentes tipos de interface é considerado um sólido homogêneo com propriedades mecânicas proporcionais à fração volumétrica de cada um dos constituintes.

Por várias razões, após o procedimento cirúrgico, apenas uma fração da superfície da haste entra em contato com tecidos completamente mineralizados. O resto da superfície do implante toca diferentes tipos de tecidos (isto é, tecidos moles, gordura, ou sangue), todos com reduzida ou nenhuma capacidade de suporte de carga (Viceconti *et al.*, 2001). Na presente proposta, esta situação inicial é modelada com uma condição de contato com atrito em toda a superfície porosa da haste. Esta condição reflete a não continuidade entre o substrato do implante e o tecido vizinho.

Considerando-se os processos de diferenciação tecidual que seguem esta fase inicial, para a evolução da fixação (lei de adaptação interfacial) propõe-se a imposição de um decaimento exponencial da quantidade de interface em contato com atrito, e emprega-se um critério biomecânico para decidir a direção de mudança da parcela diminuída (fibrogênese ou osteogênese). Como para todo ponto da interface e para todo instante de tempo a soma $\alpha_b + \alpha_l + \alpha_f = 1$, a imposição de uma condição de diminuição gradual da quantidade relativa de interface em condição de contato com atrito (α_l) faz com que as quantidades de osso interfacial colado (α_b) e de tecido fibroso (α_f) possam ser definidas por um único parâmetro β :

$$\alpha_l + \alpha_{bf} = 1 \quad (6.3)$$

$$\alpha_b = \beta\alpha_{bf} \quad (6.4)$$

$$\alpha_f = (1 - \beta)\alpha_{bf} \quad (6.5)$$

onde o parâmetro α_{bf} refere-se a quantidade relativa do elemento disponível para evoluir para fibra (α_f) ou para osso colado (α_b). A quantidade β é determinada através de um parâmetro denominado estímulo para a osteogênese, M , o qual é calculado considerando-se os níveis de deformação mecânica aos quais cada elemento de interface é submetido após o carregamento, e a densidade aparente deste elemento. Então, o estímulo (M) é introduzido como forma de considerar os intervalos dos processos biológicos que podem ocorrer na interface osso-implante. Assim, para cada iteração no processo simulado, realiza-se uma avaliação do ambiente mecânico interfacial e, com base na densidade aparente e nos deslocamentos relativos tangenciais e normais de cada elemento finito da interface, faz-se a evolução das

parcelas de tecido fibroso e osso interfacial para cada elemento. Conforme já apresentado, estudos experimentais têm mostrado que a formação de tecido fibroso é relacionada aos micromovimentos na interface osso-implante.

6.3.1 Critério biomecânico para osteogênese ($\beta = 1$) e fibrogênese ($\beta = 0$)

O critério é baseado na Teoria de Diferenciação Tecidual proposta por Carter e colegas (Carter *et al.* 1988), segundo a qual células progenitoras que experimentam uma história de carregamento de baixa deformação de distorção e baixas tensões hidrostáticas compressivas são mais aptas em tornarem-se osteogênicas (formadoras de osso), assumindo-se um suprimento sanguíneo adequado. Entretanto, se o tecido reparado é exposto à deformações distorcionais excessivas, ocorrerá fibrogenese, ao passo que tensões hidrostáticas compressivas e baixa vascularidade resultariam em formação de cartilagem ou fibrocartilagem. A representação gráfica simplificada da hipótese de Carter é apresentada na figura 6.2. Nesta, as deformações distorcionais são representadas pelo valor absoluto dos deslocamentos tangenciais relativos (abscissas) e a ocorrência de tensões hidrostáticas compressivas é relacionada aos deslocamentos normais compressivos (pressão de contato - ordenadas). Assim, os deslocamentos relativos entre o implante e o tecido adjacente são adotados como a principal variável mecânica envolvida na diferenciação do tecido interfacial. O estímulo osteogênico (M) é avaliado considerando-se os limites $|U_{T_{\max}}|$ e $-U_{N_{\max}}$, de forma que um elemento interfacial que experimentar deslocamentos relativos abaixo destes limites estará contribuindo para a formação de osso interfacial ($\beta = 1$), ao passo que para deslocamentos fora dos limites a direção de mudança tende para fibrogênese ($\beta = 0$). Nenhum estágio fibrocartilaginoso é considerado. Uma zona de transição é incluída em torno de cada um dos limites máximos para suavizar a resposta do critério (ver detalhe da Figura (6.2)). Deslocamentos na direção normal que excedam o valor de penetração normal limite $-U_{N_{\max}}$ são entendidos como detrimenais à interface, e portanto ocasionam fibrogênese.

Conforme apresentado anteriormente, a evolução da parcela em contato α_l é imposta diretamente mediante a expressão:

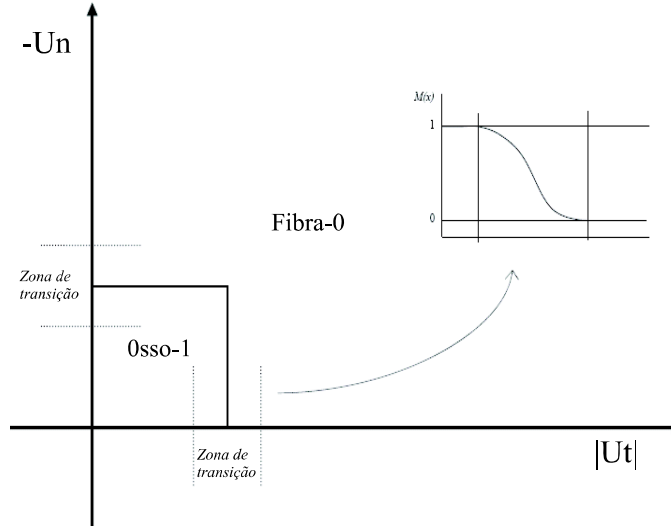


Figura 6.2: Representação esquemática do critério de osteogênese proposto.

$$\alpha_l(t) = -e^{-pt} \tag{6.6}$$

onde p é um fator que regula o grau de decaimento e t é o número da iteração atual no processo de remodelamento.

A evolução das quantidades relativas α_b e α_f é realizada com o emprego de um equação de taxa para uma única variável:

$$\dot{\beta} = (M - \beta) \nu \tag{6.7}$$

onde ν é um parâmetro relacionado com a taxa de evolução, introduzido para que não ocorram mudanças abruptas entre os diferentes tipos de tecido interfacial, e M é o estímulo considerado. Para deslocamentos relativos menores do que o limite máximo considerado em cada direção, o estímulo M assume valor máximo indicando o aumento de β (formação de osso).

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

$$\beta^{k+1} = \beta^k + \dot{\beta} \Delta t \tag{6.8}$$

$$\alpha_b^{k+1} = \alpha_{bf}^{k+1} \beta^{k+1} \tag{6.9}$$

$$\alpha_f^{k+1} = (1 - \beta^{k+1}) \alpha_{bf}^{k+1} \quad (6.10)$$

onde k refere-se ao valor atual da variável considerada.

A lei de adaptação permite que, a qualquer momento durante a simulação do remodelamento ósseo em torno da prótese, cada elemento de interface regule a razão de tecido fibroso e osso interfacial necessária para cumprir o critério de adaptação interfacial proposto. Entretanto, a capacidade do osso interfacial em suportar esforços trativos e transmitir esforços compressivos e cisalhantes dependerá do conteúdo mineral que este tecido interfacial possui.

Como, paralelamente a adaptação interfacial, encontra-se em curso o processo de remodelamento periprotético, tem-se que a densidade dos elementos de interface variam de acordo com este último. Para contemplar esta ocorrência é proposto que, durante todo o curso da simulação, a rigidez da parcela óssea colada na interface seja dada como uma função da densidade óssea do elemento interfacial correspondente. Assim, acopla-se as mudanças adaptativas periprostéticas e a adaptação da interface.

As forças de um elemento de interface são definidas, para as direções normal e tangencial, como:

$$F_N(\mu) = \alpha_f F_N^f + \alpha_b F_N^b(\mu) + \alpha_l F_N^l \quad (6.11)$$

$$F_T(\mu) = \alpha_f F_T^f + \alpha_b F_T^b(\mu) + \alpha_l F_T^l \quad (6.12)$$

Com isto, as forças normais e tangenciais da parcela óssea colada dependem (não linearmente) dos parâmetros de rigidez k_N^b e k_T^b que por sua vez dependem do nível de mineralização em que este osso se encontra. Como este nível é definido pela densidade aparente μ da interface, propõe-se a seguinte relação:

$$k_N^b(\mu) = \mu^n k_N^{bCort} \quad , \quad k_T^b(\mu) = \mu^n k_T^{bCort} \quad (6.13)$$

onde k_N^{bCort} e k_T^{bCort} referem-se à rigidez do osso cortical e n é um parâmetro da influência da densidade óssea na rigidez.

6.4 Remodelamento considerando dependência na interface

A lei de remodelamento periprostético considerando a adaptação da interface osso/implante é derivada da condição de otimalidade do funcional Lagrangeano:

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\mathbf{u}, \mu, \mathbf{v}, \lambda) &= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mathbb{C}_{\mu} \varepsilon(\mathbf{u}) \cdot \varepsilon(\mathbf{u}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbb{C}_{\mu} \varepsilon(\mathbf{u}) \cdot \varepsilon(\mathbf{v}) \, d\Omega & (6.14) \\ &- \int_{\Gamma_t} \mathbf{t} \cdot \mathbf{v} \, d\Gamma - \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\Omega - \int_{\Gamma_c} (t_N(\mathbf{u}, \mu)v_N + \mathbf{t}_T(\mathbf{u}, \mu) \cdot \mathbf{v}_T) \, d\Gamma \\ &+ \lambda \left(\int_{\Omega} \mu \, d\Omega - \bar{V} \right). & (6.15) \end{aligned}$$

Considerando o modelo de adaptação da rigidez de contato proposto para os elementos da interface osso-implante temos que a variação de \mathcal{L} com respeito à variável de projeto μ apresentará um termo adicional, advindo da dependência das forças de contato na densidade dos elementos de interface:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mu} \mathcal{L}[\delta \mu] &= \int_{\Omega} \frac{1}{2} \frac{\partial \mathbb{C}_{\mu}}{\partial \mu} [\delta \mu] \varepsilon(\mathbf{u}) \cdot \varepsilon(\mathbf{u}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \frac{\partial \mathbb{C}_{\mu}}{\partial \mu} [\delta \mu] \varepsilon(\mathbf{u}) \cdot \varepsilon(\mathbf{v}) \, d\Omega \\ &- \int_{\Gamma_c} \left(\frac{\partial t_N^T}{\partial \mu} [\delta \mu] v_N + \frac{\partial \mathbf{t}_T^T}{\partial \mu} [\delta \mu] \cdot \mathbf{v}_T \right) \, d\Gamma + \lambda \int_{\Omega} \frac{\partial V_{\lambda}(\mu)}{\partial \mu} \, d\Omega. & (6.16) \end{aligned}$$

onde carregamento independente da variável de projeto foi assumido.

Considerando a regra da mistura governando o comportamento dos elementos da interface osso-implante, as derivadas das forças de contato com relação à variável de projeto, são obtidas como segue. Na direção normal

$$t_N = \alpha_f t_N^f + \alpha_b t_N^b(\mu) + \alpha_l t_N^l \quad (6.17)$$

$$t_N^b(\mu) = k_N^b(\mu) u_N \quad (6.18)$$

$$k_N^b(\mu) = \mu^n k_N^{bCort} \quad (6.19)$$

$$\frac{\partial t_N}{\partial \mu} = \alpha_b \frac{\partial t_N^b}{\partial \mu} = \alpha_b \left(\frac{\partial t_N^b}{\partial k_N^b} \frac{\partial k_N^b}{\partial \mu} \right) = \alpha_b u_N n \mu^{(n-1)} k_N^{bCort} \quad (6.20)$$

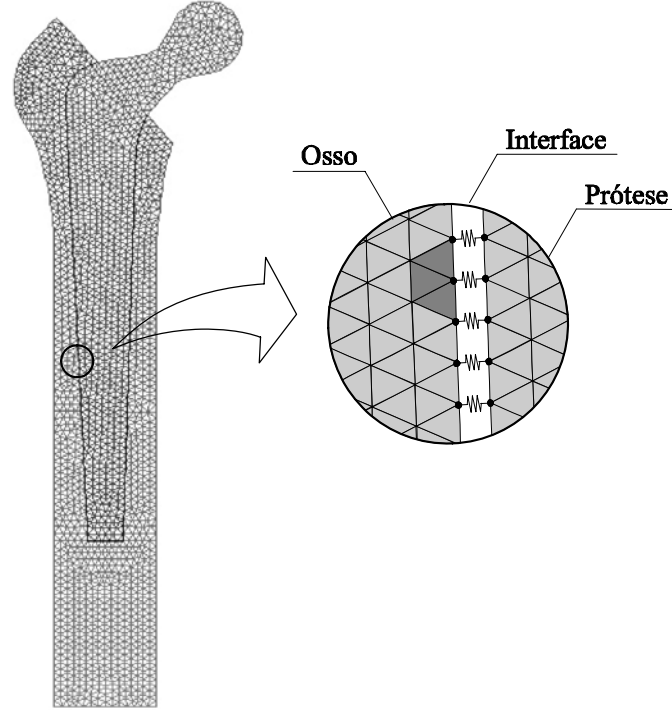


Figura 6.3: Detalhe da interface osso-implante mostrando os elementos vizinhos ao elemento interfacial que terão suas sensibilidades modificadas com a variação da rigidez do elemento de contato.

Direção tangencial:

$$t_T = \alpha_f t_T^f + \alpha_b t_T^b(\mu) + \alpha_l t_T^l \quad (6.21)$$

$$t_T^b(\mu) = k_T^b(\mu) u_T \quad (6.22)$$

$$k_T^b(\mu) = \mu^n k_T^{bCort} \quad (6.23)$$

$$\frac{\partial t_T}{\partial \mu} = \alpha_b \frac{\partial t_T^b}{\partial \mu} = \alpha_b \left(\frac{\partial t_T^b}{\partial k_T^b} \frac{\partial k_T^b}{\partial \mu} \right) = \alpha_b u_T \mu^{(n-1)} k_T^{bCort} \quad (6.24)$$

Deve-se observar que o termo adicional na variação de \mathcal{L} somente deverá ser contabilizado para os elementos do volume ósseo que compartilham um nó com um elemento de interface. (ver Figura (6.3)).

6.5 Exemplos Numéricos

A formulação deduzida permite que simulatâneamente às modificações da topologia no osso periprotético, em cada elemento de interface, as quantidades relativas que compõem este elemento variem de acordo com os critérios estabelecidos acima. No início do processo, o comportamento dos elementos de interface é 100% contato com atrito, para reproduzir a situação imediatamente pós-operatória. A partir do primeiro dia, é forçado o decaimento da parcela de contato (osso sem continuidade com a superfície do implante), de forma que o valor diminuído deverá ser transformado em tecido fibroso ou em osso colado (*bone ingrowth*), dependente para tanto do ambiente mecânico presente no local considerado. Os limites utilizados no critério de osteogênese são obtidos a partir dos deslocamentos relativos osso-implante que ocorrem para cada um dos três casos de carga considerados na adaptação, quando toda a interface osso-implante é considerada em contato com atrito (a situação inicial). Estes limites $U_{T\max}$ e $U_{N\max}$, determinam a região admissível para formação e mineralização óssea (quadrado de osteogênese), e por conseguinte, definem as quantidades relativas encontradas nos elementos de interface ao final da simulação (parcela de osso e parcela de fibra).

Anteriormente à simulação do remodelamento ósseo empregando a adaptação interfacial, a influência que os parâmetros da lei de interface óssea exercem sobre a quantidade de osso colado (*bone ingrowth*) formada é investigada. Após isto, é realizada a simulação da adaptação óssea e interfacial do mesmo sistema osso-implante utilizado nos exemplos anteriores, submetido aos mesmos casos de carregamento.

6.5.1 Parâmetros da Adaptação Interfacial

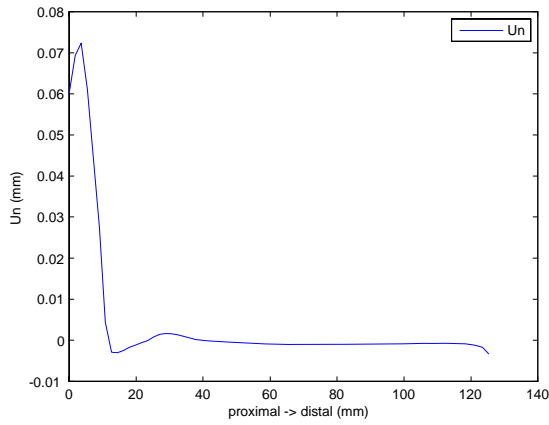
A relação dos parâmetros utilizados na lei de adaptação interfacial com dados experimentais ainda não foi investigada, de forma que o presente estudo aparece como uma investigação inicial dos efeitos que estes parâmetros causam nas quantidades relativas previstas para cada tipo de interface contemplado no modelo conceitual proposto.

Deslocamentos relativos ($U_{T_{\max}}$ e $-U_{N_{\max}}$)

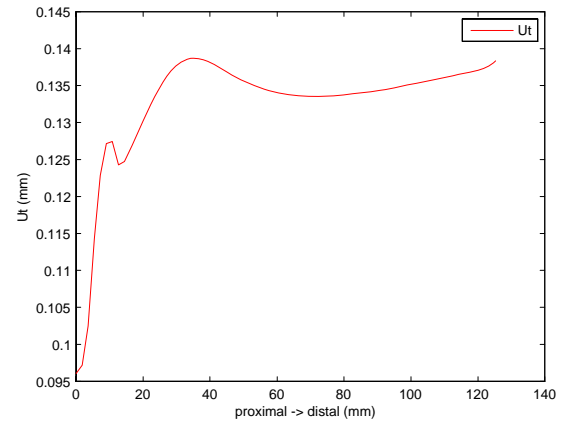
No critério para osteogênese ou fibrogênese proposto, a habilidade para o tecido se diferenciar no sentido de formar osso ou no sentido de formar fibra depende dos valores atribuídos para o deslocamento relativo tangencial $U_{T_{\max}}$ e o deslocamento relativo normal negativo $-U_{N_{\max}}$. A mudança na direção de formação de osso ocorre para pontos da interface que experimentem um deslocamento relativo tangencial menor que o valor estabelecido $U_{T_{\max}}$ e deslocamento relativo na direção normal que indique fechamento da interface sem ultrapassar um dado limite de penetração ($-U_{N_{\max}}$) a partir do qual é sugerido a degradação do tecido interfacial e conseqüente interposição fibrosa.

Para o valor de deslocamento relativo tangencial na interface que permite *bone ingrowth*, a literatura geralmente tem indicado que o limite está entre $150\mu m$ e $200\mu m$. Não há referência para o valor de deslocamento normal ou valor de pressão que permita que o tecido diferencie-se para osso, apenas indicações qualitativas. Por outro lado, os valores de deslocamento relativo lidos nas análises realizadas no presente trabalho apresentam caráter puramente numérico, uma vez que trata-se de um modelo conceitual sem o objetivo de reproduzir a situação clínica real, mas aparecendo como uma forma de testar as hipóteses de adaptação atribuídas ao osso e à interface.

Para verificar o comportamento do modelo de adaptação interfacial implementado, o mesmo foi utilizado para calcular a quantidade de osso colado predita para 36 combinações de valores para os parâmetros $U_{T_{\max}}$ e $-U_{N_{\max}}$. Como forma de simplificar a interpretação dos resultados, esta avaliação foi realizada apenas para o caso de carga $lc = 1$, cujos deslocamentos relativos são apresentados nas Figs 6.4. e 6.5. Cada combinação de valores $U_{T_{\max}}$ e $-U_{N_{\max}}$ define uma região viável para osteogênese. Dado o objetivo de analisar a lei de adaptação de interface, para cada combinação uma simulação da adaptação interfacial foi realizada sem que fossem permitidas adaptações do osso periprotético, e a quantidade de osso colado resultante foi registrada. A Fig (6.6) apresenta o resultado da avaliação realizada. A largura da zona de influência de cada valor limite foi assumida igual a 5% do limite e posicionada na vizinhança superior e inferior deste, e os demais parâmetros foram mantidos constantes em todos testes ($p = 0.056, \nu = 1, n = 2$).

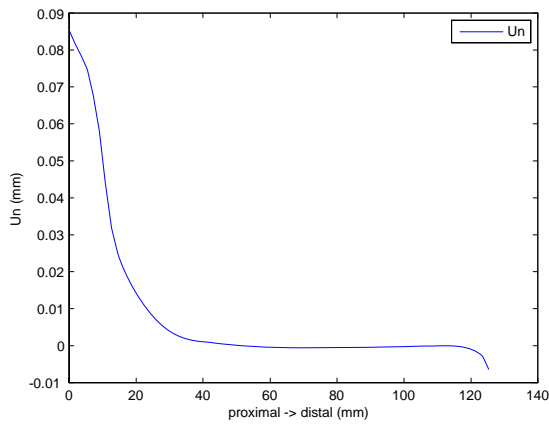


(a) Deslocamento relativo normal

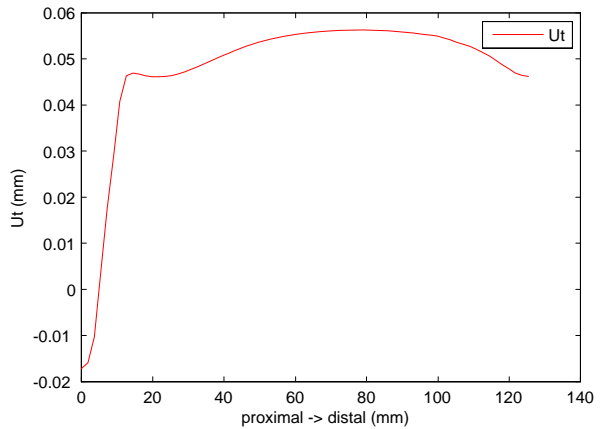


(b) Deslocamento relativo tangencial

Figura 6.4: Deslocamentos relativos para a interface 1, $l_c=1$ e condição de contato com atrito



(a) Deslocamento relativo normal



(b) Deslocamento relativo tangencial

Figura 6.5: Deslocamentos relativos para a interface 2, $l_c=1$ e condição de contato com atrito

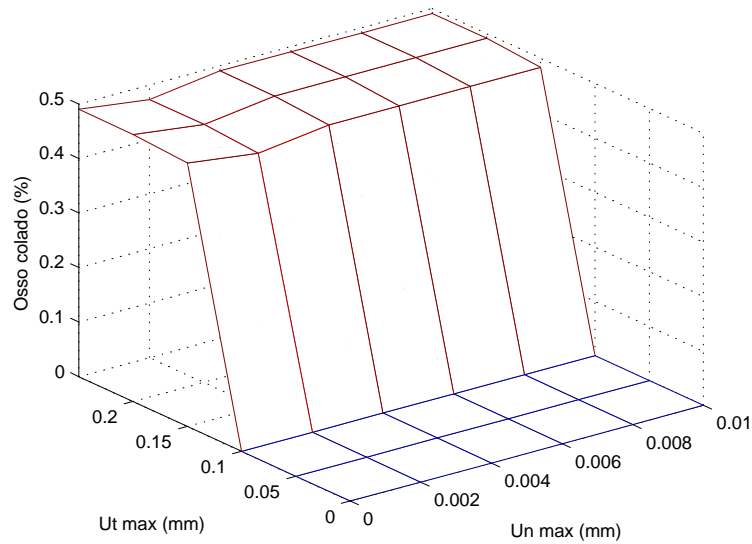


Figura 6.6: Comportamento do critério de interface para $lc = 1$.

Conforme pode ser observado no gráfico, a lei proposta apresentou-se praticamente insensível ao parâmetro $U_{N\max}$ para o caso de carga analisado e o intervalo de valores de deslocamento normal considerado. Parece que a exigência de deslocamento normal negativo (fechamento) para formação de osso colado impõe um limite superior para a quantidade predita para esta parcela nos elementos interfaciais. Análises adicionais devem ser realizadas considerando uma maior intervalo de valores para este parâmetro, e devem ser estendidas para os demais casos de carga.

Com relação ao deslocamento tangencial, o comportamento do critério apresenta uma divisão bem definida entre os valores que permitem e os valores que impedem a formação de osso colado na interface osso-implante. A máxima quantidade de osso colado predita também obedece ao limite superior comentado anteriormente.

Limite de diferenciação celular (ν)

O limite de diferenciação celular é um parâmetro empregado na Eq.6.7 como forma de limitar a quantidade de mudanças entre os diferentes tipos de tecido interfacial em cada iteração da simulação. Desta forma, a diferença entre o estímulo para osteogênese (M) e a situação atual (β) do elemento de interface indica apenas a direção da mudança, com a quantidade de tecido envolvida sendo limitada pelo parâmetro ν . O valor deste parâmetro, então, determina a

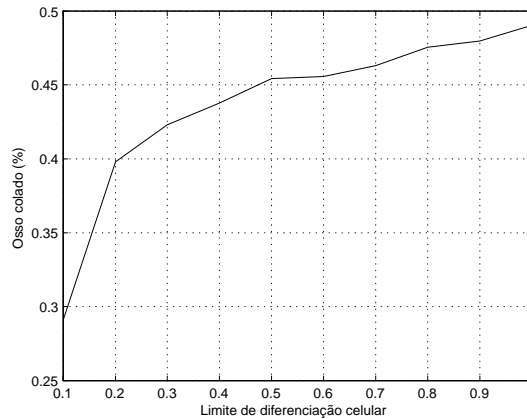


Figura 6.7: Quantidade de osso colado predita para diferentes valores do parâmetro ν .

velocidade da evolução das quantidades relativas de material interfacial, conforme pode ser visualizado na Fig. 6.7 .

Fator de mineralização (n)

O parâmetro n é empregado para regular a influência da densidade dos elementos da interface sobre a rigidez de contato destes. A ação deste parâmetro sobre a evolução das quantidades relativas da mistura interfacial varia com o valor de densidade associado com o elemento considerado. No caso particular de $n = 1$, uma relação direta entre o valor de densidade e a rigidez de contato é obtida (ver Eqs.(6.19) e (6.23)). Para valores de $n > 1$, elementos com densidade intermediária terão sua rigidez de contato penalizada, ao passo que elementos com densidade unitária terão sua rigidez de contato aumentada. Assim, o modelo estabelece uma relação entre a rigidez de contato dos elementos da interface e o grau de mineralização alcançado pelo tecido interfacial.

6.5.2 Adaptação da Interface com Remodelamento Nulo

O comportamento do modelo de adaptação interfacial na ausência de mudanças na topologia óssea periprotética é avaliada para que, após, se identifique a influência que a alteração da propriedade mecânicas do osso periprotético impõe sobre a evolução da interface no curso do processo simulado. Ou seja, assim como a condição de fixação altera os campos de tensão e deformação no volume ósseo periprotético, é esperado que as alterações adaptativas neste

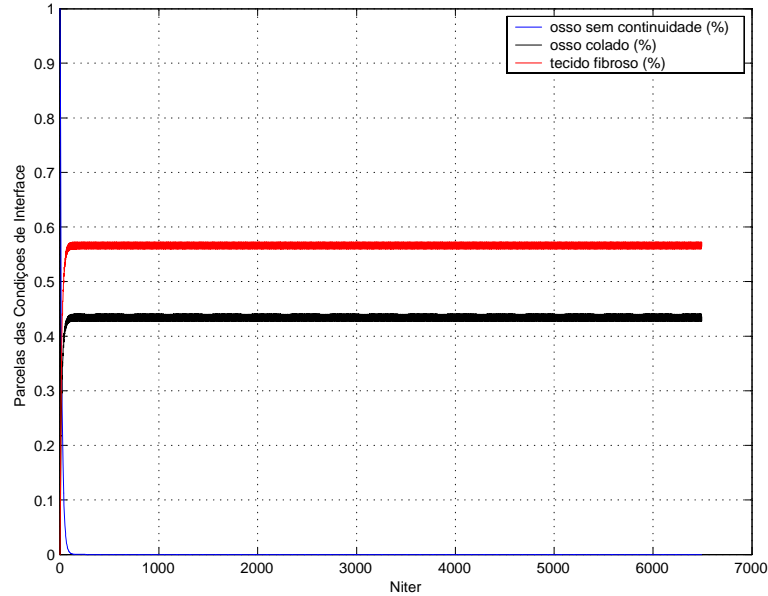


Figura 6.8: Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais

(osso periprotético) afetem o ambiente mecânico interfacial e, assim, influenciem os processos de diferenciação celular que lá ocorrem. A capacidade de captar efeitos desta ordem, durante a simulação da adaptação em torno de implantes, é o maior objetivo da formulação proposta.

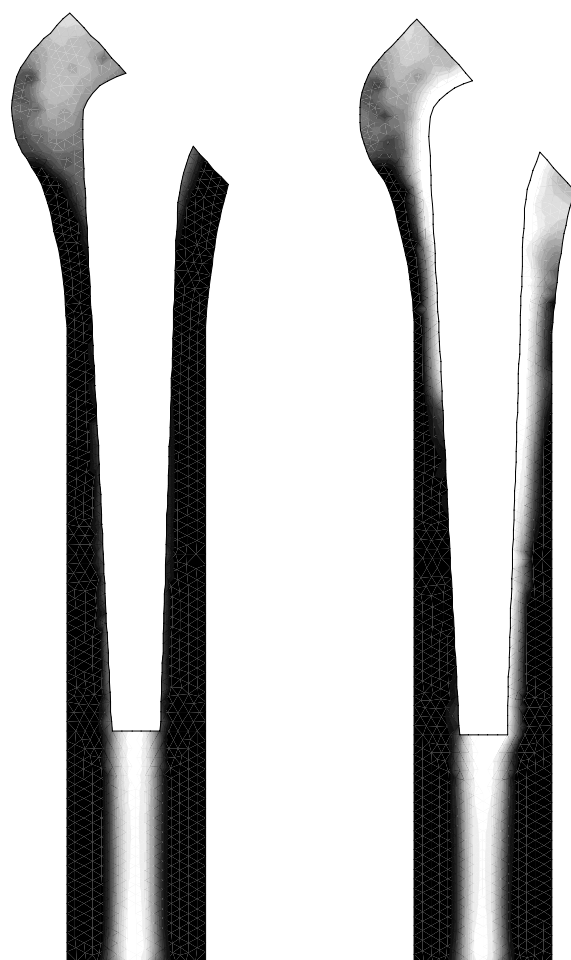
A evolução global das diferentes parcelas possíveis para a interface osso-implante é apresentada na Figura (6.8), e deverá ser comparada com a evolução obtida quando se permite trocas adaptativas no volume periprotético (ver próxima seção). Nos resultados apresentados, os seguintes parâmetros foram atribuídos para a lei de adaptação: $U_{T_{\max}} = 250\mu m$, $-U_{N_{\max}} = 5\mu m$, $\nu = 1$, $p = 0.056$ e $n = 1$. Conforme pode ser observado, o decaimento forçado da parcela em contato com atrito (condição II) permite que os elementos interfaciais decidam entre osso colado ou tecido interfacial, de acordo com o ambiente mecânico experimentado em cada local da interface. Como o volume ósseo fora da zona interfacial não tem suas propriedades mecânicas alteradas durante a simulação (imposição de remodelamento nulo), nos primeiros 50 dias cada elemento interfacial já tem definida suas quantidades parciais, as quais permanecem inalteradas por todo tempo restante do processo simulado, apesar de apresentarem uma pequena oscilação em torno deste valor a cada iteração do processo.

6.5.3 Adaptação da Interface e Remodelamento Ósseo

A lei de adaptação interfacial foi formulada de maneira a poder ser utilizada em conjunção com uma formulação padrão de adaptação óssea periprotética. Na presente seção são apresentados os resultados numéricos obtidos na simulação da adaptação óssea em torno de haste femoral com os efeitos do modelo periprotético (baseado em técnicas de otimização) e do modelo interfacial (governado por critérios biomecânicos).acoplados. Além da evolução das quantidades relativas de osso e fibra, esta formulação entrega como resultado adicional a disposição destas parcelas ao longo da cobertura porosa da haste. Nos resultados apresentados, os seguintes parâmetros foram atribuídos para a lei de adaptação: $U_{T_{\max}} = 250\mu m$, $-U_{n_{\max}} = 5\mu m$, $\nu = 1$, $p = 0.056$ e $n = 1$.

A distribuição de densidades predita com o modelo é apresentada na Fig. (6.9) e a evolução da perda de massa óssea no processo simulado é apresentada na Fig. (6.10). Os mesmos padrões de reabsorção proximal (zonas de Gruen 1 e 7) são verificados. Porém, de maneira distinta dos resultados obtidos no Capítulo 5, ocorre reabsorção óssea nas proximidade do implante a menos da região distal lateral que parece ser o local de ancoragem deste ao osso. Nas zonas de Gruen 1, 7 e 6, esta reabsorção é completa, enquanto em Gruen 2 e 5 ocorre apenas desmineralização do osso existente. Clinicamente, este afinamento cortical, indicaria uma possível soltura da prótese. A hipertrofia distal é observada tanto no lado lateral quanto no medial, porém neste a haste é alcançada por osso de densidade intermediária, e não ocorre preenchimento ósseo do canal intramedular.

Notadamente, a possibilidade de alteração da condição interfacial durante o processo simulado retarda a convergência do modelo. A Fig (6.11) apresenta a evolução global das diferentes parcelas possíveis para a interface osso-implante. Notadamente, ao se permitir que o osso periprotético altere suas propriedades mecânicas em função de seu potencial adaptativo, o ambiente mecânico interfacial é afetado e isto reflete na evolução da interface osso-implante. Em comparação com o resultado obtido com remodelamento nulo, o presente resultado apresenta quantidades de tecidos interfaciais que variam durante o processo simulado, e a quantidade de osso colado (*bone ingrowth*) predita na convergência da simulação supera a quantidade de tecido fibroso.



(a) Vista a-p do cortex no PO imediato

(b) Distribuição de densidades após adaptação mecânica

Figura 6.9: Distribuição de densidades predita pelo modelo final implementado.

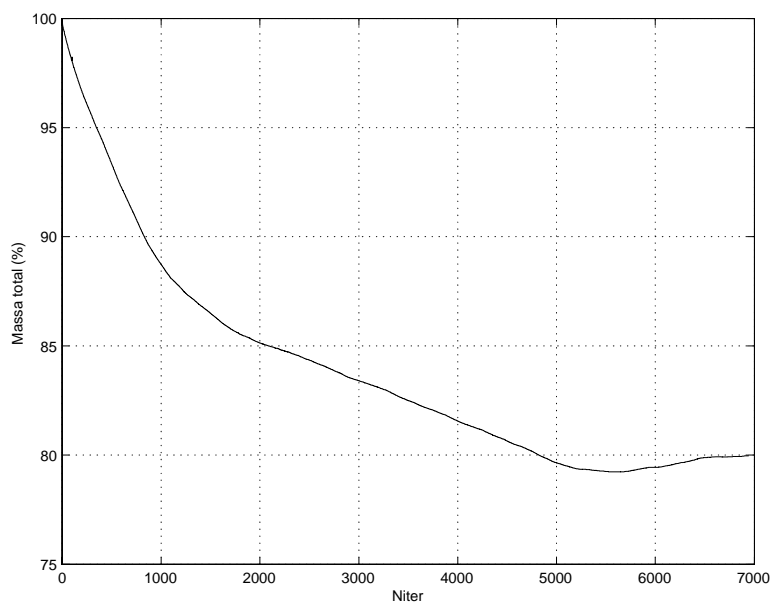


Figura 6.10: Evolução da perda de massa óssea durante o processo simulado.

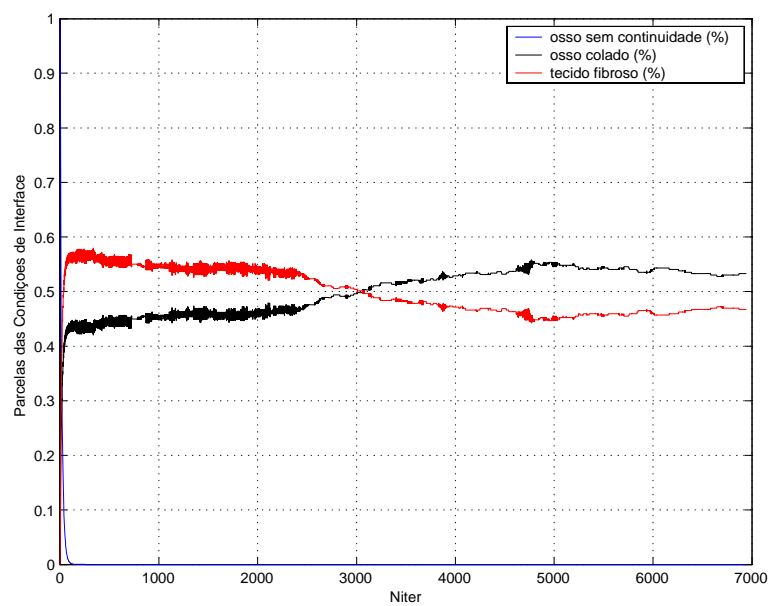
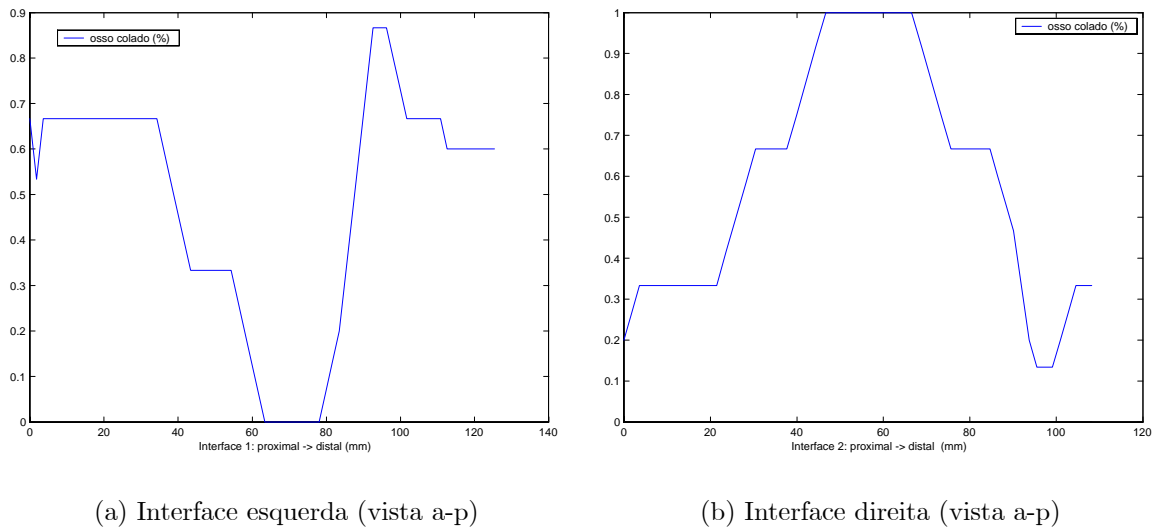


Figura 6.11: Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais.



(a) Interface esquerda (vista a-p)

(b) Interface direita (vista a-p)

Figura 6.12: Localização geométrica e quantidade relativa de osso colado (sentido proximal -> distal)

Pode-se observar que este resultado difere significativamente daquele apresentado na figura 6.8. A disposição espacial do osso colado, e a fração em que esta parcela é predita em cada posição da interface, é apresentada na Fig (6.12).

Esta informação deve ser interpretada com cautela. Isto pois, não há sentido em considerar *ingrowth* em um local de interface onde o osso circunvizinho tenha sido reabsorvido. Uma informação mais relevante quanto à capacidade do projeto de prótese promover a osseointegração pode ser obtida conjugando-se a distribuição de densidade interfacial e a distribuição da parcela de osso colado predita para cada elemento interfacial i (ie, $(\mu_i \times \alpha_{b_i})$). A Fig. (6.13) apresenta esta informação, que pode ser interpretada como outro tipo de interface: osso colado mineralizado.

6.5.4 Discussão

Como muitos parâmetros numéricos estão envolvidos nos resultados apresentados, será necessário um estudo dirigido para que se tenha uma melhor compreensão da influência que cada um destes parâmetros desempenha nos efeitos capturados pela simulação. Além disto, é também necessário avaliar os efeitos de combinações entre parâmetros e as possibilidades de equivalência entre os valores atribuídos aos parâmetros e dados clínicos da evolução da adaptação,

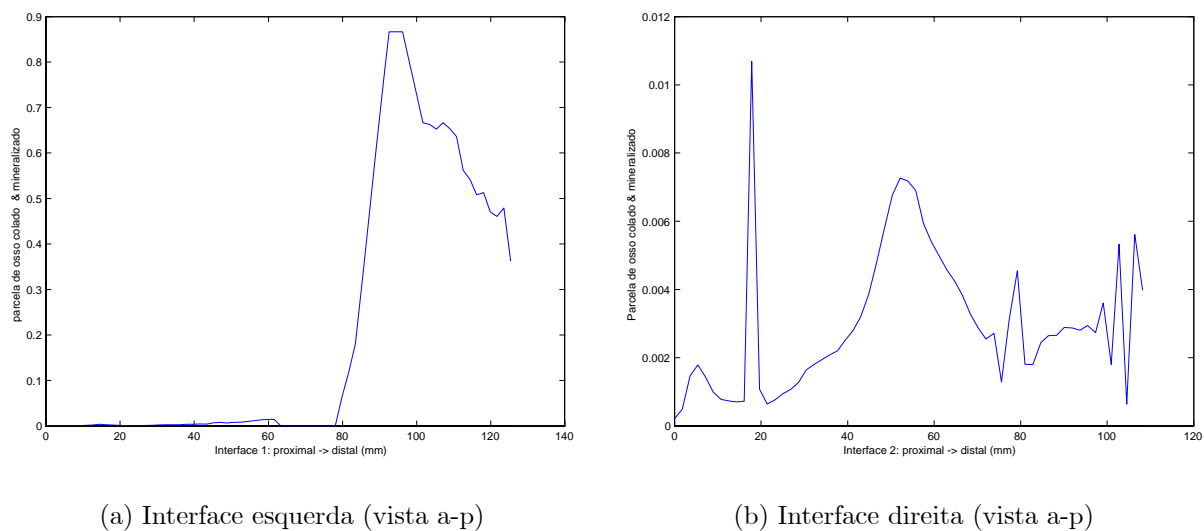
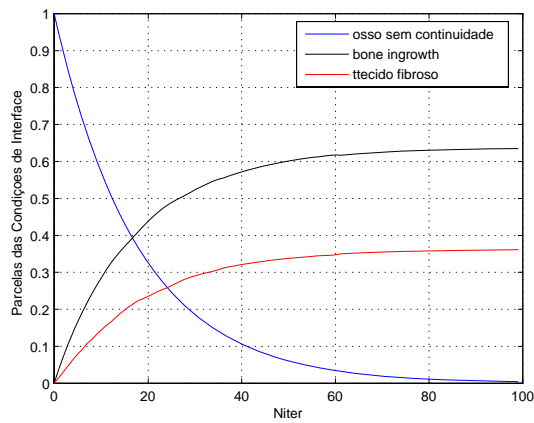


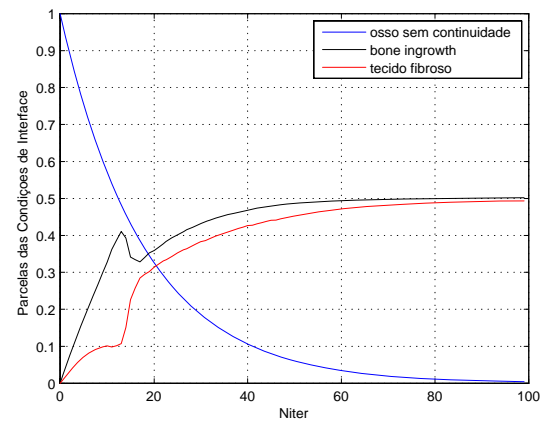
Figura 6.13: Localização geométrica e quantidade relativa de osso colado mineralizado na interface (sentido proximal -> distal)

tanto com relação à interface quanto ao osso periprotético. A Fig. (6.14) exhibe, por exemplo, a evolução das quantidades de material interfacial quando a velocidade da adaptação do osso periprotético é reduzida para a ordem de grandeza da velocidade de adaptação da interface, o que resulta em um padrão diferente do apresentado anteriormente para estas mesmas quantidades.

Não existem, na literatura, subsídios para que se estabeleça uma equivalência entre o resultado predito para a localização do *ingrowth* e a ocorrência clínica deste. Os dados relacionados associam uma distribuição esparsa para esta adesão. Porém, a partir do grande número de registros de falhas associando o modo de flexão em balanço aos componentes fraturados, pode-se inferir que a adesão distal tem ocorrido mais frequentemente em torno de hastas fixadas sem cimento.



(a) apenas adaptação interfacial



(b) adaptação interfacial e remodelamento periprotético

Figura 6.14: Evolução global das quantidades relativas de tecidos interfaciais.

Referências Bibliográficas

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

BODÉN, H., ADOLPHSON, P. and OBERG, M., "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation ", Arch. Orthop. Traum Surg, 124: 392-392, 2004.

BÜCHLER, P., PIOLETTI, D.P. and RAKOTOMANANA, L.R., " Biphase constitutive laws for biological interface evolution", Biomechanic Model Mechanobiology, n.1, pp.239-249, 2003.

CARTER, D.R., BEAUPRE, G.S., GIORI, N.J. and HELMS, J.A. "Mechanobiology of skeletal regeneration ", Clinical Orthopaedic, Vol.355, pg. 41-55, 1988.

DAMMAK, M., SHIRAZI-ADL, A. and ZUKOR, D.J. "Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction - experimental and finite element studies ", *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, pg. 121-129, 1997.

ENGH, C.A., MASSIN, P. and SUTHERS, K.E., "Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components ", Clinical Orthopaedics and Related Research, 257, pp. 107-128, 1990.

ENGH, C.A., MGOVERN, T.F., BOBYN, D., ARLINGTON, V. and HARRIS, W.H., "A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty ", The Journal of Bone and Joint Surgery, v.74-A, pp.1009-1020, 1992.

FERNANDES, P.R., RODRIGUES, H., and 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, v.2, pp. 125-138, 1999.

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

GOODMAN, S., APENBERG, P., "Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues ", Biomaterials, v.14, n.8 1993.

HEFZY, M.S. and SINGH, S.P. "Comparison between two techniques for modeling interface conditions in a porous coated hip endoprosthesis", Medical Engineering and Physics, Vol.19, N.1, pg.50-62, 1996.

JASTY, M., BRAGDON, C., BURKE, D., O 'CONNOR, D., LOWENSTEIN, J. and HARRIS, W., "In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions ", The Journal of Bone and Joint Surgery, v.79-A, n.5, 1997.

KEAVENY, T.M., BARTEL, D.L., "Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement ", The Journal of Bone and Joint Surgery, vol.77-A, n.6, 1995.

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

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

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

MCNAMARA, B.P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., TAYLOR, D., "Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction ", Journal of Biomechanics, v.30, pp.621-630, 1997.

PRENDERGAST, P.J., HUISKES, R., SOBALLE, K., "Biophysical stimulation cells during tissue differentiation at implant interfaces ", *Journal of Biomechanics*, v.30, pp.621-630, 1997.

PAWLIKOWSKI, M., SKALSKI, K. and HARABURDA, M., "Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon ", *Computers and Structures*, www.sciencedirect.com em 10/04/2003.

SIMMONS, C.A., SHAKER, A., MEGUID, A. and PILLIAR, R.M. "Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains ", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.19, pg. 187-194, 2001.

TANZER, M., KANTOR, S., ROSENTHALL, L. and BOBYN, J.D., "Femoral remodeling after porous-coated total hip arthroplasty with and without hydroxiapatite-tricalcium phosphate coating", *The Journal of Arthroplasty*, v.16, n.5, 2001.

TERRIER, A., RAKOTOMANANA, R.L., RAMANIRAKA, R.N. and LEYVRAZ, P.F., "Adaptation models of anisotropic bone ", n.1, pp.47-59, 1997.

VAN RIETBERGEN, B., HUISKES, R., WEINANS, H., SUMMER, D.R., TURNER, T.M., and GALANTE, J. O., "The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems ", *Journal of Biomechanics*, vol.26, n.4/5, pp. 369-382, 1993.

VICECONTI, M., MONTI, L., MUCCINI, R., BERNAKIEWICZ, M., TONI, A. "Even a thin layer of soft tissue may compromise the primary stability of cementless hip stems", *Clinical Biomechanics*, v.16, pp. 765-775, 2001.

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*, v.33, pp. 1611-1618, 2000.

WEINANS, H., HUISKES, H. and 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.

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

Capítulo 7

Conclusões Finais

Na presente tese foram investigados os mecanismos envolvidos na adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos e as teorias existentes para explicar e para simular computacionalmente o processo adaptativo.

O aprofundamento no estudo deste fenômeno biomecânico e da forma como ele se expressa especificamente no caso de Artroplastias Totais de Quadril possibilitou o entendimento dos principais aspectos biológicos e mecânicos envolvidos na resposta adaptativa nestes casos.

O papel fundamental da interface osso-implante nas falhas dos implantes revela a necessidade de uma representação apropriada da dinâmica desta interface durante o curso da adaptação se o objetivo é aplicar o modelo na avaliação de projetos de implantes e, a partir disto, propor melhoramentos que aumentem a durabilidade da substituição artificial.

Especificamente com relação ao volume ósseo periprotético, a premissa de otimalidade óssea forneceu meios efetivos para tratar os problemas relacionados à alteração do padrão de carregamento experimentado pela estrutura óssea, tendo também se mostrado flexível ao ponto de ser modificada para acoplar aspectos relacionados exclusivamente com a região de interface.

Com relação ao comportamento atribuído para a interface na simulação computacional, mesmo os modelos incapazes de transitar entre distintas relações constitutivas interfaciais no curso da adaptação apresentaram padrões particulares de adaptação óssea em torno da haste femoral, evidenciando a influência da interface no resultado predito.

A possibilidade de coexistirem tecidos com distintos comportamentos mecânicos na interface osso-implante forneceu uma importante correlação teórica entre o modelo numérico

implementado e ocorrências clínicas já observadas. O emprego da lei de mistura governando a mecânica da interface osso-implante possibilita que ocorram, simultaneamente, diferentes comportamentos mecânicos em diferentes locais da interface. Consequentemente, as alterações de propriedades mecânicas do osso periprotético apresentam-se distintas daquelas obtidas com condição de interface fixada do início ao final da simulação.

Com o modelo de adaptação interfacial conjugado ao modelo de adaptação periprotética, a influência que a alteração das propriedades mecânicas do osso impõe sobre o ambiente mecânico da interface osso-implante foi, aparentemente, capturada. A abordagem de modelagem macroscópica dos fenômenos de contato que ocorrem na interface mostrou-se capaz de capturar diferentes efeitos do processo simulado, sendo portanto considerada uma abordagem promissora para investigações futuras nesta área.

Esta sensibilidade do modelo interfacial frente às alterações adaptativas do osso periprotético evidencia o potencial deste modelo para a investigação dos fenômenos que ocorrem na interface no curso da adaptação. Entretanto, as capacidades do modelo não foram completamente exploradas e o mesmo precisará ser melhor ajustado e calibrado para que se estabeleça o papel que cada um dos seus parâmetros desempenha nos efeitos capturados pelas simulações.

Ao se buscar a equivalência entre os resultados numéricos obtidos e observações clínicas deve-se ter em mente que as simulações estão limitadas a reproduzir efeitos mecânicos de acordo com as hipóteses de adaptação mecânica propostas. Mesmo assim, estes resultados, ainda que preliminares e especulativos, indicam a relevância desta classe de pesquisas para avaliações e comparações entre projetos de próteses. Apesar das aplicações terem sido realizadas em exemplos 2D, predições razoáveis das mudanças ósseas adaptativas em ossos genéricos (ou ‘típicos’) foram obtidas, as quais indicam, sobretudo, a tendência de adaptação mecânica causada por um dado projeto de prótese. Desta forma, os exemplos 2D mostraram-se admissíveis para que formulação da adaptação óssea em torno de implantes ortopédicos fosse testada.

Para que estes modelos possam ser empregados como ferramentas efetivas para aumentar a durabilidade de ATQs, a formulação apresentada nesta tese deve ser utilizada em configurações 3D de sistemas osso-implante com carregamentos e hipóteses de comportamento

estrutural mais precisas, de maneira que seja possível acompanhar, além da resposta adaptativa, os valores de tensão que ocorrem na interface osso-implante no curso da adaptação.

7.1 Direções para pesquisas futuras

Sugere-se que pesquisas futuras no modelamento da resposta de adaptação óssea em torno de implantes ortopédicos sejam focadas em um projeto específico de prótese, para que os parâmetros do modelo computacional possam ser estimados de forma objetiva. Logicamente, deve-se considerar um projeto que conte com acompanhamento clínico de dois anos, no mínimo.

Do ponto de vista das técnicas envolvidas, considera-se admissível continuar utilizando a técnica de otimização estrutural para o volume ósseo fora da zona de interface. Para a interface, uma sugestão é comparar os resultados obtidos com a abordagem macroscópica aqui utilizada e resultados de modelos de duas escalas que incluam a lei de mistura proposta, ou outra forma similar, atuando na escala macroscópica e as variáveis governantes da evolução da mistura sendo computadas na escala menor.

Do contrário, se ao invés de avaliar projetos de implantes o objetivo for o entendimento dos mecanismos pelos quais o fenômeno da adaptação óssea se manifesta, sugere-se que as geometrias de órgãos inteiros, como o fêmur, sejam abandonadas em prol de técnicas de micro elementos finitos aplicadas em pequenos volumes de material ósseo cuja geometria deve ser obtida via $\mu CT - Scan$ (micro Tomografia Computadorizada).