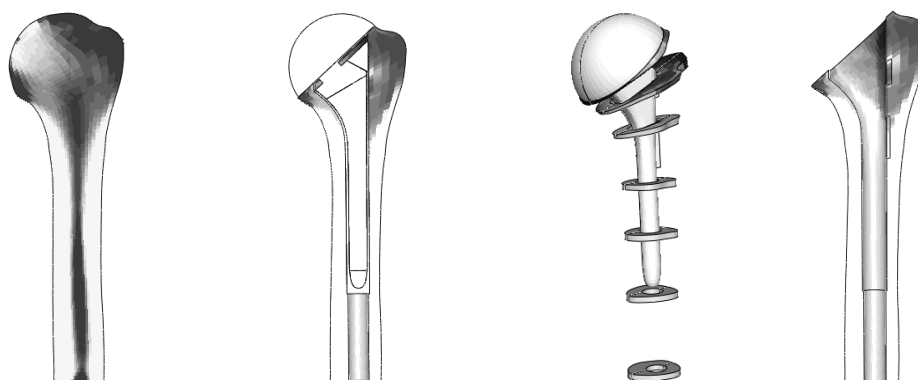




INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO
Universidade Técnica de Lisboa



Estudo da remodelação óssea no úmero após uma artroplastia do ombro

CARLOS MIGUEL FERNANDES QUENTAL

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Biomédica

Júri

Presidente: Professora Doutora Fátima Vaz
Orientador IST: Professor Doutor João Orlando Marques Gameiro Folgado
Professor Doutor Paulo Rui Alves Fernandes
Orientador FML: Professor Doutor Jacinto Manuel M. O. Monteiro
Especialista IST: Professor Doutor Eduardo A. C. Borges Pires

Setembro de 2008

Resumo

Neste trabalho são desenvolvidos modelos computacionais para analisar a remodelação óssea na componente umeral quando sujeita a uma artroplastia do ombro, com haste cimentada e *press-fit*.

O osso é modelado como um material poroso, caracterizado em cada ponto do domínio pela sua densidade. O modelo de remodelação óssea consiste num problema de optimização de topologia, através da minimização de uma função objectivo que tem em conta a rigidez estrutural e um custo metabólico associado à manutenção da massa de osso, definido por um parâmetro biomecânico k que tem em consideração diversos factores biológicos.

O valor mais adequado para o parâmetro biomecânico k é apurado através da análise de remodelação óssea de modelos tridimensionais do úmero sem implante, seleccionando aquele que melhor reproduz a morfologia do úmero humano. Desta forma, obteve-se não só o valor mais adequado para o parâmetro k , como também se validou o modelo de remodelação óssea, demonstrando a capacidade deste de reproduzir com elevada semelhança a morfologia do osso humano. Após determinação do parâmetro biomecânico k , o modelo de remodelação óssea é aplicado aos modelos com implante, considerando-se como situação inicial a distribuição de densidades obtida no modelo anterior, do úmero sem implante, partindo-se assim de uma situação com maior semelhança com a realidade.

Os resultados obtidos não apresentam, de um modo geral, alterações significativas da massa óssea, levando a concluir que o efeito de *stress shielding* e consequente adaptação óssea não são um factor preponderante para a falência protésica da componente umeral.

Abstract

In this work computational models are developed to analyze bone remodelling of the humerus after a shoulder arthroplasty using either a cemented or press-fit stem.

Bone is modelled as a porous material, characterized by its local density. The bone remodelling model is based on a global optimization criterion by the minimization of a function which takes into account both structural stiffness and the metabolic cost related with bone maintenance, by the use of a biomechanical parameter k that varies with different biological factors.

The most suitable value for the biomechanical parameter k is chosen based on the analysis of three-dimensional models of the humerus without the implant, in order to achieve the one which best reproduces its real morphology. This way, not only the most appropriate value for k is defined, but also the model is validated, showing its ability to reproduce with high similarity the real morphology of bone. After the determination of the biomechanical parameter k , the bone remodelling model was applied to three-dimensional models of the implanted humerus, starting with the same density distribution as the obtained previously with the model of the humerus without the implant, being thus closer to reality.

The results obtained, in general, do not show significant changes of the bone mass, which leads to the conclusion that stress shielding and the resulting bone remodelling do not play a major role in the failure of shoulder prosthesis.

Palavras Chave

Biomecânica

Articulação glenomerai

Úmero

Artroplastia do ombro

Remodelação óssea

Elementos finitos

Keywords

Biomechanics

Glenohumeral joint

Humerus

Shoulder arthroplasty

Bone remodelling

Finite elements method

Agradecimentos

Agradeço aos meus orientadores, Professor João Folgado e Professor Paulo Fernandes, por todo o tempo dispensado e pela disponibilidade e paciência sempre presentes, principalmente o Professor João Folgado, a quem mais importunei durante a realização deste trabalho. Expresso também a minha gratidão ao Dr. Jacinto Monteiro, co-orientador da Faculdade de Medicina de Lisboa, pela disponibilidade e esclarecimento de dúvidas.

Para além dos meus orientadores, agradeço também a todo o grupo de investigação do IDMEC que me acolheu e auxiliou das mais variadas formas.

Finalmente, agradeço a toda a minha família, em especial aos meus Pais, que desde sempre me apoiaram e incentivaram durante o meu percurso académico e, à minha namorada, cujo apoio e encorajamento me ajudaram durante a realização deste trabalho.

Índice

Lista de Figuras	VII
Lista de Tabelas.....	XI
Notação	XII
1.Introdução	1
1.1. Anatomia da articulação glenomer al.....	1
1.2. Tecido Ósseo	3
1.2.1. Úmero.....	4
1.3. Remodelação Óssea	6
1.4. Antecedentes Históricos.....	6
1.5. Artroplastia do ombro	8
1.5.1. Procedimento cirúrgico.....	11
1.6. Objectivos.....	12
1.7. Estrutura da tese	13
2.Modelo de Remodelação Óssea	14
2.1. Optimização de topologia	14
2.2. Propriedade Material	14
2.3. Formulação Matemática	16
3.Modelação computacional	19
3.1. Modelação Geométrica	19
3.1.1. Implante Cimentado	21
3.1.2. Implante <i>press-fit</i>	22
3.2. Análise do osso intacto	23
3.2.1. Modelação por elementos finitos do osso intacto	23
3.2.2. Determinação do parâmetro k.....	28
3.2.3. Modelo de osso intacto com canal	31
3.3. Modelação por elementos finitos do osso com implante	32
3.3.1. Modelo com implante cimentado.....	33
3.3.2. Modelo com implante <i>press-fit</i>	34

3.4. Análise de Resultados.....	35
4.Resultados	37
4.1. Modelo com implante cimentado.....	37
4.1.1. Cimentado <i>Bonded</i>	37
4.1.2. Sem atrito	39
4.1.3. Com atrito	41
4.2. Modelo com implante <i>press-fit</i>	43
4.2.1. <i>Press-fit Bonded</i>	43
4.2.2. Contacto sem atrito	45
4.2.3. Modelo sem acção muscular.....	47
5.Discussão e Conclusões	50
5.1. Discussão de resultados	50
5.2. Conclusão.....	54
5.3. Desenvolvimentos futuros	55
Referências	56
Anexo A	61
A.1 Cálculo de pressões	61
A.2 Transição de densidades.....	61
Anexo B	62
B.1 Modelo com implante cimentado	62
B.1.1 Bonded.....	62
B.1.2 Sem atrito.....	62
B.1.3 Com atrito.....	63
B.2 Modelo com implante <i>press-fit</i>	63
B.2.1 <i>Press-fit bonded</i>	63
B.2.2 Contacto sem atrito	64
B.2.3 Modelo sem acção muscular	64

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Articulação glenomer al aberta (Fonte: (Netter 2002))	1
Figura 1.2 – Vista anterior da cápsula articular e ligamentos da articulação glenomer al (Fonte: (Netter 2002))	2
Figura 1.3 – Vista anterior (a e c) e posterior (b e d) da coifa dos rotadores e dos músculos do ombro, respectivamente (Fonte: (Netter 2002))	3
Figura 1.4 – Composição do osso compacto e esponjoso (Fonte: (Tortora e Grabowski 2001))	4
Figura 1.5 – Secção transversal do úmero (Fonte: (Tortora e Grabowski 2001))	4
Figura 1.6 – Radiografia do úmero, apresentando o centro de rotação (ponto negro), base da cabeça (linha branca), centro do canal medular (linha vertical negra), raio de curvatura (RC), altura (HH), inclinação (HSA) e <i>offset</i> medial (OS) (Fonte: (Pearl 2005))	5
Figura 1.7 – Processo de remodelação óssea (Fonte: (Hill e Orth 1998))	6
Figura 1.8 – Substituição da articulação do ombro. À esquerda substituição com prótese anatômica (Fonte: (Rockwood 1998)) e à direita com prótese invertida (Fonte: (Charleston Orthopaedic Associates 2007))	8
Figura 1.9 – Diferentes modelos de prótese disponibilizados pela empresa Zimmer (Fonte: (Zimmer 2008))	10
Figura 1.10 – Exemplo das características modulares (Fonte: (Zimmer 2008))	10
Figura 1.11 – Complicações da artroplastia do ombro. a) Inversão de 180° do implante devido ao <i>loosening</i> (Fonte: (Ostelere e Soin 2003)), b) fractura periprostética na parte distal (Fonte: (Ostelere e Soin 2003))	11
Figura 1.13 – a) Configuração final do conjunto osso – implante (Fonte: (Zimmer 2008)), b) comparação da cabeça do implante e a cabeça do úmero (Fonte: (Zimmer 2008))	12
Figura 1.12 – Instrumento para ressecção da cabeça do úmero (à esquerda) e abertura do canal medular (à direita) (Fonte: (Ingen Orthopedics LLC 2008))	12
Figura 2.1 – Modelo material de optimização (Fonte: (Folgado 2004))	15
Figura 2.2 – Problema elástico generalizado com contacto	17
Figura 3.1 – Modelo tridimensional do úmero longitudinalmente dividido em duas partes	19
Figura 3.2 – Superfície exterior do úmero, com criação de sólido na diáfise e parte da cabeça. A vermelho encontra-se seleccionada a parte não sólida do úmero	20
Figura 3.3 – Secção longitudinal e transversal dos modelos geométricos do osso com e sem canal medular	20
Figura 3.4 – Comparação entre os modelos geométrico e real da prótese cimentada	21
Figura 3.5 – Modelo de osso com implante cimentado; secção longitudinal à esquerda	22
Figura 3.6 – À esquerda, comparação entre os modelos geométrico e real da prótese <i>press-fit</i> ; à direita, modelo de osso com implante <i>press-fit</i>	22
Figura 3.7 – Estrutura correspondente ao modo de partição dos diferentes modelos	23
Figura 3.8 – Procedimento para obtenção da malha de elementos finitos com elementos hexaedros de 8 nós	24

Figura 3.9 – Modelo tridimensional do osso intacto sem canal medular, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. b) Distribuição de densidades para $k=0.1 \times 10^{-3}$ e $\text{passo}=0.9 \times 10^2$	28
Figura 3.9 (cont.) – Modelo tridimensional do osso intacto sem canal medular, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. c) Distribuição de densidades para $k=0.2 \times 10^{-3}$ e $\text{passo}=0.6 \times 10^2$. d) Distribuição de densidades para $k=0.3 \times 10^{-3}$ e $\text{passo}=0.4 \times 10^2$	29
Figura 3.10 – Evolução da massa total de osso para os diferentes valores de k.....	30
Figura 3.11 – Modelo tridimensional do osso intacto com canal medular, secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição inicial. b) Distribuição final.....	31
Figura 3.12 – Modelo tridimensional do osso intacto com canal medular, secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. ...	32
Figura 3.13 – Malha volúmica do úmero (à esquerda), do implante cimentado (ao meio) e do cimento (à direita).....	33
Figura 3.14 – Malha volúmica do úmero (à esquerda) e do implante de <i>press-fit</i> (à direita).	34
Figura 3.15 – Diferentes regiões nas quais o úmero foi dividido. Fonte: (Sanchez-Sotelo, et al. 2001)	36
Figura 4.1 – Evolução da massa total de osso ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando o implante colado ao cimento.....	37
Figura 4.2 – Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (implante “colado” ao cimento), vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.....	38
Figura 4.3 - Evolução da massa total de osso ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando contacto sem atrito entre o implante e o cimento	39
Figura 4.4 - Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto sem atrito entre o implante e o cimento) vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.....	40
Figura 4.5 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando contacto com atrito entre o implante e o cimento	41
Figura 4.6 - Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto com atrito entre o implante e o cimento) vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.....	42
Figura 4.7 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante <i>press-fit</i> , considerando o implante “colado” ao osso.....	43
Figura 4.8 - Modelo tridimensional do osso com implante <i>press-fit</i> considerando o implante “colado” ao osso, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com	

osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.....	44
Figura 4.9 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante <i>press-fit</i> , considerando contacto sem atrito na interface osso-implante.	45
Figura 4.10 - Modelo tridimensional do osso com implante <i>press-fit</i> considerando contacto sem atrito na interface osso-implante, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.	46
Figura 4.11 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante <i>press-fit</i> sujeito apenas às reacções da articulação.....	47
Figura 4.12 - Modelo tridimensional do osso com implante <i>press-fit</i> sujeito apenas às reacções da articulação, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final	48
Figura 5.1 - Diferentes regiões nas quais o úmero foi dividido. Fonte: (Sanchez-Sotelo, et al. 2001)	50
Figura 5.2 – Tensões de Von Mises, no osso e na haste (na situação inicial e sexto caso de carga) do modelo cimentado <i>bonded</i> (a) e de contacto sem atrito (b). Escala entre 0 MPa (a azul) e 25 MPa (a vermelho). As regiões a cinzento indicam a existência de tensões superiores a 25 MPa.	51
Figura 5.3 – Raio X de uma artroplastia do ombro (à direita) (Feroussis, et al. 2003) e de uma artroplastia total da anca (à direita) (The Bristol Orthopaedic & Sports Injury Clinic 2003).....	54
Figura B.1 – Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (implante colado ao cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento	62
Figura B.2 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto sem atrito entre o implante e o cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.	62
Figura B.3 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto com atrito entre o implante e o cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.	63
Figura B.4 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante <i>press-fit</i> (o implante “colado” ao osso), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.	63
Figura B.5 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante <i>press-fit</i> (contacto sem atrito na interface osso-implante),	

considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. 64

Figura B.6 – Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* (sem acção muscular), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. 64

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 – Primeiro caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de abdução	25
Tabela 3.2 – Segundo caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de adução	25
Tabela 3.3 – Terceiro caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de flexão posterior	26
Tabela 3.4 – Quarto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de flexão anterior ...	26
Tabela 3.5 – Quinto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de rotação medial...	27
Tabela 3.6 – Sexto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de rotação lateral	27
Tabela 3.7 – Reacções na articulação glenomerall para os 6 casos de carga	28
Tabela 4.1 – Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando o implante colado ao cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.	39
Tabela 4.2 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando contacto sem atrito entre o implante e o cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.	41
Tabela 4.3 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando contacto com atrito entre o implante e o cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.	43
Tabela 4.4 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e do volume total de massa do modelo com implante <i>press-fit</i> , considerando o implante “colado” ao osso.	45
Tabela 4.5 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante <i>press-fit</i> , considerando contacto sem atrito na interface osso-implante.	47
Tabela 4.6 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante <i>press-fit</i> sujeito apenas às reacções da articulação. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.....	49
Tabela 5.1 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo para os modelos com implante cimentado.....	50
Tabela 5.2 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo para os modelos com implante <i>press-fit</i>	52

Notação

a, a_i	parâmetros da microestrutura
e, e_{ij}	tensor das deformações
E	módulo de Young
E, E_{ijkl}	tensor das propriedades elásticas
E^H, E_{ijkl}^H	tensor das propriedades elásticas homogeneizadas
f	forças de superfície
g	distância entre dois corpos
n	direcção normal
NC	número de casos de carga
P	índice do caso de carga
T	direcção tangencial
u, u_i	deslocamento
u_n, u_t	deslocamento na direcção normal, deslocamento na direcção tangencial
u^{rel}	deslocamentos relativos (entre duas superfícies)
u_n^{rel}, u_t^{rel}	deslocamento normal relativo, deslocamento tangencial relativo
u^P	deslocamento para o caso de carga P
v	deslocamento virtual
v^P	deslocamento virtual para o caso de carga P
Y	domínio da célula
$\mathbb{Y}$	parte sólida da célula
α^P	peso do caso de carga P
χ^{kl}, χ_p^{kl}	deslocamento característico no problema de homogeneização
Γ	superfície do corpo
Γ_c	superfície de contacto
Γ_f	superfície onde são aplicadas as cargas
Γ_u	superfície onde o corpo está fixo
k	parâmetro biológico, custo metabólico de manutenção do osso
λ	multiplicador de Lagrange
Λ	multiplicador de Lagrange associado ao constrangimento de volume
μ	densidade relativa
ϑ	coeficiente de atrito
σ, σ_{ij}	tensor das tensões
σ_n, σ_t	tensão normal de contacto, tensão tangencial de contacto
T_n, T_t	tensão normal de contacto, tensão tangencial de contacto
Ω	volume ocupado pelo corpo
Ω_b	Volume ocupado pelo corpo b

Capítulo 1

Introdução

Neste capítulo é efectuada uma breve introdução dos conceitos envolvidos no contexto da dissertação, realçando a anatomia da articulação e do úmero, o processo de remodelação óssea e a artroplastia do ombro. Para finalizar são apresentados os objectivos do trabalho desenvolvido.

1.1. Anatomia da articulação glenomer

A articulação glenomer (Figura 1) é a principal articulação do ombro. Esta caracteriza-se como uma articulação sinovial, do tipo enartrose, formada pela articulação da cabeça do úmero, com forma aproximadamente esférica, e a cavidade da escápula lateral, designada por glenóide (Silva 2004) (Souza 2001) (Palastanga, Field e Soames 2000).

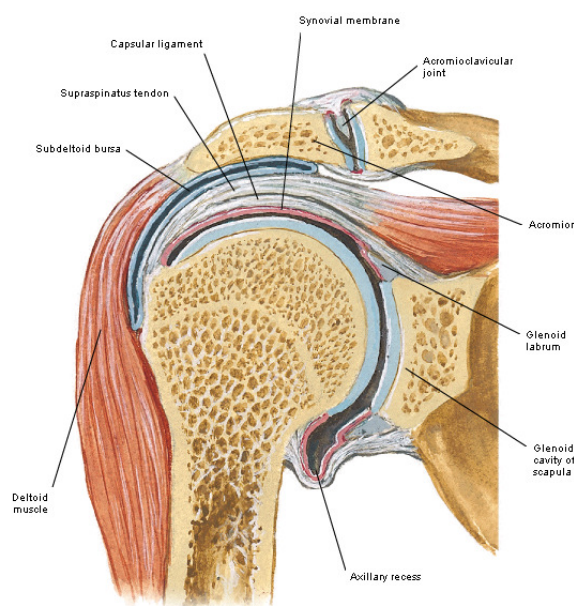


Figura 1.1 – Articulação glenomer aberta (Fonte: (Netter 2002))

Como se observa pela figura e, ao contrário do que acontece na articulação da anca, a cabeça do úmero apresenta uma dimensão relativamente superior à dimensão da glenóide, resultando numa adaptação imperfeita entre ambas. Em Palastanga, Field e Soames (2000) é referido que, em qualquer momento, apenas um terço da cabeça umeral se encontra em contacto com a glenóide. A baixa conexão entre ambas, por um lado, confere à articulação uma vasta gama de movimentos, tornando-a inclusivamente a articulação com maior mobilidade do corpo humano e, por outro lado, confere-lhe uma instabilidade intrínseca, tornando-a mais propensa a luxações e outro tipo de lesões, superior a qualquer outra articulação.

Os tecidos moles - cápsula articular, debrum glenoideu, ligamentos e músculos – têm um papel fundamental na sua estabilização (Oizumi, et al. 2006). A cápsula articular (Figura 1.2) é uma cápsula fibrosa que envolve a articulação, possuindo uma superfície de cerca do dobro da superfície da cabeça umeral, o que, por um lado, permite a mobilidade da articulação e, por outro, contribui para a estabilização da articulação através da compressão quando em posições extremas. O debrum glenoideu é uma estrutura fibrosa densa, localizada nas margens da glenóide que, para além de actuar como ponto de ancoragem para ligamentos, contribui também para o aumento da área das superfícies de contacto e aprofundamento da concavidade da cavidade glenoideia. Os ligamentos (Figura 1.2), apesar de referidos em separado, fazem parte da cápsula articular e contribuem especialmente para a estabilização da articulação quando todos os outros mecanismos ficam em sobrecarga (Terry e Chopp 2000).

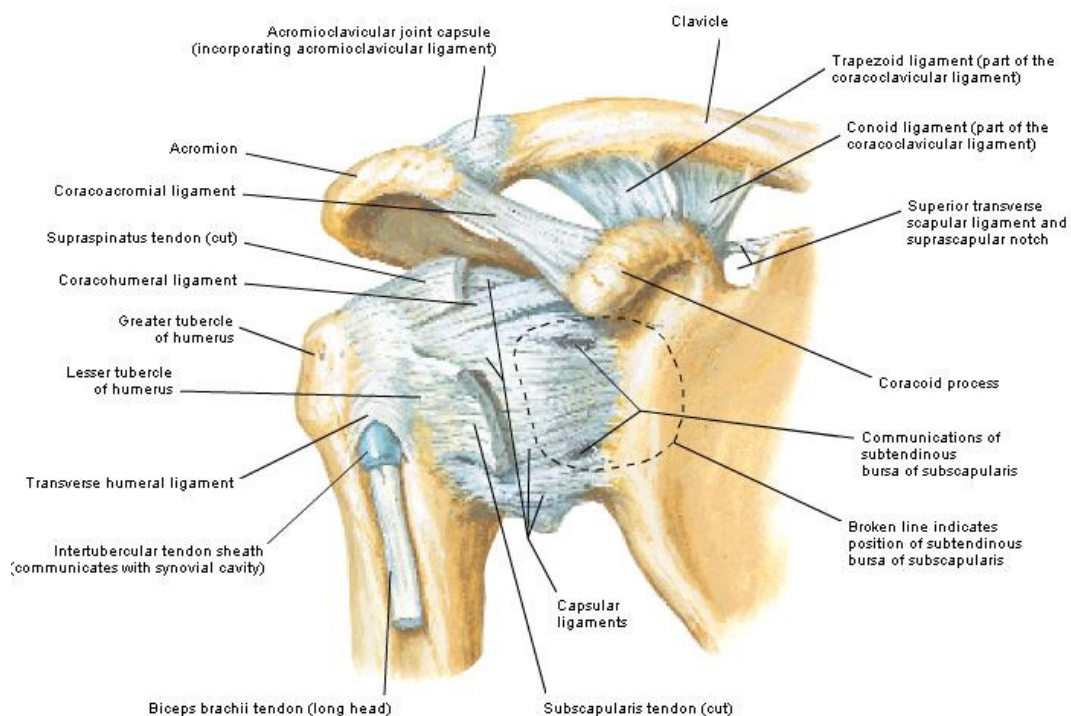


Figura 1.2 – Vista anterior da cápsula articular e ligamentos da articulação glenoumeral (Fonte: (Netter 2002))

Actuando como estabilizadores dinâmicos, os músculos são o principal mecanismo de estabilização, com particular destaque para os músculos da coifa dos rotadores, que envolvem a cabeça do úmero, forçando-a a manter contacto com a fossa glenoidal. A coifa dos rotadores é constituída pelo infra-espinhoso, supra-espinhoso, subescapular e pequeno redondo. Além do importante papel desempenhado na estabilização da articulação, os músculos são também essenciais para a mobilidade desta, existindo um total de 5 músculos, para além da coifa dos rotadores, a actuar e contribuir para o movimento do úmero: peitoral maior, grande dorsal, deltóide, grande redondo e o coráco-braquial (Figura 1.3) (Tortora e Grabowski 2001).

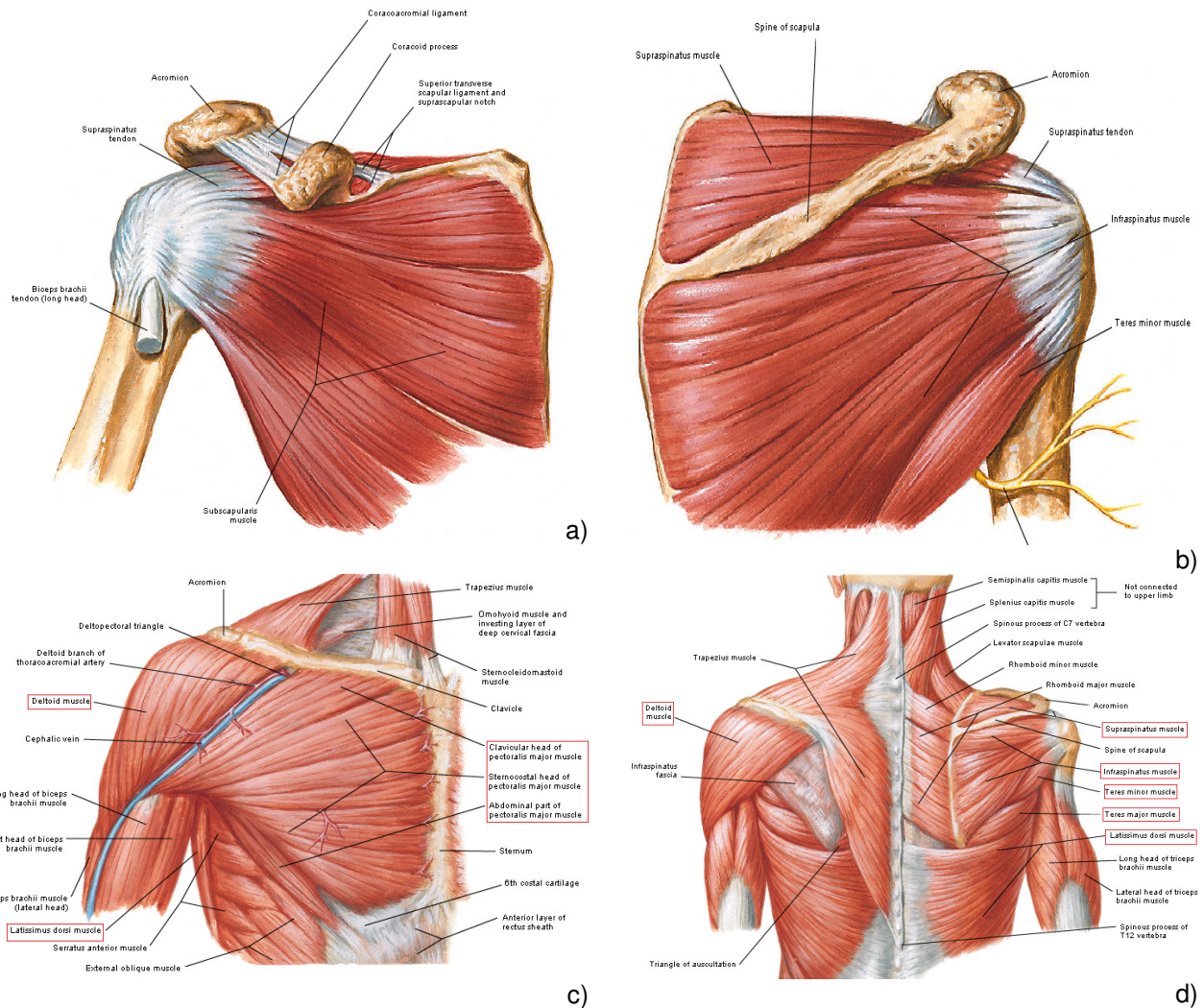


Figura 1.3 – Vista anterior (a e c) e posterior (b e d) da coifa dos rotadores e dos músculos do ombro, respectivamente (Fonte: (Netter 2002))

1.2.Tecido Ósseo

O osso é um tecido conjuntivo especializado, composto por uma matriz de materiais intercelulares que envolvem diferentes tipos de células: células osteogénicas, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. A matriz óssea é composta por uma componente inorgânica e orgânica, que confere, respectivamente, rigidez e resistência ao osso (Hill e Orth 1998) (Tortora e Grabowski 2001).

Apresentando pequenos poros entre os seus constituintes, o osso não é completamente sólido. Consoante a dimensão e distribuição destes, a região pode ser caracterizada como osso compacto ou esponjoso (Figura 1.4) (Tortora e Grabowski 2001).

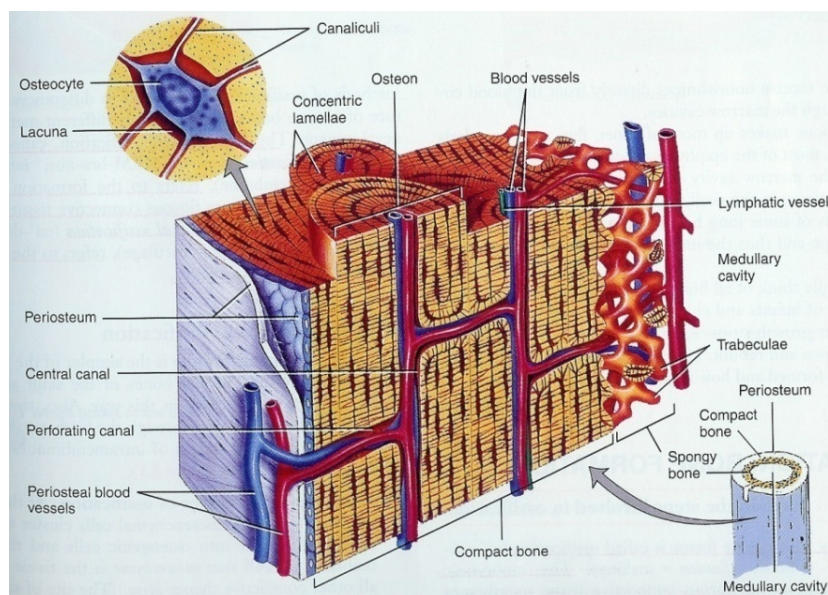


Figura 1.4 – Composição do osso compacto e esponjoso (Fonte: (Tortora e Grabowski 2001))

O osso compacto apresenta baixa porosidade na sua constituição, possuindo desta forma densidade relativa elevada. Este compõe a parte exterior de todos os ossos do corpo humano e a diáfise dos ossos longos. A sua função é de suporte e protecção, auxiliando os ossos longos a resistir às tensões sobre eles aplicadas (Tortora e Grabowski 2001). Microscopicamente, é constituído por camadas de lamelas ósseas, concêntricas, que no conjunto formam os sistemas de Havers ou *osteons* (Figura 1.4). O canal central (canal de Havers), em torno do qual as lamelas ósseas se dispõem, estende-se longitudinalmente ao longo do osso (Souza 2001) e envolve um conjunto de vasos sanguíneos, responsáveis pela irrigação do osso. A interligar os diferentes canais de Havers, encontram-se ainda, aproximadamente perpendicular a estes, os canais de Volkmann.

O osso esponjoso, constituinte da epífise dos ossos longos e ossos curtos, irregulares e planos, apresenta porosidade elevada, o que lhe confere baixa rigidez. Este é formado por numerosas lâminas e trabéculas ósseas que se orientam segundo direcções preferenciais, de acordo com as linhas de força a que se encontram sujeitas (Souza 2001).

1.2.1. Úmero

O úmero (Figura 1.5) é o maior osso do membro superior. Pertencente à classe dos ossos longos, é constituído por uma diáfise (corpo) e duas extremidades, proximal e distal.

A extremidade proximal é caracterizada pela cabeça do úmero, com superfície articular lisa, arredondada voltada para

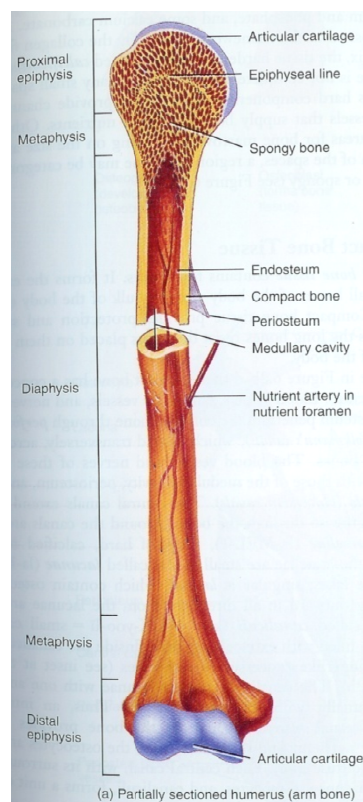


Figura 1.5 – Secção transversal do úmero (Fonte: (Tortora e Grabowski 2001))

cima, medialmente e para trás (Palastanga, Field e Soames 2000). Das suas propriedades resulta a grande variabilidade da anatomia do úmero, diferente para cada indivíduo, nomeadamente no que diz respeito ao nível de retroversão, inclinação, *offset*, raio de curvatura e altura, as quais se encontram ilustradas na Figura 1.6. A retroversão está relacionada com a rotação proximal do úmero e pode inclusivamente variar entre o úmero esquerdo e o direito do mesmo indivíduo. O *offset* é definido pela distância entre o centro de rotação da cabeça e o eixo do canal medular, podendo apresentar um carácter medial e anteroposterior (Pearl 2005).

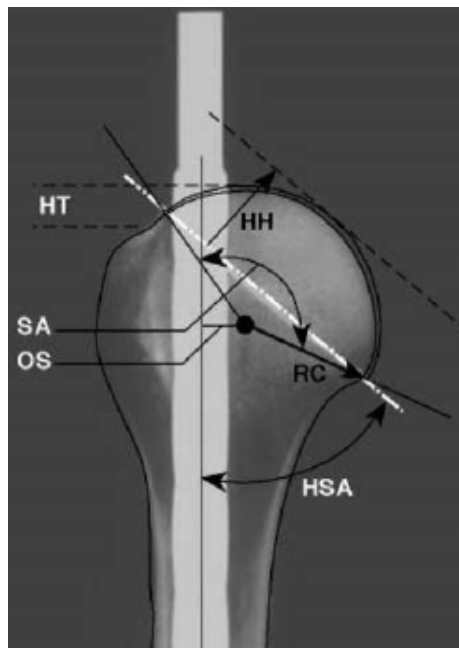


Figura 1.6 – Radiografia do úmero, apresentando o centro de rotação (ponto negro), base da cabeça (linha branca), centro do canal medular (linha vertical negra), raio de curvatura (RC), altura (HH), inclinação (HSA) e *offset* medial (OS) (Fonte: (Pearl 2005))

A cabeça do úmero encontra-se ligada à extremidade superior através do colo anatómico, uma região ligeiramente constringida que circunda o osso na margem articular, separando-a dos tubérculos, maior e menor. O tubérculo maior é uma proeminência junto à cabeça, marcado por três impressões distintas para fixação muscular (infra-espinhoso, supra-espinhoso e pequeno redondo), enquanto o tubérculo menor, de tamanho mais reduzido, é uma proeminência, abaixo do colo anatómico, com uma impressão bem marcada no lado medial para fixação muscular (subescapular) (Terry e Chopp 2000).

Na transição entre a metáfise e a diáfise, existe uma constrição, designada por colo cirúrgico. A sua designação resulta do facto de ser uma região onde comumente ocorrem as fracturas do úmero.

Na parte central da diáfise encontra-se a cavidade medular, que contém a medula óssea amarela nos adultos.

1.3. Remodelação Óssea

O osso é um tecido dinâmico que se encontra em constante remodelação, mesmo após atingir a maturidade.

A remodelação óssea é um processo complexo que envolve a reabsorção e formação de osso, por parte das células osteoclásticas e osteoblásticas (Figura 1.7), respectivamente. Segundo a lei de Wolff, um anatomista alemão, o osso tem a capacidade de se adaptar consoante os carregamentos a que se encontra sujeito, isto é, se o osso estiver sujeito a um determinado carregamento, este é capaz de, com o tempo, remodelar-se de forma a adquirir a estrutura mais resistente para esse carregamento (Huiskes, et al. 1987).

Num adulto saudável existe um equilíbrio entre o processo de reabsorção e de formação de novo osso (Hill e Orth 1998). Em condições adversas, como a utilização de um implante, a diferente distribuição de carga, resultante do fenómeno de *stress shielding*, pode provocar um aumento de reabsorção face à formação, conduzindo a um osso fragilizado, mais propenso à ocorrência de fracturas (Fernandes, Rodrigues e Jacobs 1999).

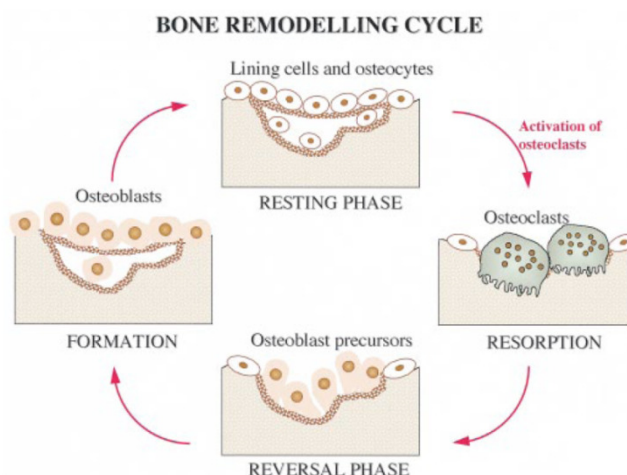


Figura 1.7 – Processo de remodelação óssea (Fonte: (Hill e Orth 1998))

1.4. Antecedentes Históricos

A primeira substituição da articulação por uma prótese metálica foi feita por Péan, a 11 de Março de 1893, no "Hôpital International", em Paris. Na sua descrição, o autor cita quatro vezes o trabalho desenvolvido por Themistocles Gluck (Walch e Boileau 1998).

Gluck, médico de profissão, prestou grandes contribuições nos vários ramos da cirurgia experimental, incluindo transplante de órgãos e cirurgia de fracturas. No ramo de substituição de articulações, Gluck foi um pioneiro, tendo concebido próteses para diversas articulações, incluindo o ombro. O seu trabalho começou pela aplicação de vários tipos de material em ensaios com

animais, acabando por optar pela utilização de osso de cadáver e marfim para a construção das suas próteses. Também no método de fixação foram experimentados vários métodos, tendo testado diversas substâncias como cimento ósseo, embora a sua preferência incidisse sobre a fixação não cimentada com osseointegração (Walch e Boileau 1998).

Gluck pretendia uma prótese aplicável a todas as idades, o que o levou a desenvolver uma prótese com extremidades permutáveis, resultando na primeira prótese modular. A prótese do ombro era constituída por uma componente umeral de marfim, inserida no canal medular, articulando com uma prótese igualmente de marfim, pregada à glenóide. O seu trabalho culminou com a realização de 14 artroplastias e, apesar de somente cinco terem sido reportadas em detalhe, os seus resultados iniciais revelaram-se impressionantes. No entanto, apesar da sua contribuição para a substituição de articulações, o seu trabalho acabou por ser subvalorizado, senão totalmente ignorado (Walch e Boileau 1998).

Péan, nascido em Marboué em 1830, era considerado, no final do século XIX, um dos maiores cirurgiões da sua época. A sua descrição da primeira artroplastia com prótese metálica reporta um indivíduo a morrer com tuberculose do úmero proximal e da articulação do ombro. A decisão pela utilização de prótese passou pelo facto do paciente se recusar a amputar o braço, deixando como única solução a excisão do tecido infectado e inserção de uma prótese. Argumentando que não seriam suficientemente fortes, Péan recusou as próteses de marfim de Gluck, encomendando a construção de uma nova prótese a J. Porter Michaels, um dentista parisiense. A haste era composta por um cilindro de platina com duas alhetas e alguns furos para ancoragem do perióstio e músculos, enquanto a cabeça era composta por uma bola de borracha, previamente endurecida através da fervura em parafina durante 24 horas. Após aplicação da prótese, os resultados foram excelentes, no entanto, 2 anos depois, uma cápsula óssea, resistente e longa, formara-se à volta da prótese obrigando à remoção desta. Durante quase 60 anos, a prótese do ombro não sofrera qualquer evolução, registando-se apenas, durante este período, uma outra tentativa de substituição da articulação, desta vez com prótese de marfim (Walch e Boileau 1998).

A falência das primeiras próteses utilizadas era resultado de infecções que consequentemente levavam à rápida libertação desta. Devido a limitações dos biomateriais utilizados e métodos de fixação, os avanços ocorriam de forma bastante lenta. A primeira artroplastia com uma prótese de geometria anatómica, incluindo *offset* medial e posterior, foi implantada por Frederick Krueger a 12 de Dezembro de 1950 (Walch e Boileau 1998).

Em 1953, surge finalmente, através do trabalho do Dr. Charles S. Neer II, a era moderna da artroplastia do ombro. Este desenvolveu as próteses de primeira geração, designadas por monobloco, compostas, como o nome indica, por um único componente (Sistermann s.d.) (Smith 2004). A primeira série de casos foi realizada durante 1953 e 1954 e, em 1964 Neer já tinha aplicado a sua técnica a 54 pacientes. Em 1974, Neer reporta o caso de 48 artroplastias do ombro para o tratamento de artrite glenomer, fundando, com este e trabalhos posteriores, a base do

conhecimento actual acerca das indicações, técnica cirúrgica, reabilitação e resultados da artroplastia do ombro (Walch e Boileau 1998).

Entretanto, no final da década de 80 começaram a surgir as primeiras próteses modulares, de segunda geração. Eram compostas por duas componentes, a componente umeral e a cabeça, permitindo uma maior flexibilidade de escolha e consequentemente uma melhor reprodução da anatomia do ombro. Todavia, em casos de rotura da coifa dos rotadores, estas revelaram-se incapazes de apresentar bons resultados, motivando o aparecimento de novos princípios que conduziram ao aparecimento de uma nova prótese, a prótese invertida. Esta consistia na inserção de uma bola artificial na glenóide e na substituição da cabeça do úmero por uma haste com uma cavidade onde a bola artificial articula (Gobezie s.d.). Em 1985, Paul Gremmont apresentou o seu primeiro protótipo, revolucionando com o conceito de medialização e abaixamento do centro de rotação (Katz, et al. 2007).

Actualmente, em situações que apresentam a coifa dos rotadores funcional, são utilizadas próteses de terceira geração, designadas por anatómicas, devido à grande semelhança que apresentam com a anatomia do ombro (Figura 1.8 – à esquerda). Estas permitem uma melhor adaptação da anatomia para cada indivíduo, não restringindo a mobilidade natural de músculos e ligamentos que envolvem a articulação (Smith 2004). Quando a coifa dos rotadores não apresenta a funcionalidade necessária recorre-se então à utilização da prótese invertida, com a qual se têm alcançado bons resultados (Figura 1.8 – à direita).



Figura 1.8 – Substituição da articulação do ombro. À esquerda substituição com prótese anatómica (Fonte: (Rockwood 1998)) e à direita com prótese invertida (Fonte: (Charleston Orthopaedic Associates 2007))

1.5. Artroplastia do ombro

A articulação glenoumeral é a terceira articulação mais substituída, após o joelho e anca (Norris e Iannotti 2002) (Exatech 2008). A perda de mobilidade e dor considerável são as principais razões para considerar este tipo de tratamento, podendo resultar de diversas condições

patológicas: osteoartrite, a mais comum, artrite reumatóide, fractura, necrose avascular e rotura da coifa dos rotadores (Exatech 2008) (Bigliani e Flatow 2005). A osteoartrite é uma condição que provoca contínuo desgaste da cartilagem da articulação resultante da constante solicitação desta ao longo dos anos. O contínuo desgaste conduz à inflamação da articulação que, associado à menor protecção do osso por parte da cartilagem, pode provocar dor intolerável e perda de mobilidade. A artrite reumatóide é uma doença crónica auto-imune, que estimula o sistema imunitário a atacar as articulações, conduzindo igualmente a uma dor intolerável e perda de mobilidade. Finalmente, a necrose avascular caracteriza-se pela perda, temporária ou permanente, de irrigação de sangue para o osso, conduzindo à morte do tecido ósseo (Clayman 1992) (Exatech 2008).

A aproximação cirúrgica pode ser abordada de duas formas diferentes: artroplastia total, com substituição da articulação tanto ao nível do úmero como da glenóide e, hemiartroplastia, unicamente com substituição da componente umeral. A artroplastia total, no entanto, apenas se apresenta como um procedimento viável quando na presença de um indivíduo com osso adequado na glenóide, em qualidade e quantidade, e, no caso da utilização de um modelo anatómico, a coifa dos rotadores e tecidos moles envolvidos na articulação funcionais (Bigliani e Flatow 2005) (Boshali, Wirth e Rockwood 2006). Diversos estudos sugerem a obtenção de resultados ligeiramente superiores com a substituição total da articulação, nomeadamente no que diz respeito ao alívio de dor e recuperação da mobilidade da articulação (Jain, et al. 2005).

A componente umeral, objecto de estudo do presente trabalho, pode ser implantada através de três métodos de fixação: cimentação, *press-fit* e osseointegração (Figura 1.9). O método de cimentação utiliza o polimetilmetacrilato (PMMA), também designado por cimento ósseo, para fixar e estabilizar a haste no interior do úmero, enquanto o método de *press-fit* consegue a fixação através da introdução pressurizada da mesma no interior do úmero. A técnica de osseointegração tem a particularidade de utilizar uma componente parcialmente revestida por uma camada porosa que promove o crescimento do osso para o seu interior, criando uma ligação biológica entre ambos que permite a estabilização da prótese a longo prazo. No entanto, próteses retiradas de pacientes revelam zonas revestidas com e sem osseointegração, evidenciando uma elevada dependência desta com os micro movimentos da interface osso-implante (Engh, Bobyn e Glassman 1987) (Folgado 2004), isto é, apesar do elevado coeficiente de atrito, podem ocorrer deslocamentos relativos elevados que impossibilitam o crescimento ósseo.

A decisão sobre qual método utilizar depende da idade do paciente, da qualidade do osso, da presença de fractura ou rotura da coifa dos rotadores e da experiência do cirurgião (Bigliani e Flatow 2005).



Figura 1.9 – Diferentes modelos de prótese disponibilizados pela empresa Zimmer (Fonte: (Zimmer 2008))

Como referido anteriormente, actualmente, para uma melhor reprodução da anatomia do úmero, essencial para o sucesso da artroplastia, as próteses permitem uma maior flexibilidade, disponibilizando alguma variabilidade na escolha de dimensões para a cabeça, haste e *offset* pretendidos (Figura 1.10) (Exatech 2008).



Figura 1.10 – Exemplo das características modulares (Fonte: (Zimmer 2008))

Contudo, como em artroplastias de outras articulações, a artroplastia do ombro está associada a um conjunto de complicações (Boshali, Wirth e Rockwood 2006) (Hasan, et al. 2002), das quais se destacam o *loosening* da prótese, instabilidade glenoumeral, fractura periprostética, rotura da coifa dos rotadores e infecção. Tendo em consideração o objectivo do trabalho, o estudo da componente umeral, são de especial interesse o *loosening* da prótese e a fractura periprostética (Figura 1.11). O *loosening* da prótese ocorre quando a estabilidade da interface osso-implante é comprometida e, desta forma, a prótese fica como que solta no interior do úmero, podendo deslocar-se e conduzir à falência da articulação. A estabilidade da interface osso-implante depende directamente do processo de remodelação óssea que, como referido anteriormente, caso exista uma distribuição anómala de tensões, resultante da interacção com a prótese, pode conduzir à fragilização do osso e consequentemente da interface. De forma análoga, a fractura periprostética está intimamente relacionada com o fenómeno descrito, já que

um osso fragilizado apresenta maior susceptibilidade de fractura, como sustentado, por exemplo, por Weinans, Huiskes e Grootenboer (1992).

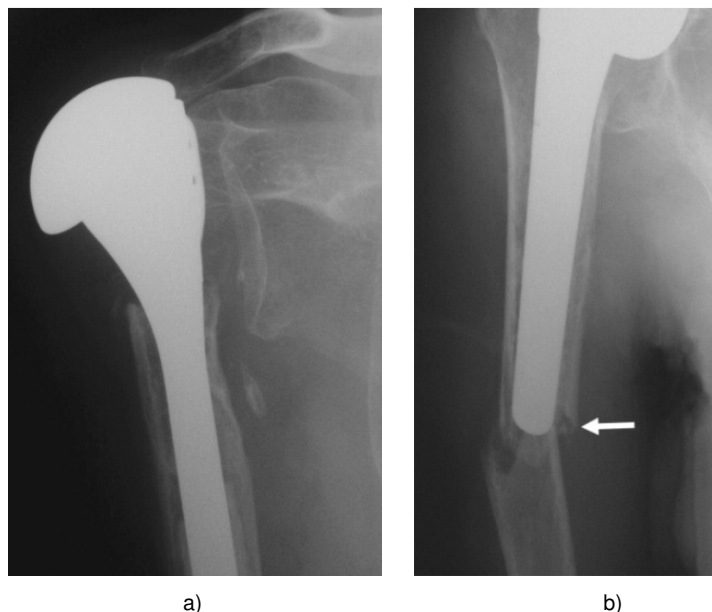


Figura 1.11 – Complicações da artroplastia do ombro. a) Inversão de 180° do implante devido ao *loosening* (Fonte: (Ostelere e Soin 2003)), b) fractura periprostética na parte distal (Fonte: (Ostelere e Soin 2003))

Num estudo efectuado a 282 pacientes, Amy K. Franta et al., reportou que em 31 dos casos, cerca de 11%, o resultado insatisfatório era provocado pelo *loosening* do componente umeral. Apenas 6 casos (2%) se deviam à ocorrência de fractura periprostética (Franta, et al. 2007). Kamal I. Boshali et al. encontrou 27 casos de *loosening* do componente umeral e 46 de fractura periprostética em 414 complicações verificadas (Boshali, Wirth e Rockwood 2006). Samer S. Hasan verificou 17 (12%) casos de *loosening* do componente do úmero e 5 de fractura periprostética (4%) em 141 casos estudados (Hasan, et al. 2002).

1.5.1. Procedimento cirúrgico

O processo operativo obedece a um conjunto de directivas que servem de orientação para o cirurgião. Inicialmente, este efectua uma incisão e remove ligamentos e músculos até que a cabeça do úmero se encontre exposta. Considerando o úmero na sua posição anatómica, procede-se a uma rotação exterior de cerca de 30° e efectua-se a ressecção da cabeça do úmero sob o colo anatómico, com uma inclinação que deverá corresponder ao ângulo da prótese utilizada, recorrendo-se para isso a uma ferramenta auxiliar como mostrado na Figura 1.12 – à esquerda. Após a ressecção da cabeça, a cavidade medular é preparada em diferentes passos, começando com o *reamer* de menor dimensão e incrementando a cada passo até que o osso cortical seja atingido (Figura 1.12 – à direita).

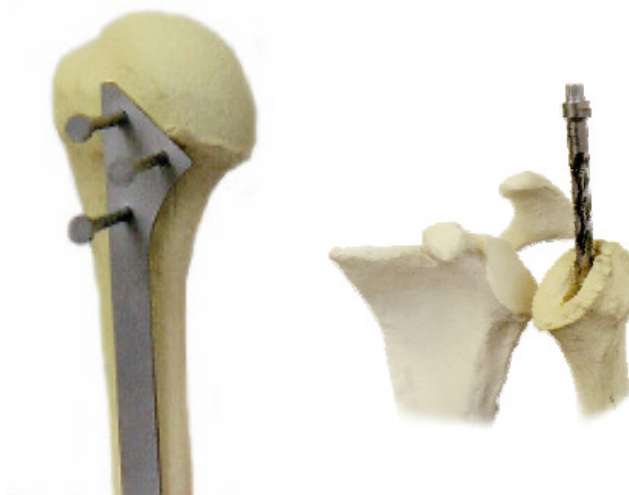


Figura 1.12 – Instrumento para ressecção da cabeça do úmero (à esquerda) e abertura do canal medular (à direita) (Fonte: (Ingen Orthopedics LLC 2008))

Posteriormente cabe ao cirurgião decidir que tipo de haste utilizar. Na existência de fractura ou de um osso fragilizado é recomendável a utilização de uma haste cimentada, com dimensão inferior à do *reamer* utilizado, originando desta forma um espaço entre a prótese e o osso que será preenchido pelo cimento ósseo. Geralmente, a espessura do cimento varia entre 0.5 e 1.5 mm. Caso o osso apresente boa estabilidade pode ser utilizada a técnica de *press-fit*, na qual a haste terá que ter a dimensão exacta do *reamer* utilizado (Ingen Orthopedics LLC 2008) (Zimmer 2008), de modo a garantir um bom ajuste entre o osso e esta.

Para finalizar, é definida qual a cabeça da prótese a utilizar através da comparação com a cabeça do úmero ressecada (Figura 1.13), tendo em conta o diâmetro e altura desta.



Figura 1.13 – a) Configuração final do conjunto osso – implante (Fonte: (Zimmer 2008)), b) comparação da cabeça do implante e a cabeça do úmero (Fonte: (Zimmer 2008))

1.6.Objectivos

No presente trabalho pretende-se, recorrendo a modelos tridimensionais de elementos finitos do úmero, analisar o processo de adaptação do osso após inserção de uma componente protésica, com o objectivo de avaliar a possível contribuição do *stress shielding* para a falência

desta. Para isso foram construídos 2 modelos geométricos distintos, consoante o tipo de fixação do implante: cimentado ou *press-fit*.

Para validação do modelo computacional de remodelação óssea utilizado é ainda considerado um modelo do úmero sem implante para demonstrar a capacidade do modelo computacional de reproduzir, com elevada semelhança, a morfologia de um osso saudável.

1.7.Estrutura da tese

Além deste capítulo de introdução a dissertação inclui mais quatro capítulos, onde se apresentam o modelo de remodelação óssea, os modelos computacionais desenvolvidos, os resultados de remodelação óssea e respectiva discussão, assim como as conclusões.

No capítulo 2 apresenta-se o modelo de remodelação óssea utilizado no decorrer da dissertação, abordando com alguma simplicidade os conceitos envolvidos. Este consiste num processo de optimização de topologia através da minimização de uma função objectivo que tem em conta aspectos mecânicos e biológicos. Neste capítulo é também abordado o modelo material do osso.

O capítulo 3, de modelação computacional, apresenta os modelos computacionais desenvolvidos, de osso sem e com implante, descrevendo a modelação geométrica, a construção da malha de elementos finitos e os diversos passos para obtenção dos resultados pretendidos.

No capítulo 4 são apresentados os resultados de remodelação óssea dos diferentes modelos com implante: cimentado e *press-fit*.

Para o capítulo final, o capítulo 5, é remetida uma breve discussão dos resultados, seguida da conclusão do trabalho realizado.

Capítulo 2

Modelo de Remodelação Óssea

O modelo de remodelação óssea utilizado no presente trabalho baseia-se num critério de optimização de topologia. Neste capítulo são introduzidos os conceitos abrangidos pelo modelo.

2.1.Optimização de topologia

O modelo de optimização de topologia consiste no processo de distribuição de material por diferentes regiões, identificando regiões vazias e sólidas, sem e com material, respectivamente, de forma a obter a estrutura mais resistente para um determinado domínio. Definido desta forma, o problema de optimização apresenta um carácter discreto, em que a variável de projecto assume apenas dois valores diferentes, consoante a existência ou não de material. Este tipo de problema, em geral, não apresenta solução e, revela ser, em termos computacionais, demasiado complexo quando perante um número elevado de variáveis (P. Fernandes 1998).

No modelo utilizado foi introduzido o conceito de material com densidade relativa variável, que permite a consideração de uma função contínua de densidade, com valores compreendidos no intervalo $[0,1]$, permitindo não só a representação de regiões vazias (densidade nula) e compactas (densidade unitária), como todos os estados intermédios. Na óptica de remodelação óssea, a existência de densidades relativas intermédias permite a reprodução de osso trabecular, cuja densidade se encontra compreendida entre valores de 0.1 a 0.6.

Em termos práticos, o problema é abordado através da minimização do trabalho das forças aplicadas, condicionada por um termo adicional k , relacionado com o custo biológico do organismo na manutenção de osso, uma vez que, em termos biológicos, a formação de osso requer uma constante vascularização da região e consequentemente um maior gasto energético por parte do organismo. Desta forma, o modelo consegue ter em consideração aspectos mecânicos e metabólicos, aproximando-se o mais possível da realidade (Fernandes, Rodrigues e Jacobs 1999).

2.2.Propriedade Material

O osso é modelado como um material poroso, com uma microestrutura periódica, obtida a partir da repetição local de células cúbicas unitárias com furos paralelepípedicos de dimensão a_1 , a_2 e a_3 , como descrito na Figura 2.1 (Fernandes, Rodrigues e Jacobs 1999). A densidade relativa em cada ponto é função destes parâmetros, calculada por $\mu = 1 - a_1 \times a_2 \times a_3$, com a_i compreendido entre $[0,1]$. De notar que no limite, para $a_i=1$ e $a_i=0$, estamos perante a situação de

não existência de osso e existência de osso cortical, respectivamente. Para valores intermédios, como referido anteriormente, obtém-se a existência de osso trabecular com porosidade variável.

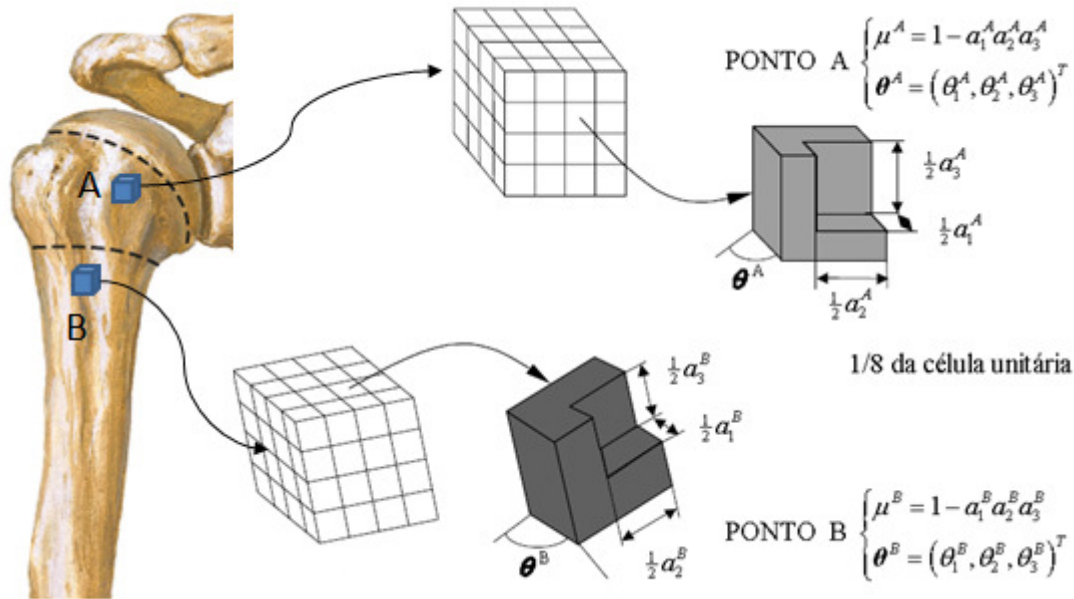


Figura 2.1 – Modelo material de otimização (Fonte: (Folgado 2004))

Esta formulação conduz a um material ortotrópico, permitindo a identificação da orientação das células unitárias e consequentemente a simulação de osso como um material orientado.

Assim sendo, em cada ponto, o osso é caracterizado pelos parâmetros da microestrutura $a = (a_1, a_2, a_3)^T$, que caracterizam a densidade relativa μ e, pela orientação da célula, definida pelos ângulos de Euler, $\theta = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)^T$. De notar no entanto que, dado o objectivo do presente trabalho se centrar numa análise de densidades, apenas se têm em conta os parâmetros $a = (a_1, a_2, a_3)^T$.

As propriedades mecânicas são obtidas através do método de homogeneização, que procura encontrar, para um material poroso e consequentemente heterogéneo, um material homogéneo com propriedades equivalentes, cuja dependência da microestrutura deixe de ser explícita (Guedes e Kikuchi 1990). De um modo geral, o método consiste na consideração, para cada ponto do espaço, de uma célula de dimensões microscópicas, quando comparada com a dimensão global do material, na qual se aplicam seis casos independentes de tensão ou extensão. Cada caso conduz a um conjunto de seis equações e, no total, de trinta e seis equações constitutivas que permitem a determinação do tensor E_{ijkl}^H , através da relação entre a média de tensões e extensões, como descrito em (1). Para a análise descrita ser válida, a célula considerada tem que ser suficientemente pequena para que, a nível macroscópico, possa ser considerada como pontual e suficientemente grande para que represente uma amostra estatística da microestrutura (Zohdi e Wrigges 2005).

$$\begin{Bmatrix} \langle \sigma_{11} \rangle \\ \langle \sigma_{22} \rangle \\ \langle \sigma_{33} \rangle \\ \langle \sigma_{12} \rangle \\ \langle \sigma_{23} \rangle \\ \langle \sigma_{13} \rangle \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} E_{1111}^H & E_{1122}^H & E_{1133}^H & E_{1112}^H & E_{1123}^H & E_{1113}^H \\ E_{2211}^H & E_{2222}^H & E_{2233}^H & E_{2212}^H & E_{2223}^H & E_{2213}^H \\ E_{3311}^H & E_{3322}^H & E_{3333}^H & E_{3312}^H & E_{3323}^H & E_{3313}^H \\ E_{1211}^H & E_{1222}^H & E_{1233}^H & E_{1212}^H & E_{1223}^H & E_{1213}^H \\ E_{2311}^H & E_{2322}^H & E_{2333}^H & E_{2312}^H & E_{2323}^H & E_{2313}^H \\ E_{1311}^H & E_{1322}^H & E_{1333}^H & E_{1312}^H & E_{1323}^H & E_{1313}^H \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \langle \varepsilon_{11} \rangle \\ \langle \varepsilon_{22} \rangle \\ \langle \varepsilon_{33} \rangle \\ 2\langle \varepsilon_{12} \rangle \\ 2\langle \varepsilon_{23} \rangle \\ 2\langle \varepsilon_{13} \rangle \end{Bmatrix} \quad (1)$$

A implementação do método de homogeneização pode ser abordada de diversas formas, existindo por isso um grande número de metodologias para estimação das propriedades mecânicas homogeneizadas. Alguns exemplos são apresentados em (Zohdi e Wrigges 2005), entre outros.

No modelo de remodelação óssea as propriedades mecânicas homogeneizadas são obtidas através da seguinte relação:

$$E_{ijkl}^H(\mathbf{a}) = \frac{1}{|Y|} \int_{\mathbb{Y}} E_{ijkl} - E_{ijpm} \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_m} dY \quad (2)$$

onde Y representa o domínio da célula ($\mathbb{Y}$ apenas a parte sólida), E_{ijkl} as propriedades do material base do osso e χ^{kl} um deslocamento característico. Considerando as propriedades mecânicas do tecido das trabéculas equivalentes às do osso cortical, assume-se este último como material base. As funções χ^{kl} são solução de um problema da microestrutura descrito através da equação

$$\int_{\mathbb{Y}} E_{ijpm} \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_m} \frac{\partial v_i}{\partial y_j} dY = \int_{\mathbb{Y}} E_{ijkl} \frac{\partial v_i}{\partial y_j} dY \quad (3)$$

Para uma dedução detalhada do método de homogeneização utilizado ver (Guedes e Kikuchi 1990).

2.3. Formulação Matemática

No problema de remodelação óssea considera-se o osso como uma estrutura de volume Ω_b , fixo na fronteira Γ_u e sujeito a um conjunto de cargas de superfície f na fronteira Γ_f . A interface osso-cimento, no caso de haste cimentada, e osso-implante, no caso de haste *press-fit*, é designada por Γ_c (Figura 2.2).

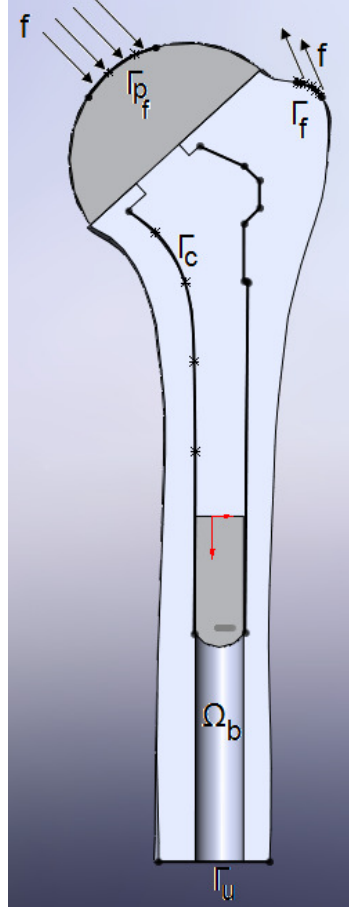


Figura 2.2 – Problema elástico generalizado com contacto

Considerando para cada ponto os parâmetros $a = (a_1, a_2, a_3)^T$, descritos anteriormente e, utilizando um critério de optimização de múltiplas cargas, o problema pode ser descrito a partir da seguinte função objectivo:

$$\min_a \left[\sum_{P=1}^{NC} \alpha^P \left(\int_{\Gamma_f} f_i^P u_i^P d\Gamma + \right) + k \int_{\Omega_b} \mu(a) d\Omega \right] \quad (4)$$

sujeito a,

$$0 \leq a_i \leq 1, \quad i = 1, 2, 3 \quad (5)$$

$$\int_{\Omega_b} E_{ijkl}^H(a) e_{ij}(\mathbf{u}^P) e_{kl}(\mathbf{v}^P) d\Omega - \int_{\Gamma_f} f_i^P v_i^P d\Gamma + \int_{\Gamma_c} \tau_n^P (v_n^{\text{rel}})^P - \tau_t^P (v_t^{\text{rel}})^P d\Gamma = 0 \quad (6)$$

$$\forall \mathbf{v}^P = 0 \text{ e } \mathbf{u}^P = 0 \text{ em } \Gamma_u$$

$$\begin{cases} (u_n^{\text{rel}})^P - g \leq 0, \quad \tau_n^P \geq 0, \quad \tau_n^P ((u_n^{\text{rel}})^P - g) = 0 \\ |\tau_t^P| \leq \vartheta |\tau_n^P| \rightarrow \begin{cases} |\tau_t^P| < \vartheta |\tau_n^P| \Rightarrow u_t^{\text{rel}} = 0 \\ |\tau_t^P| = \vartheta |\tau_n^P| \Rightarrow \exists \Lambda \geq 0 : u_t^{\text{rel}} = -\Lambda \tau_t^P \end{cases} \text{ em } \Gamma_c, P = 1, \dots, NC \end{cases} \quad (7)$$

onde NC é o número de casos de carga considerados e α^P os respectivos pesos, de tal forma que $\sum_{P=1}^{NC} \alpha^P = 1$. A equação (6) traduz o equilíbrio na forma do princípio dos trabalhos virtuais, onde

E_{ijkl}^H representa as propriedades materiais homogeneizadas, e_{ij} o campo de deformações, v_i^P o campo de deslocamentos virtuais e τ_n e τ_t a contribuição das tensões de contacto normais e tangenciais, respectivamente.

Na equação (7), g é um parâmetro que define a separação inicial entre os dois corpos, ϑ é o coeficiente de atrito e Λ um parâmetro, maior que zero, que garante o sentido oposto entre o deslocamento e a força.

Na equação (4), o primeiro termo representa uma média ponderada do trabalho das forças aplicadas, enquanto o segundo termo representa, como referido anteriormente, o custo metabólico da manutenção de osso. No trabalho desenvolvido, o parâmetro k não depende da localização, isto é, é constante em todos os pontos durante todo o processo (Weinans, Huiskes e Grootenboer 1992). Este possui elevada importância já que, como demonstrado em (Fernandes, Rodrigues e Jacobs 1999), a massa óssea ótima resultante apresenta uma forte dependência deste. Para valores mais elevados de k , a estrutura ótima resultante apresenta uma menor massa, como seria de esperar, dado a manutenção de osso apresentar um custo superior. O processo de remodelação óssea é complexo, variando de indivíduo para indivíduo, mesmo na presença de casos de carga idênticos, pelo que o parâmetro k inclui igualmente factores biológicos como a idade, estado hormonal, debilidade, entre outros, dificultando por isso a determinação de valores precisos para cada indivíduo.

Para resolução do problema não linear de optimização é utilizado um Lagrangeano aumentado, descrito em detalhe por Fernandes, Folgado, et al. (2003). A lei de remodelação óssea resulta da condição de estacionaridade deste em função dos parâmetros a_i , dada por:

$$\sum_{P=1}^{NC} \left[\int_{\Omega_b} \alpha^P \frac{\partial E_{ijkl}^H}{\partial a} e_{kl}(\mathbf{u}^P) e_{ij}(\mathbf{v}^P) \delta a d\Omega \right] + \int_{\Omega_b} (\lambda_1 - \lambda_2) \delta a d\Omega + k \int_{\Omega_b} \frac{\partial \mu}{\partial a} \delta a d\Omega = 0, \forall a \quad (8)$$

Quando a condição de estacionaridade for nula, o modelo encontra-se em equilíbrio, ou seja, é encontrada a solução do problema que, em termos biológicos, traduz o equilíbrio entre a formação e a absorção de osso. Caso a condição se verifique não nula, esta vai representar o gradiente, o qual aponta no sentido contrário à solução do problema.

Capítulo 3

Modelação computacional

Neste capítulo são apresentados os modelos tridimensionais, desenvolvidos em Solidworks, do osso com e sem implante, bem como as respectivas malhas volúmicas, condições de contacto e casos de carga, definidas em Abaqus, necessárias para a obtenção da solução do processo de remodelação óssea. Entretanto é também apresentado o método utilizado para determinação do parâmetro k e, para finalizar, o método de análise dos resultados.

3.1. Modelação Geométrica

O modelo tridimensional do osso, o úmero esquerdo, foi adquirido através da base de dados do projecto Vakhum¹, iniciado no ano de 2001 com financiamento da comissão europeia.

Numa primeira fase, tentou-se importar o modelo para o programa de CAD 3D, Solidworks, na sua versão 2008 SP3.0, que no entanto se demonstrou incapaz de abrir o ficheiro. Foi então necessário recorrer a outro programa de CAD, Accutrans, para aceder ao ficheiro e exportar para um formato compatível com o Solidworks. No Solidworks, o novo ficheiro apresentava apenas a superfície exterior do osso, encontrando-se este dividido longitudinalmente em duas partes, sendo necessário proceder à criação de um modelo sólido e da posterior união das duas partes (Figura 3.1).

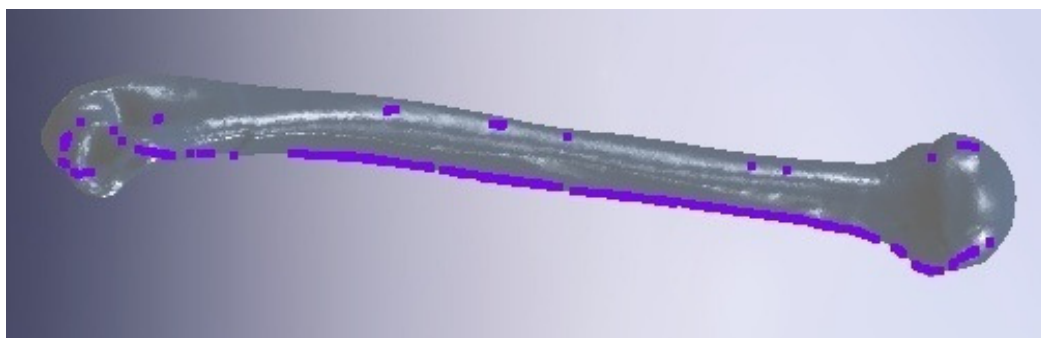


Figura 3.1 – Modelo tridimensional do úmero longitudinalmente dividido em duas partes

Contudo o modelo apenas era observável, isto é, não permitia qualquer manipulação. Utilizou-se então um *add-in* do Solidworks, designado ScanTo3D, que permitia a criação de uma malha superficial do osso, com o detalhe pretendido pelo utilizador (quanto mais detalhe, maior o número de elementos da malha superficial), permitindo a posterior manipulação desta. A criação do modelo sólido passou pela utilização de um plano paralelo ao plano de corte do osso, no qual se desenhou, em vários passos, o contorno do osso, para depois fazer a extrusão até a superfície exterior do mesmo. Esta abordagem mostrou ser adequada na maior parte do úmero, excepto na parte proximal da cabeça, devido à irregularidade da mesma (Figura 3.2).

¹ http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/public_dataset/public-data.htm

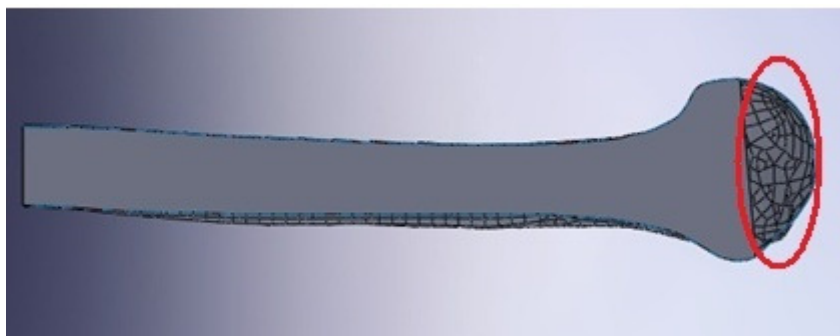


Figura 3.2 – Superfície exterior do úmero, com criação de sólido na diáfise e parte da cabeça. A vermelho encontra-se seleccionada a parte não sólida do úmero

A solução final encontrada foi activar o *add-in* ScanTo3D e, com esta ferramenta, importar para Solidworks o ficheiro originalmente obtido no site do projecto Vakhum. Desta forma obteve-se desde logo um modelo sólido do osso, sem que este se encontrasse separado em duas partes, sendo apenas necessário a criação de uma malha superficial para permitir uma posterior manipulação. De notar, no entanto, que a malha superficial criada gerou, numa fase mais avançada, algumas dificuldades.

Obtido finalmente o modelo tridimensional do osso, foram, inicialmente, construídos dois modelos do osso intacto (Figura 3.3). O primeiro, considerando apenas a cabeça do úmero e uma parte da diáfise (cerca de metade), designado por modelo sem canal e o segundo, baseado no primeiro, com a modelação, aproximada, do canal medular, através de um furo com forma cilíndrica de diâmetro 10 mm, que se designa por modelo com canal.

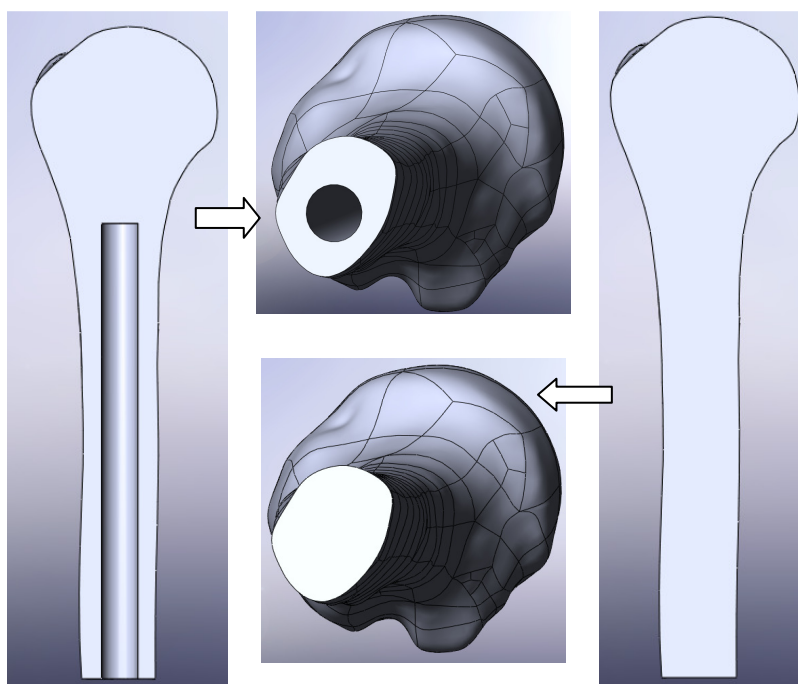


Figura 3.3 – Secção longitudinal e transversal dos modelos geométricos do osso com e sem canal medular

Posteriormente, foram construídos os modelos com substituição da articulação por uma prótese anatómica cimentada e *press-fit*. Para modelação do úmero foi utilizado o modelo do

úmero com canal, efectuando-se, tal como o procedimento cirúrgico indica, a excisão da cabeça do úmero com um ângulo aproximadamente igual ao apresentado pelo implante. As próteses foram baseadas nos implantes disponibilizados pela empresa Zimmer. De referir no entanto que se efectuaram algumas simplificações geométricas para que, numa fase mais avançada, fosse possível a criação de uma malha volúmica do osso com elementos hexaédricos de 8 nós.

3.1.1. Implante Cimentado

A prótese cimentada foi baseada na haste com dimensão de 110 mm para o comprimento e diâmetro de 9 mm (Figura 3.4). As simplificações foram efectuadas ao nível das alhetas, não se tendo efectuado o alisamento das arestas uma vez que aumentaria a complexidade do modelo geométrico. À alheta inferior foi ainda aumentada a espessura, para que se assemelhasse à espessura da alheta superior.

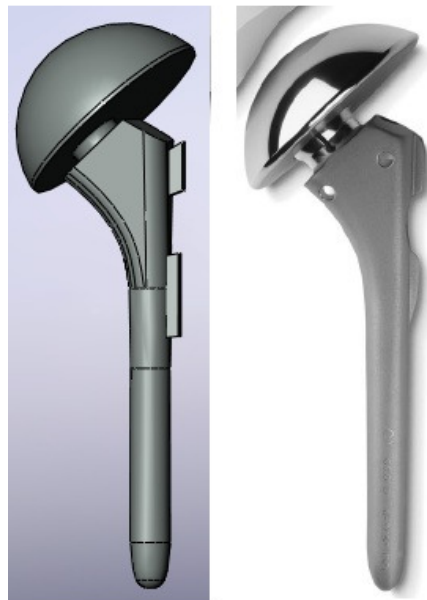


Figura 3.4 – Comparação entre os modelos geométrico e real da prótese cimentada

O cimento foi modelado de forma a preencher os espaços criados entre a prótese e o osso, considerando que seria utilizado um *reamer* com uma dimensão superior à haste utilizada, ou seja, de 10.5 mm. A Figura 3.5 apresenta o modelo final, após a montagem dos três corpos.

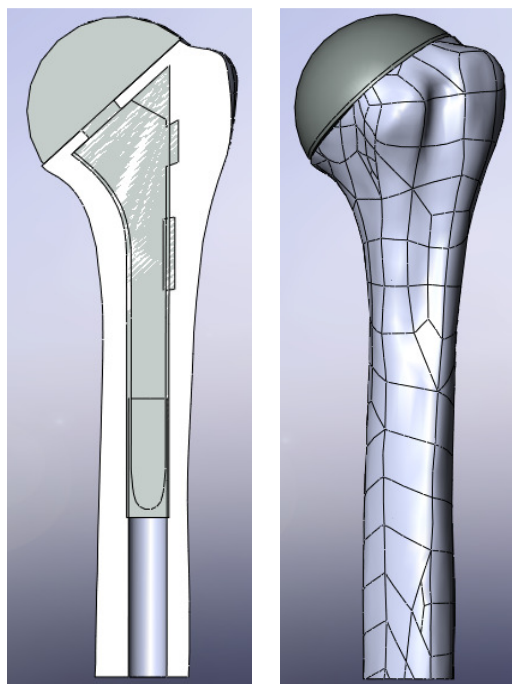


Figura 3.5 – Modelo de osso com implante cimentado; secção longitudinal à esquerda

3.1.2. Implante *press-fit*

A prótese de *press-fit* foi baseada na haste com comprimento de 110 mm e diâmetro de 10.5 mm (Figura 3.6). Como na situação anterior, não foi efectuado o alisamento das arestas das alhetas, sendo mesmo necessária, na parte distal, a omissão de 4 alhetas, devido à elevada complexidade do modelo.

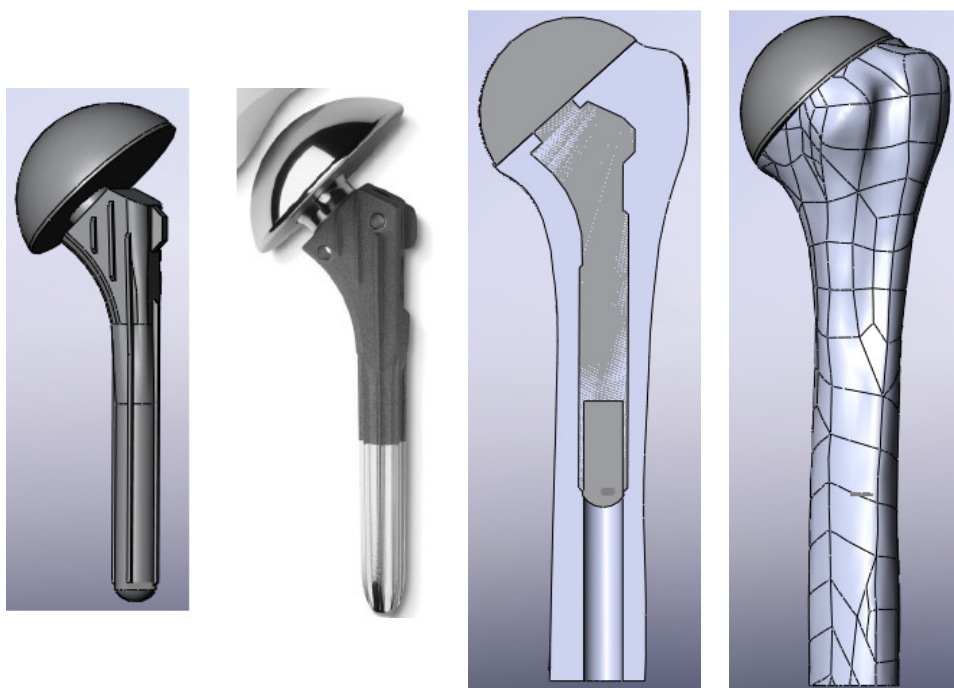


Figura 3.6 – À esquerda, comparação entre os modelos geométrico e real da prótese *press-fit*; à direita, modelo de osso com implante *press-fit*

3.2. Análise do osso intacto

3.2.1. Modelação por elementos finitos do osso intacto

Utilizando o programa de elementos finitos, Abaqus na sua versão 6.7-EF, foi construída a malha de elementos finitos para o modelo sem e com canal, apresentando cada um, respectivamente, um total de 29824 e 19012 elementos hexaedros de 8 nós.

À partida, a criação de uma malha de elementos finitos utilizando este tipo de elementos não era viável para o Abaqus. Para que fosse possível a sua utilização foi necessário algum processamento do modelo, em particular a eliminação da malha superficial resultante de Solidworks. Inicialmente, utilizando as ferramentas de reparação de geometria do Abaqus, uniram-se todos os elementos da malha superficial, tentando obter um único elemento superficial. Devido à elevada complexidade da geometria do úmero, nomeadamente na região da cabeça, algumas irregularidades surgiram como consequência da fusão dos elementos, impedindo, mesmo efectuando diferentes partições, a posterior criação da malha volúmica. Optou-se de seguida por regressar ao Solidworks e recomeçar todo o processo de importação, definindo contudo, aquando da criação da malha superficial, um menor nível de detalhe para a obtenção de um modelo ligeiramente mais simples e com um menor número de elementos à superfície. Realizando os diversos passos descritos anteriormente, não foi mesmo assim possível a construção da malha volúmica. A solução final surgiu através da criação, em Abaqus, de uma topologia virtual que eliminou a malha superficial inicial. Posteriormente, efectuaram-se diferentes partições ao longo do osso, um processo moroso uma vez que cada nova partição afecta as partições anteriormente efectuadas, sendo portanto necessário uma actuação rigorosa e detalhada. Estas partições foram realizadas de modo a gerar, ao longo de um eixo longitudinal imaginário do osso, partes com divisões que se assemelhassem à estrutura da Figura 3.7.

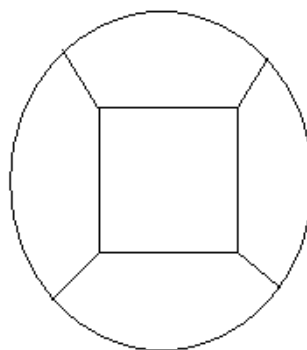


Figura 3.7 – Estrutura correspondente ao modo de partição dos diferentes modelos

A Figura 3.8 exemplifica os diferentes passos seguidos para obtenção com sucesso da malha de elementos finitos, por exemplo, no modelo de osso sem implante.

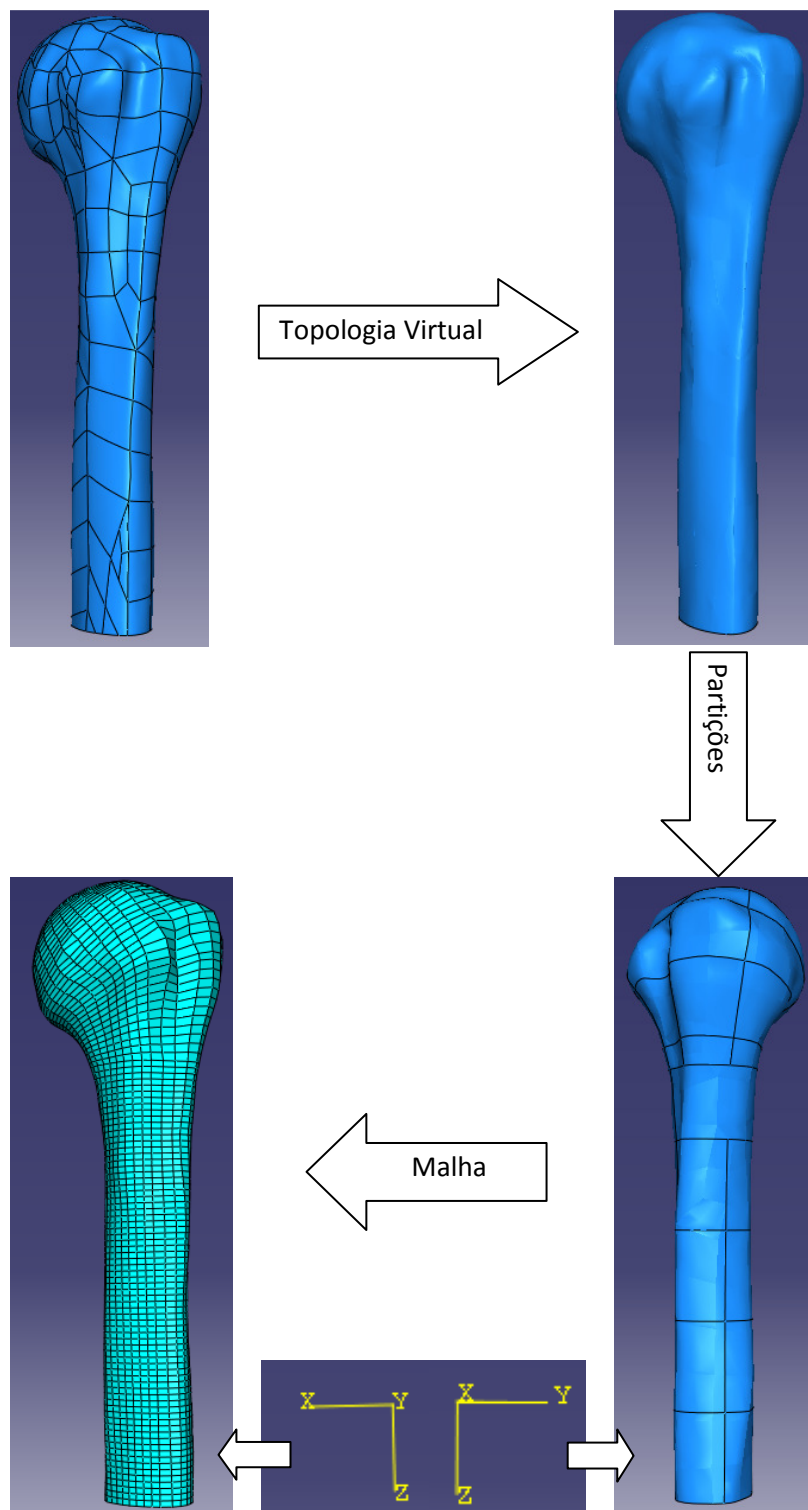


Figura 3.8 – Procedimento para obtenção da malha de elementos finitos com elementos hexaedros de 8 nós

O osso compacto é modelado com módulo de elasticidade de 20 GPa e coeficiente de Poisson de 0.3. Inicialmente, considera-se o osso com densidade homogénea de 0.3, fixo na extremidade inferior e sujeito a 6 casos de carga diferentes, com igual peso (1/6), correspondentes aos movimentos de abdução, adução, flexão anterior, flexão posterior, rotação lateral e rotação medial. Os 6 casos de carga resultam do trabalho desenvolvido por (Favre, et al. 2005), onde são apresentados valores de força para a reacção entre o úmero e a glenóide e ainda para a acção de

10 músculos diferentes: subescapular (SSC1, SSC2 e SSC3), infra-espinhoso (ISP1, ISP2 e ISP3), supra-espinhoso (SSP1 e SSP2), pequeno redondo (TMIN1 e TMIN2), grande redondo (TMAJ), deltóide (DEL1, DEL2, DEL3, DEL4, DEL5 e DEL6), grande peitoral (PEC1, PEC2 e PEC3), grande dorsal (LAT1, LAT2 e LAT3), *bíceps* (BCL e BCB) e o coráco-braquial (COR). As tabelas 3.1 a 3.6 indicam as forças musculares envolvidas nos 6 casos de carga.

Tabela 3.1 – Primeiro caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de abdução

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
1	SSP1	56,84	-8,12	-9,28
	SSP2	25,48	3,64	-4,16
	SSC2	1,86	-0,68	0,28
	SSC3	1,9	-0,5	0,42
	ISP1	30,72	0,96	-9,28
	ISP2	7,52	0,64	2,56
	PEC2	1,18	-1,5	0,6
	PEC3	0,64	-1,78	0,66
	DEL1	37	-7,4	-63,64
	DEL2	20,54	-3,12	-15,6
	DEL3	91,2	7,98	-68,4
	DEL4	55	23,1	-92,4
	BCL	59,2	44,4	1,48

Tabela 3.2 – Segundo caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de adução

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
2	SSC2	2,79	-1,02	0,42
	SSC3	2,85	-0,75	0,63
	ISP3	16,74	1,26	6,3
	TMIN1	12,74	3,92	4,34
	TMIN2	7,28	2,24	2,48
	TMAJ	61,64	19,43	17,42
	LAT2	11,88	0,36	13,5
	LAT3	7,56	1,26	16,2
	PEC1	2,28	-1,35	1,41
	PEC2	1,77	-2,25	0,9
	PEC3	9,6	-26,7	9,9
	DEL5	9,6	3,68	-12,32
	DEL6	19,04	3,36	-20,16
	COR	7,28	-2,38	-11,76
	BCB	8,16	0,32	13,76

Tabela 3.3 – Terceiro caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de flexão posterior

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
3	SSP1	9,8	-1,4	-1,6
	SSP2	9,8	-1,4	-1,6
	ISP1	9,6	0,3	-2,9
	ISP2	9,4	0,8	3,2
	ISP3	13,95	1,05	5,25
	TMIN2	4,55	1,4	1,55
	TMAJ	59,8	18,85	16,9
	LAT1	21,75	4,5	11,25
	LAT2	16,5	0,5	18,75
	LAT3	10,5	1,75	22,5
	DEL3	144	-12,6	-108
	DEL4	90	-37,8	-151,2
	DEL5	15	-5,75	-19,25
	DEL6	17	-3	-18
	BCL	8	6	0,2

Tabela 3.4 – Quarto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de flexão anterior

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
4	SSP1	7,84	-1,12	-1,28
	SSP2	17,64	2,52	-2,88
	SSC1	13,3	4,2	-0,98
	SSC2	7,44	2,72	1,12
	SSC3	7,6	2	1,68
	ISP1	23,04	0,72	-6,96
	ISP2	5,64	0,48	1,92
	ISP3	5,58	0,42	2,1
	TMIN1	36,4	11,2	-12,4
	TMIN2	1,82	0,56	-0,62
	PEC1	25,84	15,3	15,98
	PEC2	20,06	25,5	10,2
	PEC3	10,88	30,26	11,22
	DEL1	60	12	-103,2
	DEL2	23,7	3,6	-18
	DEL3	14,4	1,26	-10,8
	COR	9,36	-3,06	-15,12
	BCL	6,4	4,8	0,16
	BCB	9,18	0,36	15,48

Tabela 3.5 – Quinto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de rotação medial

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
5	SSP1	19,6	-2,8	-3,2
	SSC1	171	-54	-12,6
	SSC2	139,5	-51	21
	SSC3	142,5	-37,5	31,5
	LAT1	21,75	4,5	11,25
	LAT2	16,5	0,5	18,75
	LAT3	10,5	1,75	22,5
	DEL1	5	-1	-8,6
	DEL2	3,95	-0,6	-3
	DEL3	64	5,6	-48
	DEL4	40	16,8	-67,2
	BCL	16	12	0,4

Tabela 3.6 – Sexto caso de carga aplicado, correspondente ao movimento de rotação lateral

Caso	Músculo	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
6	SSP2	19,6	2,8	-3,2
	ISP1	19,2	0,6	-5,8
	ISP2	150,4	12,8	51,2
	ISP3	167,4	12,6	63
	TMIN1	54,6	16,8	18,6
	TMIN2	36,4	11,2	12,4
	TMAJ	4,6	1,45	1,3
	COR	10,4	-3,4	-16,8
	BCB	12,75	0,5	21,5

As forças musculares foram aplicadas como forças concentradas. Uma vez que os músculos não apresentam um único ponto de ancoragem mas uma área, consideraram-se um conjunto de nós para cada músculo, procedendo-se à divisão da resultante pelo respectivo número de nós. As forças da reacção glenomerar (Tabela 3.7) foram aplicadas como pressões, com aplicação em diferentes regiões da cabeça do úmero, de acordo com (Favre, et al. 2005). Em Matlab foi desenvolvido um pequeno algoritmo (Anexo A – A.1) para calcular a área das superfícies de aplicação da força, permitindo desta forma obter as respectivas pressões, dadas por:

$$P = \frac{F}{A} \quad (9)$$

onde F é a força da reacção e A a área da superfície sobre a qual está a ser aplicada a força.

Tabela 3.7 – Reacções na articulação glenomeal para os 6 casos de carga

Caso	Reacção na articulação (N)
1	450
2	204
3	466
4	316
5	642
6	478

3.2.2. Determinação do parâmetro k

Com o objectivo de inferir o parâmetro biomecânico k, diversos valores foram experimentados. Por uma questão de síntese apresentam-se apenas, na Figura 3.9, os resultados de três valores diferentes, de maior relevância, nomeadamente, 0.1×10^{-3} , 0.2×10^{-3} e 0.3×10^{-3} .

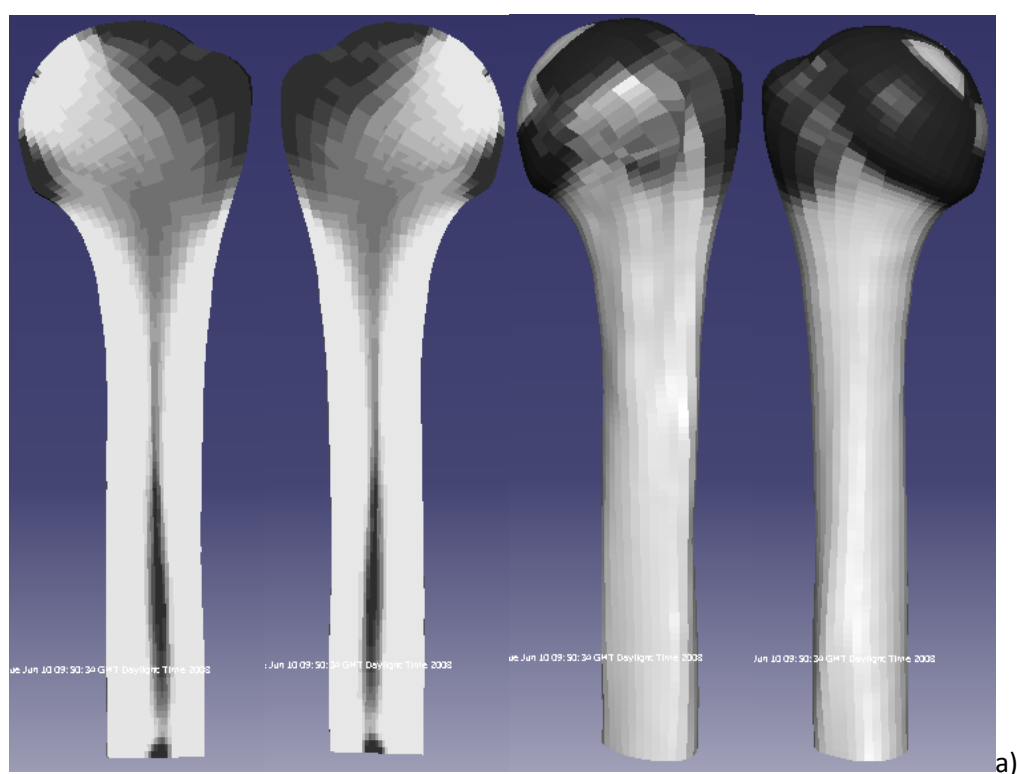


Figura 3.9 – Modelo tridimensional do osso intacto sem canal medular, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. b) Distribuição de densidades para $k=0.1 \times 10^{-3}$ e $\text{passo}=0.9 \times 10^2$.

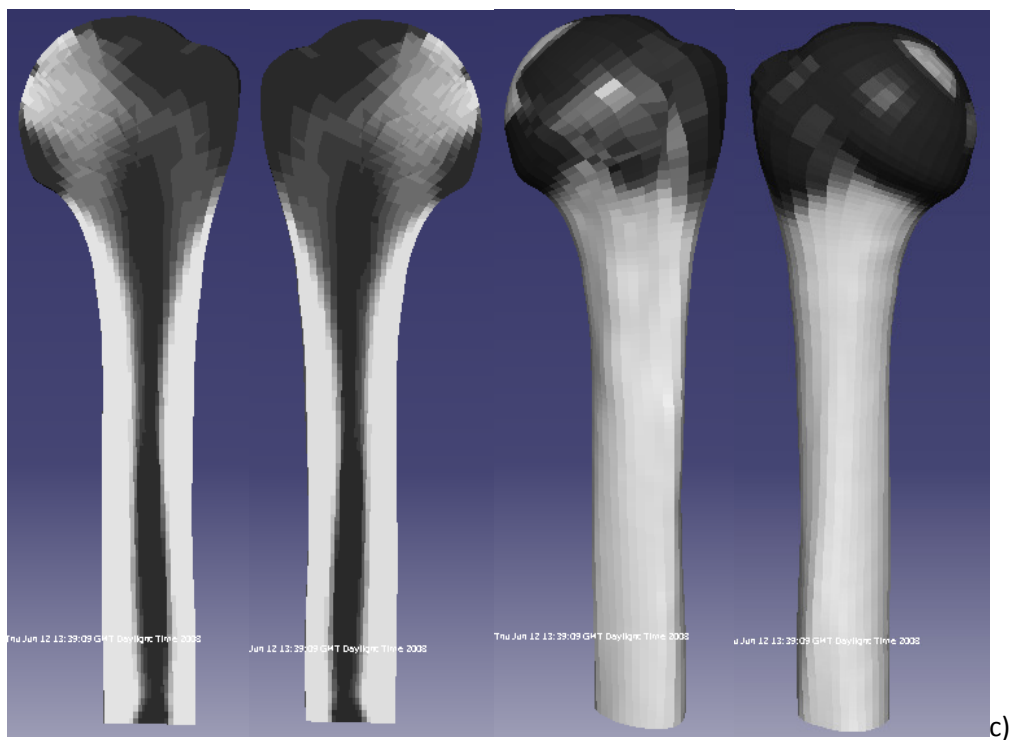
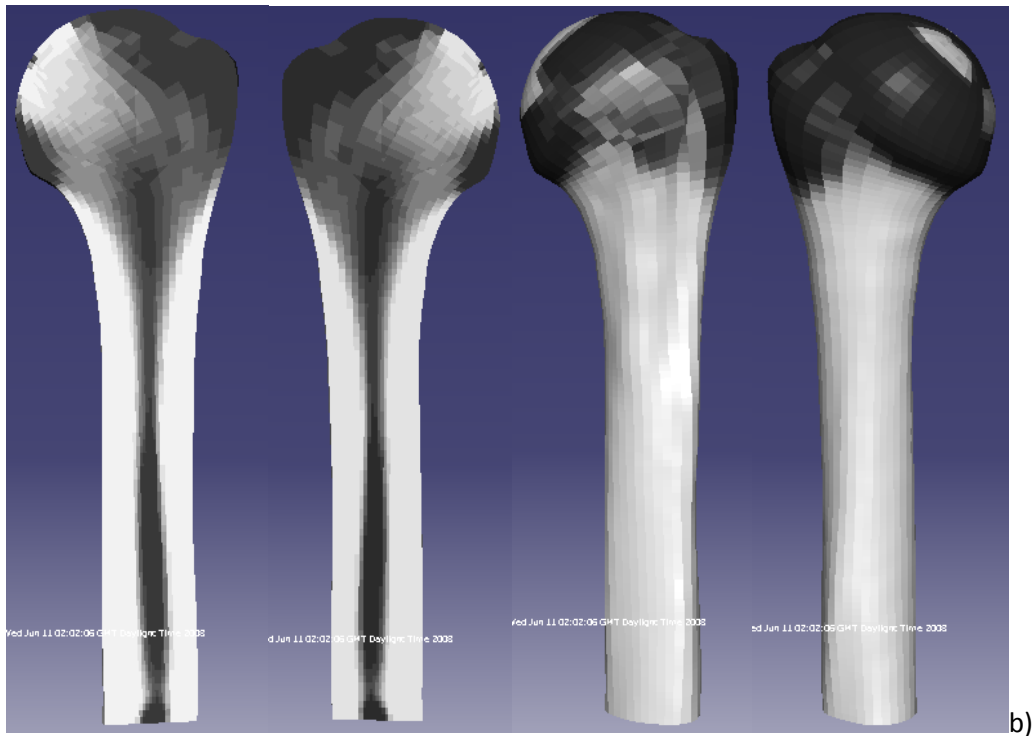


Figura 3.9 (cont.) – Modelo tridimensional do osso intacto sem canal medular, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. c) Distribuição de densidades para $k=0.2 \times 10^{-3}$ e passo= 0.6×10^2 . d) Distribuição de densidades para $k=0.3 \times 10^{-3}$ e passo= 0.4×10^2 .

Partindo de densidade inicial uniforme, verifica-se a convergência do modelo para uma solução com elevada semelhança com a morfologia real do úmero. Nos 3 modelos apresentados podemos observar, de um modo geral, a formação de um canal central com densidade mínima na zona da diáfise, ou seja, mesmo partindo de uma situação de osso maciço, o modelo é capaz de

reproduzir o canal medular. Na epífise, à excepção de uma pequena porção da cabeça do úmero, verifica-se a existência de elementos com densidade intermédia, isto é, entre valores de densidade 0.1 e 0.6, reproduzindo desta forma osso trabecular, como de facto ocorre. De notar que devido a uma limitação computacional do modelo, resultante da elevada dimensão dos elementos, não é possível observar uma fina camada de osso cortical a revestir a metáfise e a epífise. Para superar esta limitação, poder-se-ia refinar a malha nestas regiões, aumentando o número de elementos e diminuindo consequentemente a dimensão de cada elemento, no entanto, este aumento traduzir-se-ia também num significativo aumento da complexidade computacional, que poderia inclusive impossibilitar a obtenção da solução final, mesmo com as capacidades computacionais existentes. A solução encontrada foi considerar uma segunda distribuição de densidades iniciais, a qual se descreve com maior detalhe na secção seguinte (3.2.3), com o modelo do osso intacto com canal medular.

Para selecção definitiva do valor a utilizar para o parâmetro k torna-se imperativa uma comparação com maior rigor dos resultados obtidos. No caso de 0.1×10^{-3} , por exemplo, verifica-se uma boa reprodução da cabeça do úmero, no entanto, se analisarmos a diáfise verificamos que a formação do canal central não é tão evidente quanto nos outros casos, uma vez que as densidades não chegam a atingir o valor mínimo de densidade. Por sua vez, no caso de 0.3×10^{-3} , apesar da formação do canal ser evidente, verifica-se uma exagerada perda de densidade na zona da cabeça, que não seria de esperar. Parece existir portanto um certo compromisso entre a reprodução da epífise e da diáfise, isto é, para um k superior a diáfise é reproduzida com elevada semelhança, no entanto a epífise acaba por perder alguma qualidade, enquanto para um k inferior se verifica o oposto.

Desta forma, o valor de 0.2×10^{-3} parece ser o mais equilibrado, reproduzindo com elevada semelhança tanto a epífise como a diáfise.

Na Figura 3.10 é apresentada a evolução da massa de osso ao longo do processo iterativo para os diferentes valores de k apresentados.

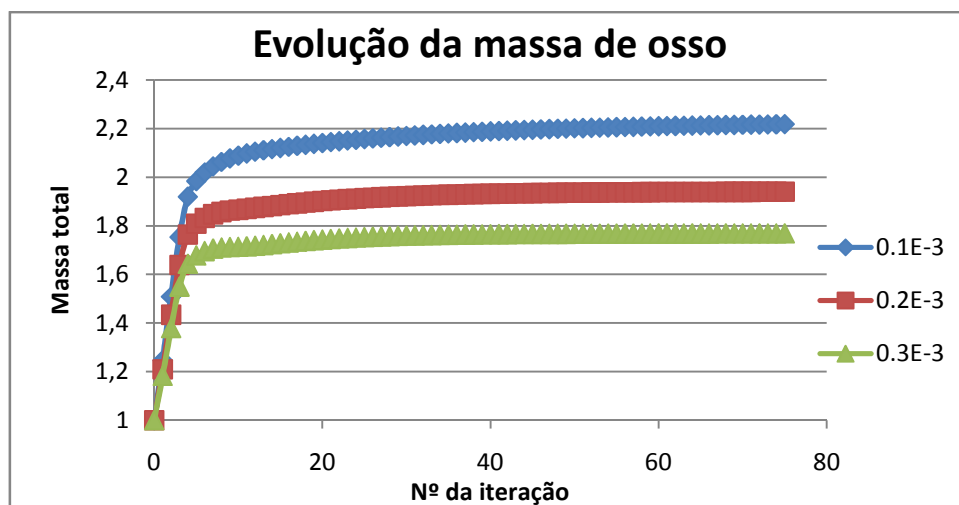


Figura 3.10 – Evolução da massa total de osso para os diferentes valores de k

Analisando a figura, é clara a influência do parâmetro k sobre massa final de osso, como mencionado anteriormente. Para o maior valor de k utilizado, 0.3×10^{-3} , obtém-se a menor massa final, enquanto para o menor, 0.1×10^{-3} , se obtém o oposto.

3.2.3. Modelo de osso intacto com canal

Como referido atrás, para superar a limitação apresentada pelo modelo computacional, no modelo de osso com canal, considera-se inicialmente uma fina camada de osso cortical a revestir todo o osso, através da atribuição de densidade 0.9 para os elementos à superfície do osso, e densidade 0.3 para os restantes elementos (Figura 3.11.a). Os resultados da figura seguinte são obtidos considerando um parâmetro k de 0.2×10^{-3} , com um passo de 0.5×10^{-2} , num total de 100 iterações.

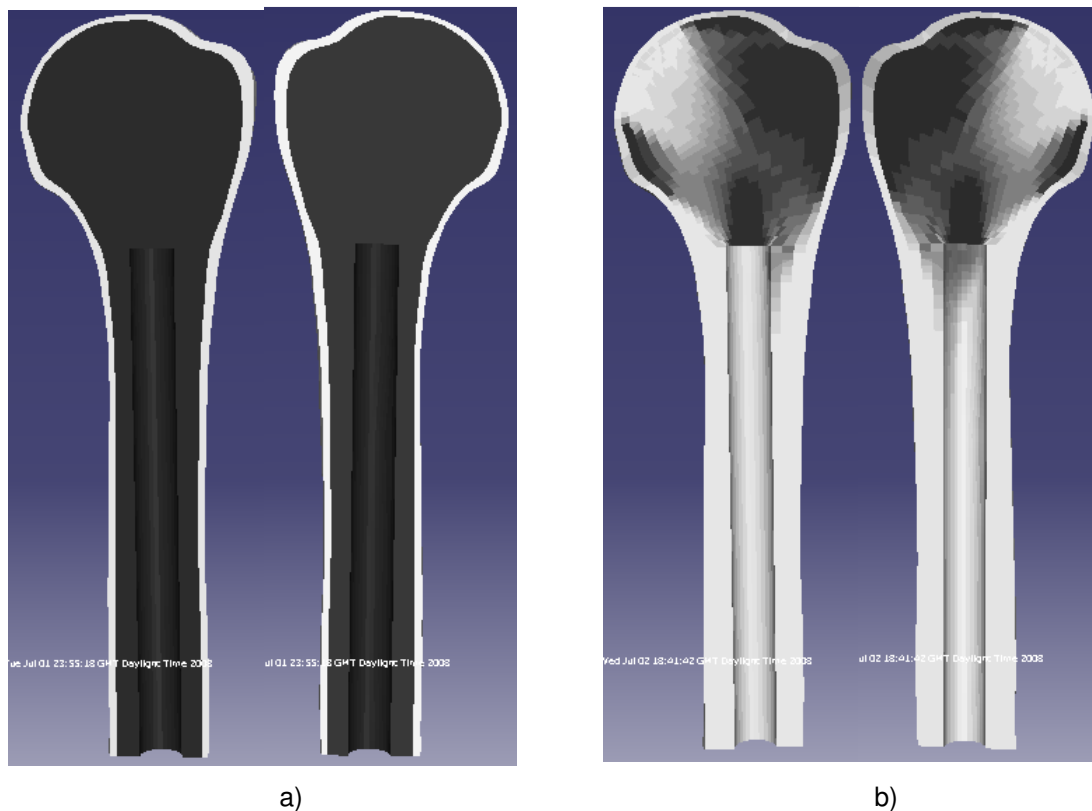


Figura 3.11 – Modelo tridimensional do osso intacto com canal medular, secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição inicial. b) Distribuição final

Analisando o resultado final verifica-se agora a existência de uma fina camada de osso cortical a revestir todo o osso, incluindo a epífise, como era pretendido. De notar, no entanto, que quando comparando com o resultado anterior (Figura 3.9.c) se verifica uma ligeira perda de massa na região lateral da extremidade proximal, já que a fina camada de osso cortical inicial apresenta maior rigidez e portanto absorve mais os esforços a que o osso se encontra sujeito.

Assim sendo e, uma vez que a camada de osso cortical definida depende directamente da espessura dos elementos existentes na região da metáfise e epífise - o que pode significar uma

maior espessura de osso cortical do que na realidade existe e contribuir para um maior erro que na situação sem a camada inicial de osso cortical - optou-se por utilizar como referência o modelo que parte de densidade inicial uniforme, apresentado na Figura 3.12. Ainda assim, em anexo (Anexo B) apresentam-se os resultados de remodelação óssea considerando como inicial a situação da Figura 3.11.b. O resultado da Figura 3.12 é obtido com um passo de 0.4×10^{-2} num total de 180 iterações.

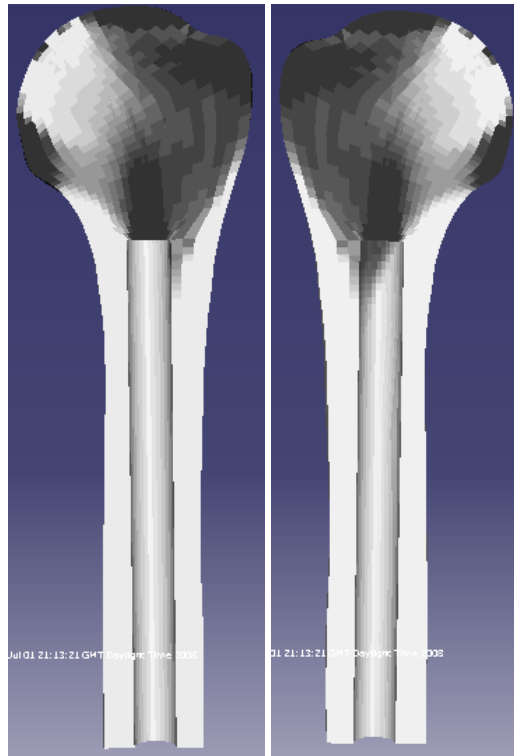


Figura 3.12 – Modelo tridimensional do osso intacto com canal medular, secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.

3.3.Modelação por elementos finitos do osso com implante

Após a definição do valor do parâmetro k a utilizar, avaliou-se o processo evolutivo de remodelação óssea para os modelos com implante. De forma análoga ao efectuado no modelo de osso sem implante, as diferentes malhas de cada modelo foram construídas utilizando o programa de elementos finitos, Abaqus 6.7 EF, seguindo os diferentes passos exemplificados na Figura 3.8. De referir, contudo, que no modelo com implante *press-fit* não foi possível, mesmo assim, obter uma malha de elementos hexaedros devido à maior complexidade do modelo, nomeadamente no que diz respeito à existência de alhetas.

Nos dois modelos, com prótese cimentada e *press-fit*, o osso é considerado zona de projecto com densidades iniciais que correspondem às densidades finais, obtidas no modelo com canal (Figura 3.12), descrito anteriormente na secção 3.2.3. Uma vez que a malha dos modelos são diferentes, foi desenvolvido um algoritmo em Matlab, descrito no Anexo A – A.2, para transitar

as densidades e os respectivos parâmetros a_i de uma malha para outra. Desta forma, a situação inicial de cada modelo corresponde a uma configuração próxima com a realidade, facilitando a avaliação do processo evolutivo de remodelação óssea.

O osso encontra-se fixo na extremidade inferior e sujeito aos 6 casos de carga descritos na secção 3.2.1 nas tabelas 3.1 a 3.7.

3.3.1. Modelo com implante cimentado

No modelo com implante cimentado o osso é constituído por 28158 elementos hexaedros de 8 nós, o implante por 16784 elementos (12147 hexaedros de 8 nós e 4637 tetraedros de 4 nós) e o cimento por 5753 elementos (2260 hexaedros de 8 nós e 3493 tetraedros de 4 nós) (Figura 3.13).

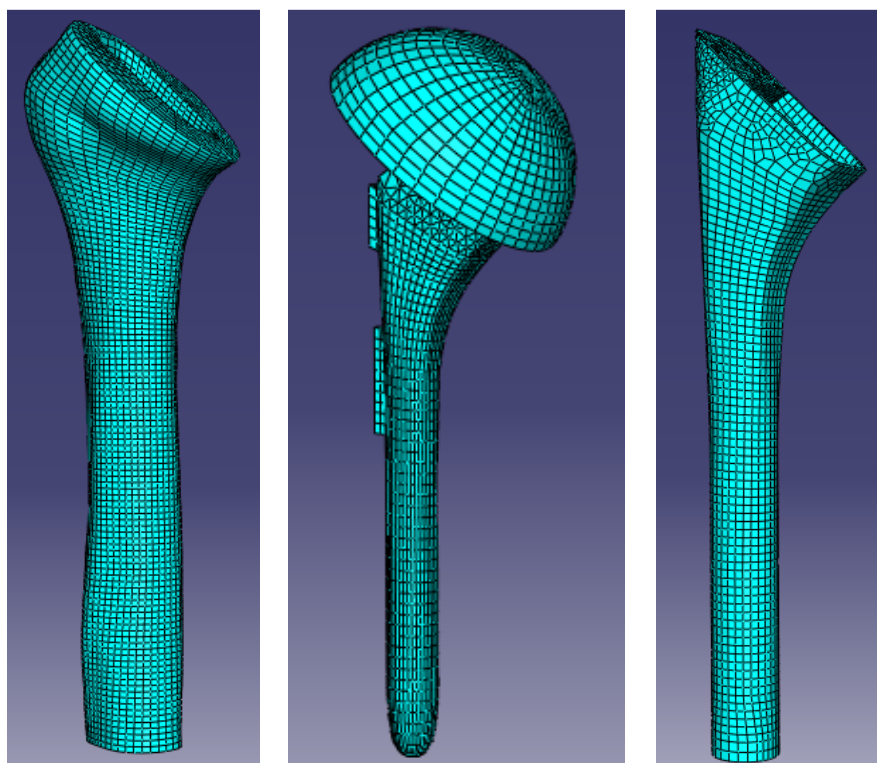


Figura 3.13 – Malha volúmica do úmero (à esquerda), do implante cimentado (ao meio) e do cimento (à direita).

O implante é de cobalto-crómio com módulo de elasticidade de 230 GPa e coeficiente de Poisson 0.3 (Folgado 2004). Para o cimento considerou-se um módulo de elasticidade de 2.1 GPa e coeficiente de Poisson 0.4 (Andreykiv, et al. 2005).

No modelo com implante cimentado são considerados três diferentes modos de modelar a interface entre o cimento e o implante: sem atrito ($\vartheta=0$), com atrito ($\vartheta=0.3$) e ainda uma interacção em que se considera o implante “colado” ao cimento (modelo cimentado *bonded*). Existem trabalhos onde a interacção cimento-implante é modelada como uma ligação *bonded* (“colada”) (Jeffers, et al. 2007) (R. Huiskes 1993). Contudo, e apesar de após a inserção do implante poder

existir uma “colagem” entre o cimento e o implante, com a utilização este efeito de “colagem” tenderá a desaparecer (Mann, Bartel, et al. 1995). Assim, noutros trabalhos é utilizado um modelo de contacto com atrito (Mann, Ayers e Damron 1997) (Mann, Bartel, et al. 1995), considerado como uma melhor aproximação da realidade. A modelação de contacto sem atrito representa uma simplificação do caso de contacto com atrito. A utilização destes três diferentes modos de modelar a interacção permite ainda comparar a influência que cada uma das ligações tem sobre a remodelação óssea.

As interfaces osso-implante e osso-cimento são modeladas através de contacto sem atrito ($\mu=0$) e de um *tie* (osso “colado” ao cimento), respectivamente. A opção *small sliding* com ajuste de 0.1 (cerca de um décimo da aresta de um elemento finito) foi seleccionada.

3.3.2. Modelo com implante *press-fit*

No modelo com implante *press-fit* o osso é constituído por 28032 elementos tetraedros de 4 nós e o implante por 22265 elementos (3423 hexaedros de 8 nós e 18842 tetraedros de 4 nós) (Figura 3.14).

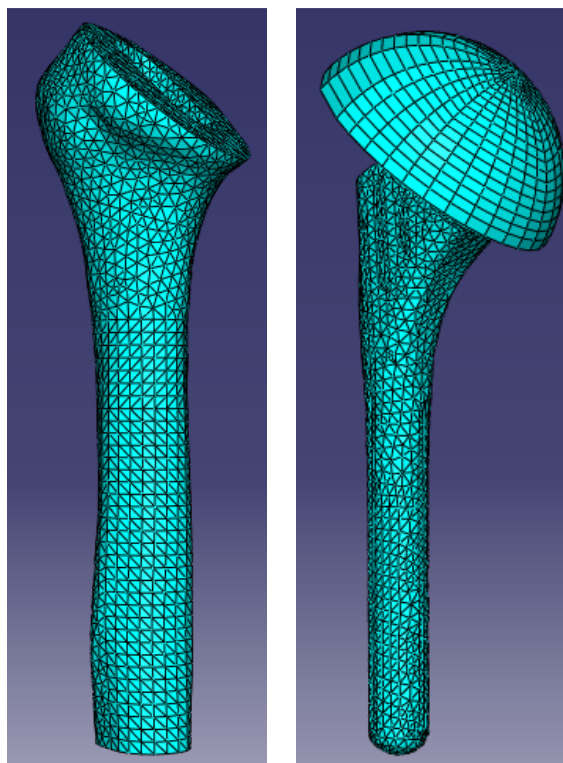


Figura 3.14 – Malha volúmica do úmero (à esquerda) e do implante de *press-fit* (à direita).

O implante de *press-fit* é composto por dois materiais diferentes. A haste é de titânio, com módulo de elasticidade de 115 GPa e coeficiente de Poisson 0.3, enquanto a cabeça é de cobalto-crómio, com módulo de elasticidade 230 GPa e coeficiente de Poisson 0.3 (Fernandes, Folgado, et al. 2002).

Tal como no caso cimentado, são consideradas diferentes modelações da interface osso–implante: contacto sem atrito ($\mu=0$) e o implante “ligado” ao osso (modelo *press-fit bonded*). O modelo de contacto sem atrito simula o caso de uma haste lisa sem revestimento, enquanto o modelo *press-fit bonded* simula o caso de uma haste revestida, na qual ocorreu uma completa osseointegração.

Para finalizar foi ainda testado um modelo sem qualquer acção muscular (para o caso da interface osso-implante com contacto sem atrito). De facto é frequente a existência de pacientes com algum nível de défice muscular, representando esta modelação uma situação extrema. Por outro lado, este modelo, apenas com a reacção glenomerar, aproxima-se das modelações relativas ao implante da anca, onde a carga da articulação desempenha a principal solicitação (Huiskes, Weinans e Dalstra 1989).

Neste modelo *press-fit* também foi seleccionada a opção de *small sliding* com um ajuste de 0.1.

3.4. Análise de Resultados

A análise de resultados através da comparação de figuras, nomeadamente da situação inicial e final, pode por vezes traduzir-se num processo difícil e inadequado, impossibilitando uma noção correcta dos resultados. Assim sendo, para complementar a análise de resultados, dois tipos de abordagem foram efectuados. Inicialmente, é analisada a evolução da massa total de osso, adimensionada pela massa inicial, em função do processo evolutivo, permitindo uma noção geral de crescimento ou fragilização do osso. Uma vez que o comportamento em termos globais pode não traduzir efectivamente o comportamento local, o osso foi ainda dividido em 8 regiões diferentes (Verborgt, El-Abiad e Gazielly 2007) (Sanchez-Sotelo, et al. 2001), as quais são analisadas em separado, através da seguinte relação:

$$Var(\%) = \frac{(\sum_{i=1}^n \rho_i^{final} \times V_i^{el} - \sum_{i=1}^n \rho_i^{inicial} \times V_i^{el})}{\sum_{i=1}^n \rho_i^{inicial} \times V_i^{el}} \times 100 \quad (10)$$

onde ρ é a densidade de cada elemento, V_i^{el} o volume do elemento i e n o número total de elementos que compõem cada região. A análise de cada região é ainda subdividida em dois casos, dependendo da exclusão ou não dos elementos da interface osso–implante. Em certas regiões, a interface pode ser bastante solicitada, apresentando um elevado crescimento ósseo, mesmo quando a restante região do osso se encontra pouco solicitada e consequentemente a perder massa óssea, a qual não é, contudo, perceptível uma vez que é compensada pelo crescimento da interface. Com a análise da região sem os elementos da interface é possível discriminar estas situações. A evolução relativa de cada região, considerando ou não a contribuição da interface, permite uma melhor sensibilidade do processo de remodelação óssea nas diferentes regiões do osso.

As regiões 1 e 7 são a parte lateral e medial, respectivamente, do terço mais proximal da área em contacto com o implante; as regiões 2 e 6 a parte lateral e medial do segundo terço da área em contacto com o implante; as regiões 3 e 5 a parte lateral e medial do último terço da área em contacto com o implante; a região 4 é a região inferior ao termo do implante e finalmente a região 8 é a região proximal do úmero, em contacto com a cabeça do implante (Figura 3.15).

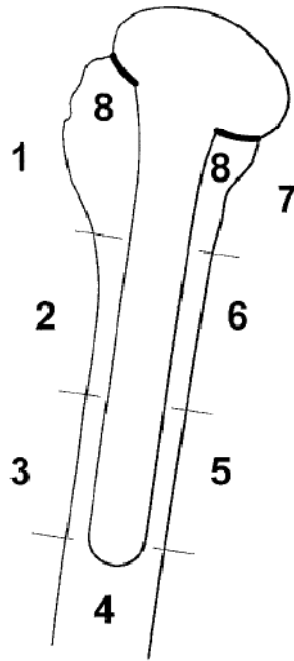


Figura 3.15 – Diferentes regiões nas quais o úmero foi dividido. Fonte: (Sanchez-Sotelo, et al. 2001)

Capítulo 4

Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados de remodelação óssea dos diferentes modelos computacionais. Os resultados são obtidos com um passo de $0,3 \times 10^1$.

4.1. Modelo com implante cimentado

4.1.1. Cimentado *Bonded*

A Figura 4.1 apresenta o processo de adaptação óssea em termos globais, isto é, a evolução da massa total de osso. Saliente-se que apesar do número de iterações o processo de adaptação óssea não atingiu o nível de convergência pretendido. Devido ao esforço computacional requerido, o processo demorou vários dias até à solução obtida. É contudo notória a tendência da solução, pelo que o continuar do processo acentuaria ainda mais a evolução já registada. Note-se ainda que uma opção de utilizar um passo de dimensão superior (e assim evoluir mais rapidamente) desestabilizou a solução, dando origem à formação de xadrez.

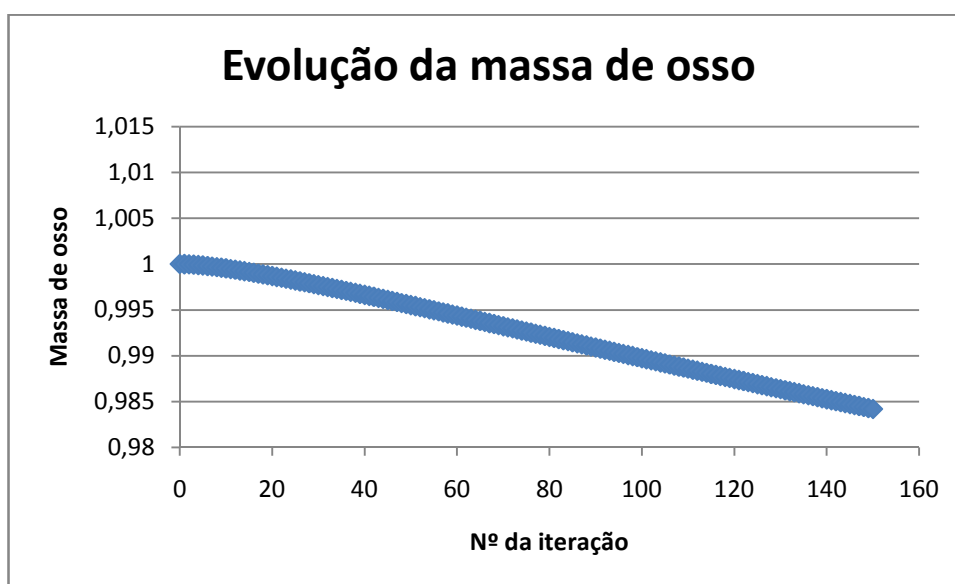


Figura 4.1 – Evolução da massa total de osso ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando o implante colado ao cimento

Neste modelo verifica-se uma perda de massa total o que nos permite inferir que existe fragilização do osso, consequência de uma maior absorção óssea face à formação.

Pela Figura 4.2 é possível identificar uma ligeira perda de massa óssea na região 1, no entanto, nas restantes regiões, não são notórias quaisquer alterações.

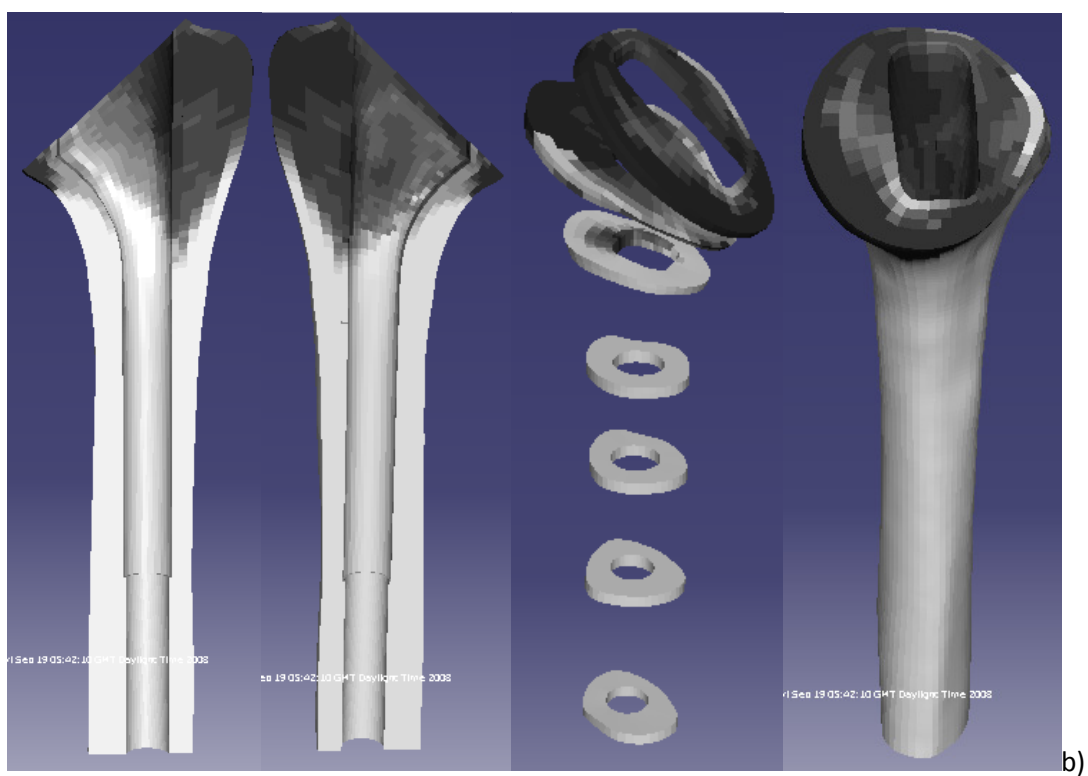
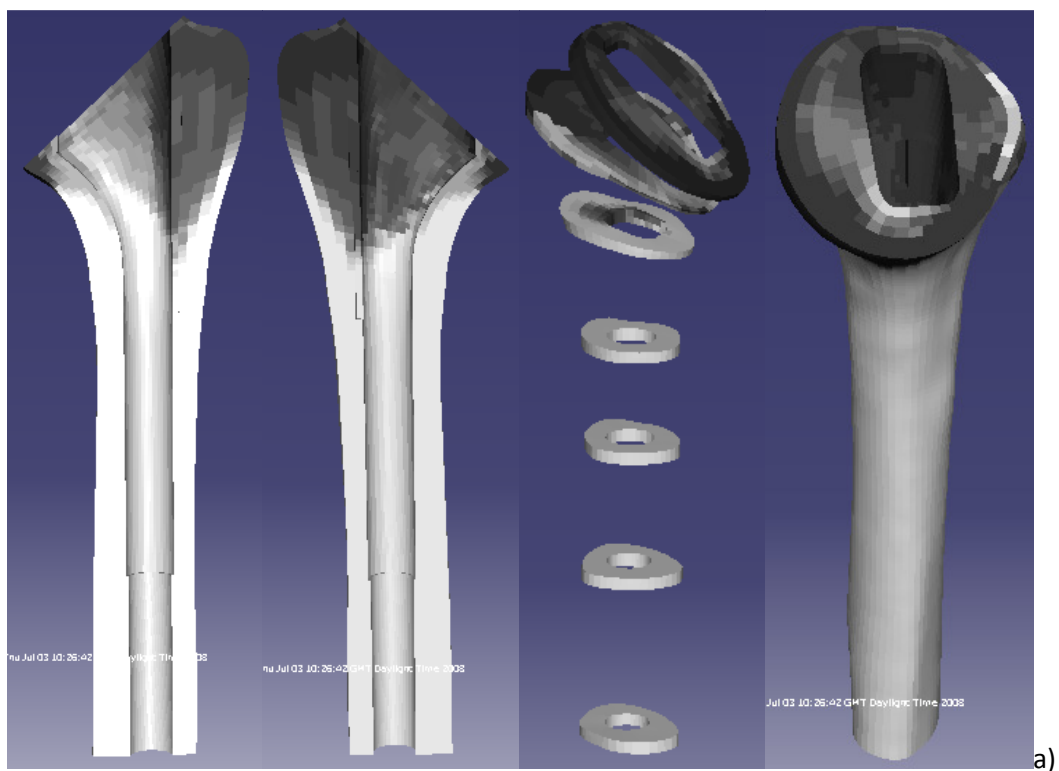


Figura 4.2 – Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (implante “colado” ao cimento), vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.

Analisando a Tabela 4.1 verifica-se que, de um modo geral, existe perda de massa na parte proximal do úmero, nomeadamente nas regiões 1, 2, 7 e 8, corroborando o resultado da Figura 4.1.

Tabela 4.1 – Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando o implante colado ao cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	-11.609	-11.827
Região 2	-2.111	-2.167
Região 3	0.004	0.004
Região 4	0.004	0.004
Região 5	0.003	0.003
Região 6	0.051	-0.041
Região 7	-2.606	-2.523
Região 8	-2.895	-2.870
Massa total	-1.58	

4.1.2. Sem atrito

A Figura 4.3 apresenta a evolução da massa total do úmero para o modelo com implante cimentado sem atrito na interface cimento-implante.

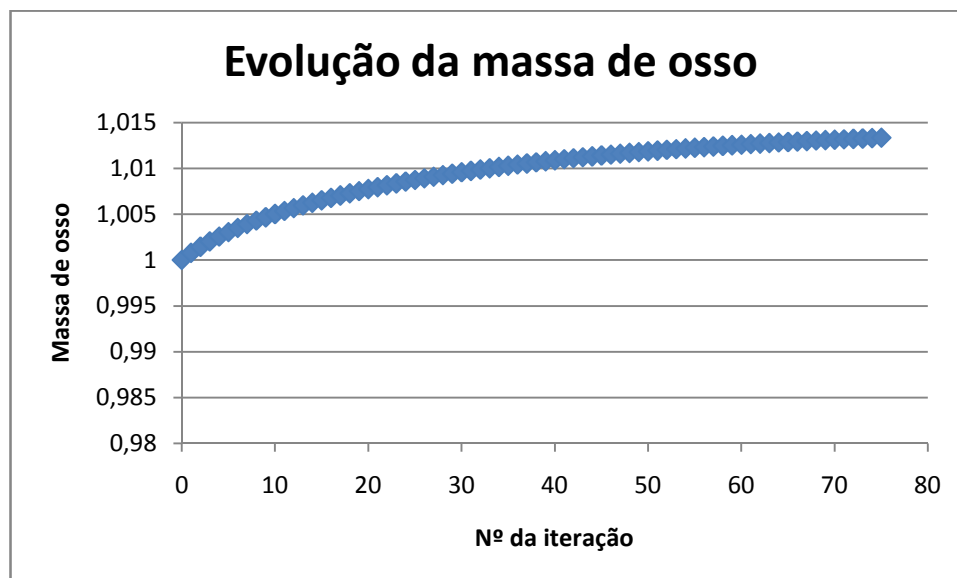


Figura 4.3 - Evolução da massa total de osso ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando contacto sem atrito entre o implante e o cimento

Neste modelo não se verifica uma diminuição da massa total de osso.

Na Figura 4.4 e na Tabela 4.2 apresenta-se, respectivamente, o resultado de adaptação óssea e a análise da evolução para cada região.

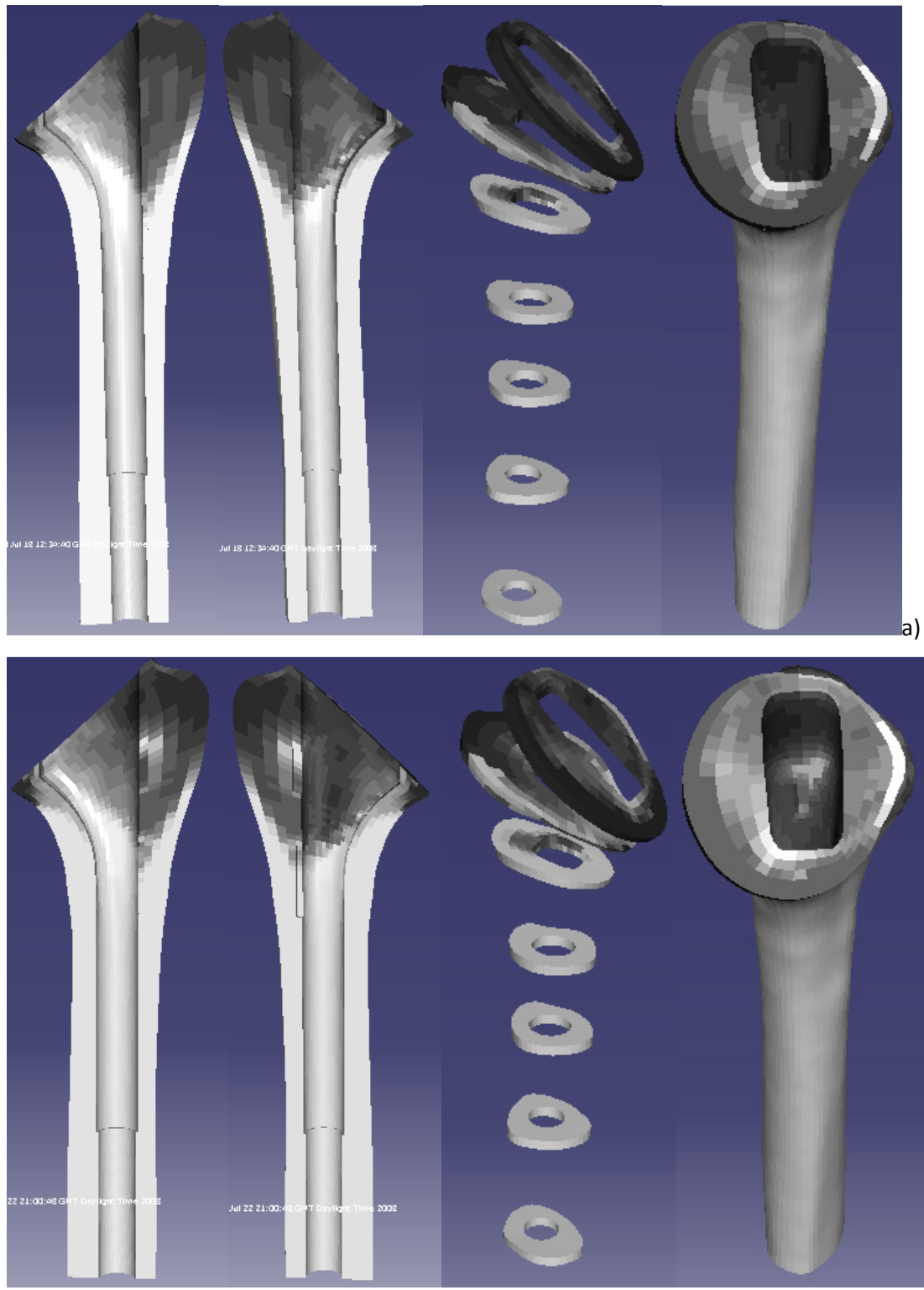


Figura 4.4 - Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto sem atrito entre o implante e o cimento) vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.

Tabela 4.2 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando contacto sem atrito entre o implante e o cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	10.907	6.770
Região 2	0.820	0.278
Região 3	0.003	0.003
Região 4	0.002	0.002
Região 5	0.002	0.002
Região 6	-4.838E-4	-0.002
Região 7	1.859	1.474
Região 8	2.545	2.316
Massa total	1.33	

Pela análise da Tabela 4.2 conclui-se que não existe perda de massa óssea em qualquer região do úmero (a região 6 apresenta uma evolução negativa, no entanto, trata-se de um valor muito reduzido, pelo que é desprezável). Regista-se um aumento da massa óssea na região 1.

4.1.3. Com atrito

A Figura 4.5 apresenta a evolução da massa total para o modelo com implante cimentado considerando contacto com atrito na interface cimento–implante.

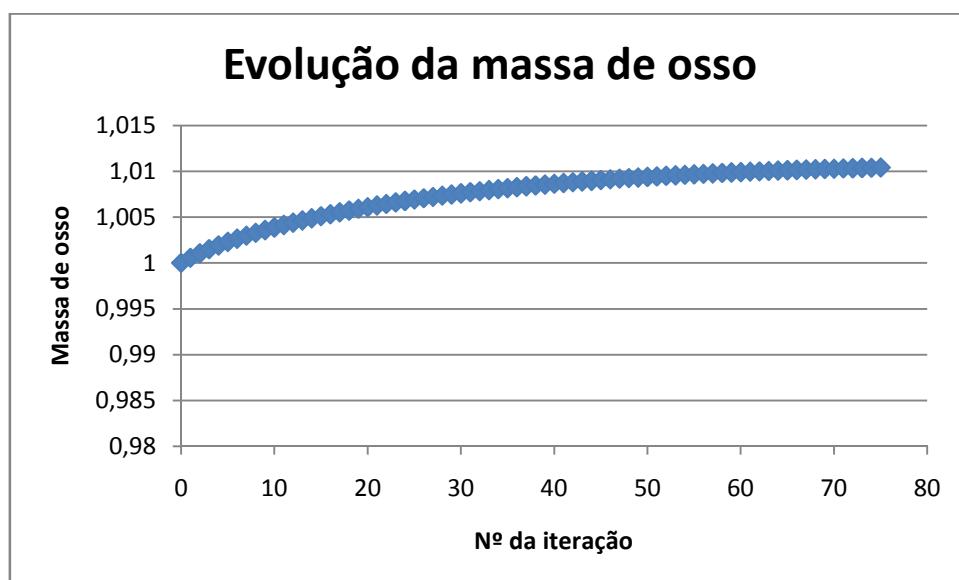


Figura 4.5 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante cimentado, considerando contacto com atrito entre o implante e o cimento

Tal como no modelo anterior, também não se verifica qualquer diminuição da massa total. O resultado de adaptação óssea é apresentado na Figura 4.6.

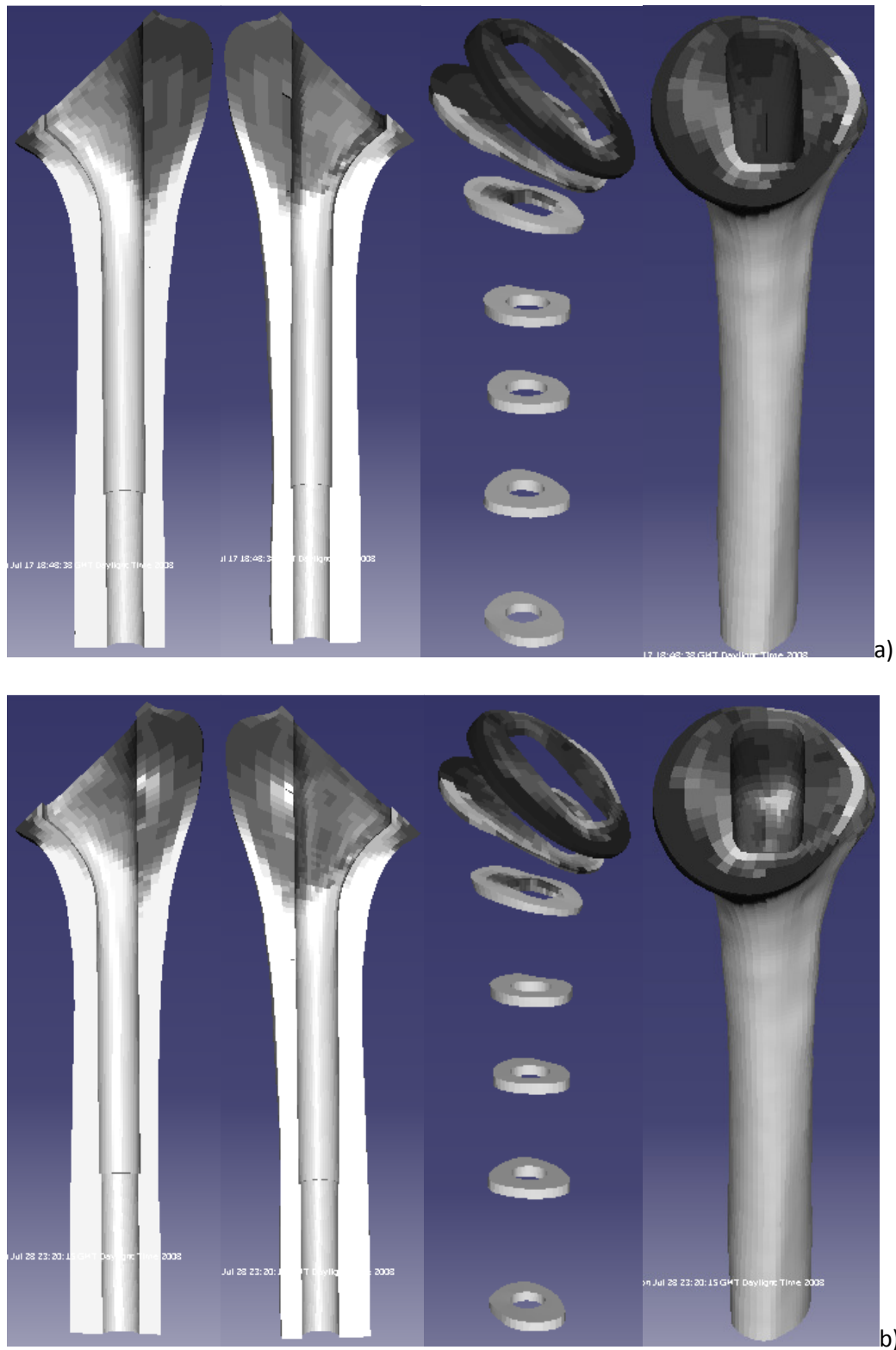


Figura 4.6 - Modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto com atrito entre o implante e o cimento) vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.

A Tabela 4.3 apresenta a evolução das diferentes regiões. Como no modelo anterior, não se registam alterações significativas da massa óssea.

Tabela 4.3 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante cimentado, considerando contacto com atrito entre o implante e o cimento. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	9.058	5.229
Região 2	0.396	0.004
Região 3	0.003	0.003
Região 4	0.002	0.002
Região 5	0.002	0.002
Região 6	-0.017	-0.007
Região 7	1.171	0.994
Região 8	1.806	1.757
Massa total	1.04	

4.2. Modelo com implante *press-fit*

4.2.1. *Press-fit Bonded*

A Figura 4.7 apresenta a evolução da massa total do úmero, verificando-se uma diminuição desta. Também neste modelo não se atingiu o nível de convergência pretendido. As razões são as anteriormente apontadas para o modelo cimentado *bonded*. Tal como nesse caso, é notória a tendência evidenciada pela solução.

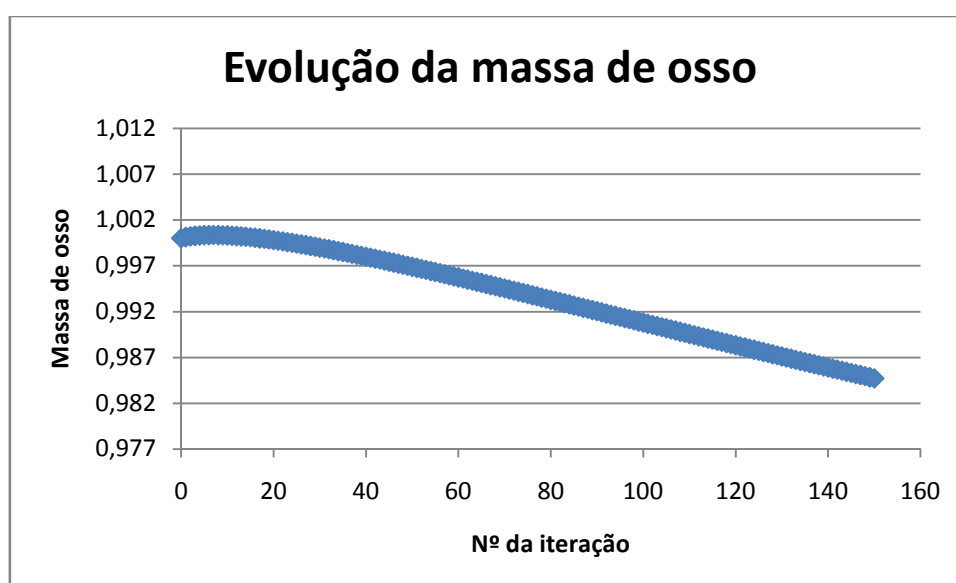


Figura 4.7 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante *press-fit*, considerando o implante “colado” ao osso.

Os resultados de adaptação óssea são apresentados na Figura 4.8.

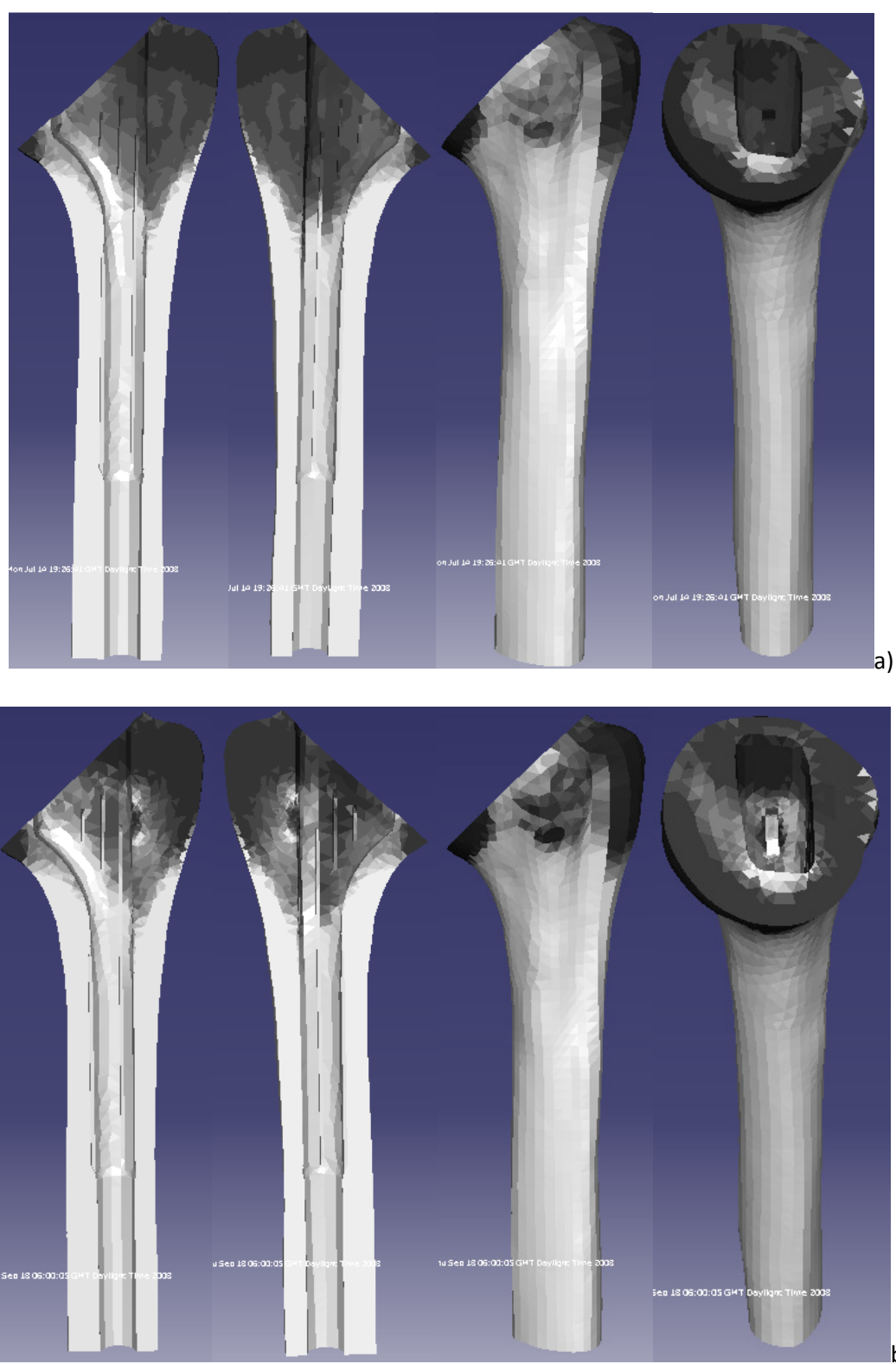


Figura 4.8 - Modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* considerando o implante “colado” ao osso, vista global e seção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.

Pela figura é notória uma perda de massa nas regiões 1, 7 e 8. A Tabela 4.4 corrobora este resultado evidenciando uma perda de massa óssea nestas regiões.

Tabela 4.4 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e do volume total de massa do modelo com implante *press-fit*, considerando o implante “colado” ao osso.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	-8.460	-8.747
Região 2	-0.564	-0.515
Região 3	0.024	0.014
Região 4	0.009	0.007
Região 5	0.005	0.005
Região 6	0.053	0.070
Região 7	-4.595	-4.475
Região 8	-4.556	-4.438
Massa total	-1.53	

4.2.2. Contacto sem atrito

A Figura 4.9 apresenta a evolução da massa total do úmero.

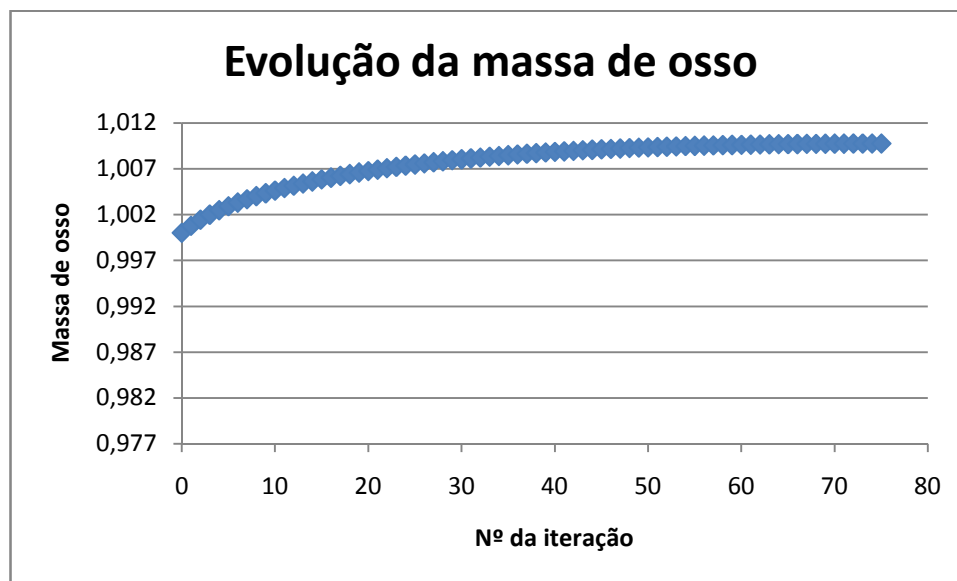


Figura 4.9 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante *press-fit*, considerando contacto sem atrito na interface osso-implante.

Neste modelo não se verifica qualquer diminuição da massa total de osso.

A Figura 4.10 apresenta o resultado de remodelação óssea.

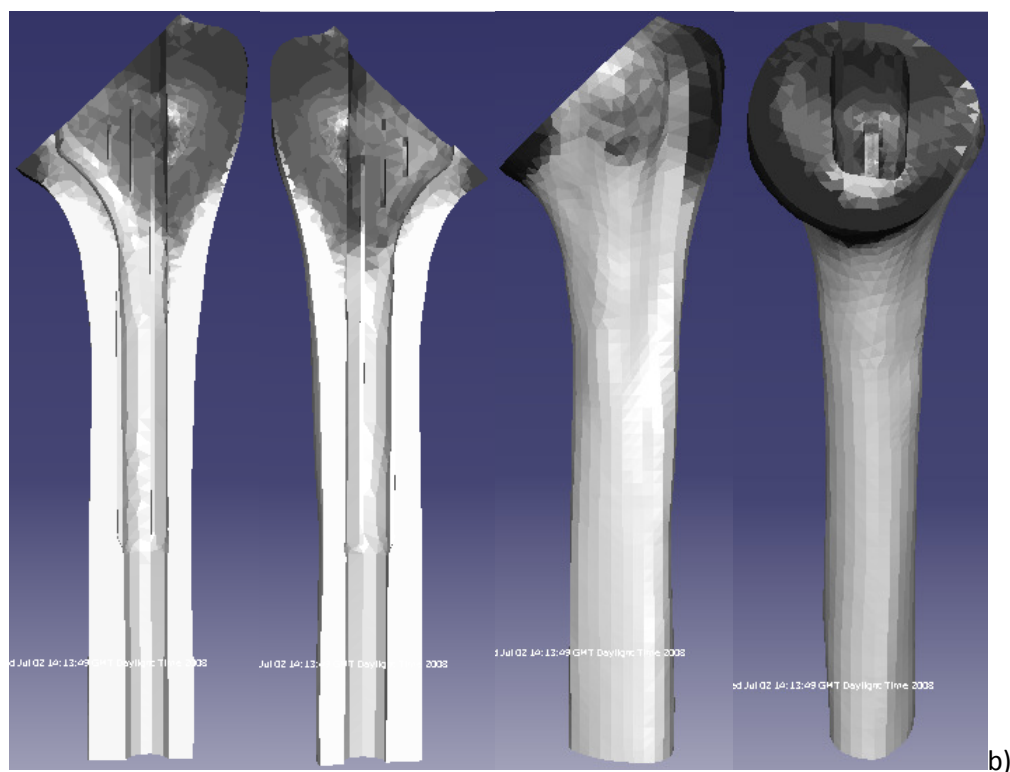


Figura 4.10 - Modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* considerando contacto sem atrito na interface osso-implante, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final.

Pela análise da Figura 4.10 não é evidente qualquer perda de massa óssea. Na análise da evolução de densidades das diferentes regiões, apresentada na Tabela 4.5, apenas se regista uma ínfima perda de massa óssea na região 2 e um aumento na região 1.

Tabela 4.5 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante *press-fit*, considerando contacto sem atrito na interface osso-implante.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	8.123	7.355
Região 2	-0.005	-0.030
Região 3	0.015	0.008
Região 4	0.006	0.004
Região 5	0.004	0.004
Região 6	0.025	0.031
Região 7	0.581	0.300
Região 8	0.741	0.474
Massa total	0.98	

4.2.3. Modelo sem acção muscular

A Figura 4.11 apresenta a evolução da massa total do osso para o modelo sem acção muscular, evidenciando desde já alguma absorção óssea. O resultado de remodelação óssea é apresentado na Figura 4.12.

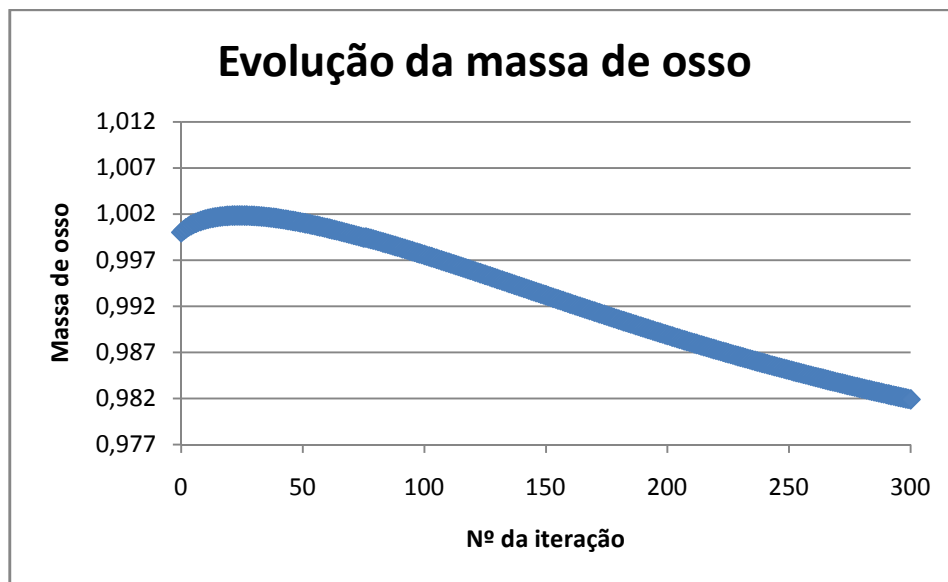


Figura 4.11 - Evolução da massa total ao longo do processo de adaptação óssea do modelo com implante *press-fit* sujeito apenas às reacções da articulação

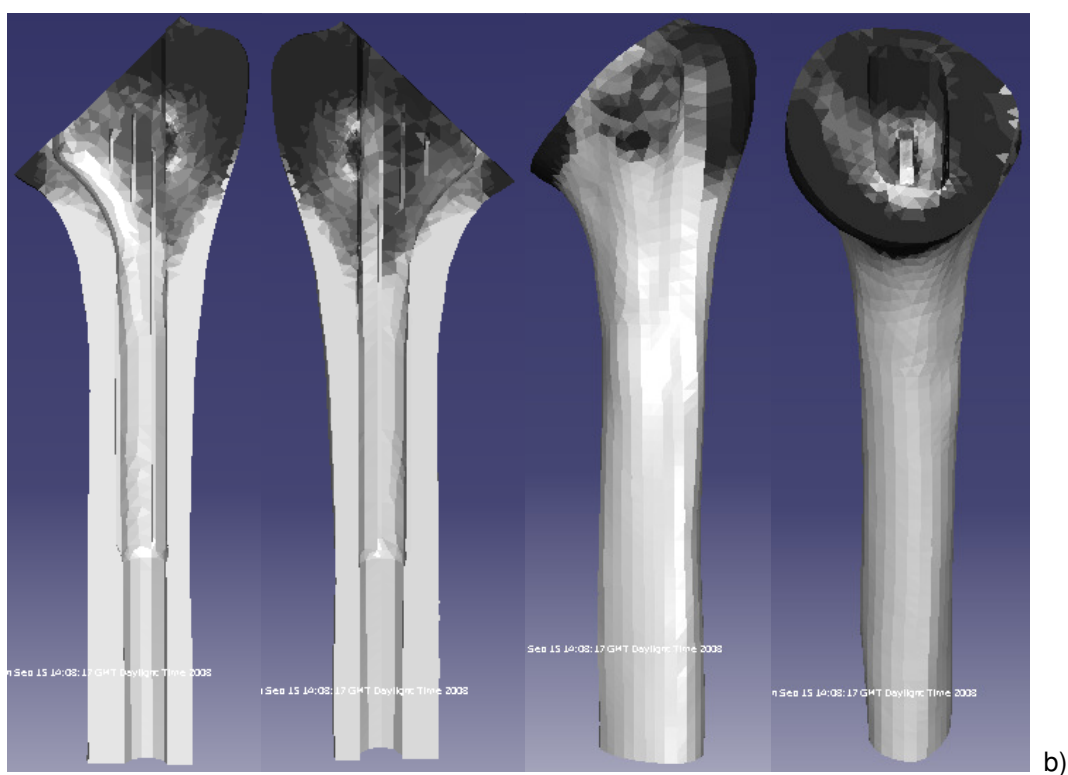
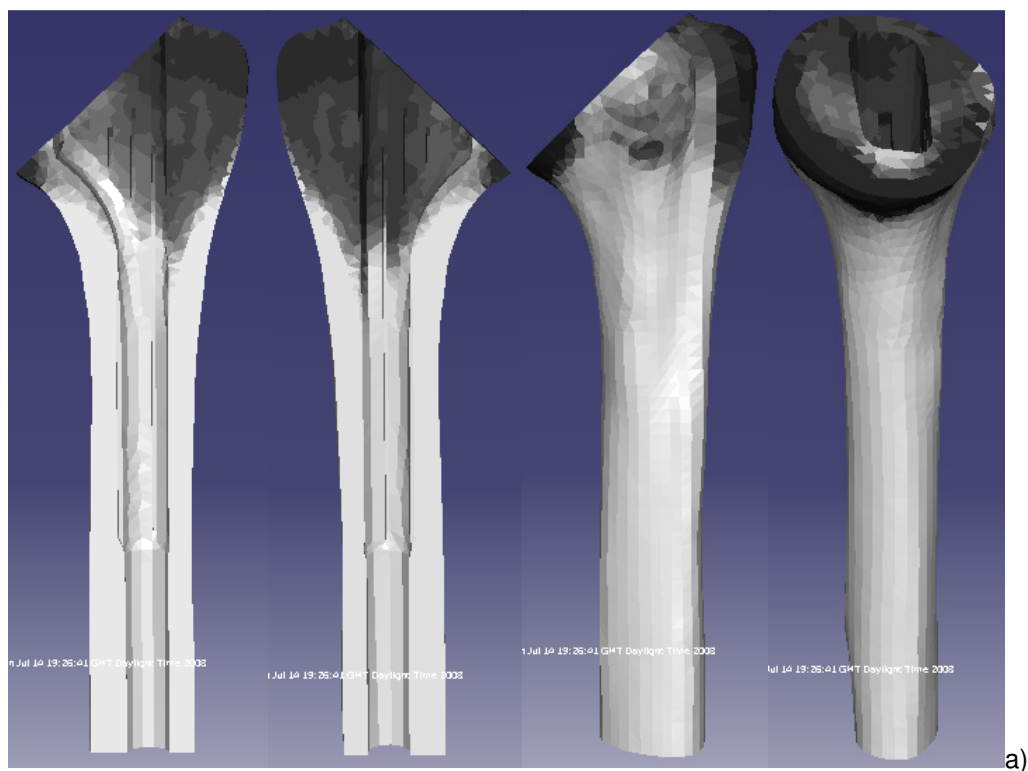


Figura 4.12 - Modelo tridimensional do osso com implante press-fit sujeito apenas às reacções da articulação, vista global e secção longitudinal. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento. a) Distribuição de densidades inicial. b) Distribuição de densidades final

Ao analisar a Tabela 4.6, regista-se uma perda de densidades nas regiões 1, 7 e 8 que, no global, traduz a diminuição da massa total, registada na Figura 4.11, o que permite inferir a existência de algum efeito de *stress shielding*.

Tabela 4.6 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo com implante *press-fit* sujeito apenas às reacções da articulação. CEI – análise considerando elementos da interface osso – implante; SEI – análise excluindo elementos da interface osso – implante.

	Evolução (%)	
	CEI	SEI
Região 1	-11.074	-13.115
Região 2	2.694	2.162
Região 3	0.064	0.043
Região 4	0.019	0.017
Região 5	0.021	0.017
Região 6	0.446	0.328
Região 7	-7.063	-8.163
Região 8	-7.608	-8.699
Massa total	-1.81	

Capítulo 5

Discussão e Conclusões

Neste último capítulo é inicialmente efectuada uma breve discussão dos resultados obtidos, seguida da conclusão do trabalho realizado e, para finalizar, a apresentação de desenvolvimentos futuros.

5.1. Discussão de resultados

O objectivo do presente trabalho é identificar causas de falência da componente umeral na artroplastia do ombro. Para isso desenvolveram-se diferentes modelos computacionais, consoante o tipo de fixação da componente, nos quais se avaliou o processo de adaptação óssea.

No caso com implante cimentado foram analisadas três diferentes modelações do contacto da interface cimento-implante (Tabela 5.1). Para uma melhor compreensão das tabelas seguintes, apresenta-se novamente a figura com as divisões do úmero efectuadas (Figura 5.1).

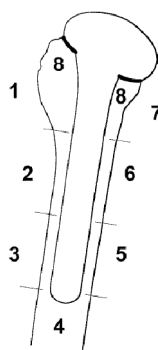


Figura 5.1 - Diferentes regiões nas quais o úmero foi dividido. Fonte: (Sanchez-Sotelo, et al. 2001)

Tabela 5.1 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo para os modelos com implante cimentado

	Evolução (%)					
	Bonded		Atrito		Sem Atrito	
	CEI	SEI	CEI	SEI	CEI	SEI
Região 1	-11.609	-11.827	9.058	5.229	10.907	6.770
Região 2	-2.111	-2.167	0.396	0.004	0.820	0.278
Região 3	0.004	0.004	0.003	0.003	0.003	0.003
Região 4	0.004	0.004	0.002	0.002	0.002	0.002
Região 5	0.003	0.003	0.002	0.002	0.002	0.002
Região 6	0.051	-0.041	-0.017	-0.007	-4.838E-4	-0.002
Região 7	-2.606	-2.523	1.171	0.994	1.859	1.474
Região 8	-2.895	-2.870	1.806	1.757	2.545	2.316
Massa total	-1.58		1.04		1.33	

No modelo cimentado *bonded* (4.1.1), no qual o implante se encontra “colado” ao cimento o resultado demonstra a perda de massa óssea em quatro regiões do úmero, localizadas na parte proximal. Estando o implante “colado” ao cimento, uma vez que o primeiro apresenta maior rigidez, os esforços vão passar preferencialmente por este, blindando desta forma o osso.

No modelo de contacto sem atrito (4.1.2) o resultado é diferente do modelo anterior, como seria de esperar, não se identificando nenhuma região com perda de massa óssea, registando-se inclusive um aumento na região 1 (a região 6 apresenta uma ínfima perda de massa óssea mas, dada a ordem de grandeza, não tem qualquer significado). Nesta situação, o contacto na interface cimento-implante não permite a transmissão de esforços de tracção e de corte, originando uma inferior solicitação da haste e uma maior solicitação do osso.

Através de uma análise da tensão de Von Mises (Figura 5.2), comparando-se, nas duas situações, os esforços a que o implante e o osso se encontram sujeitos, verifica-se no modelo *bonded* uma maior solicitação da haste e uma menor solicitação do osso. Comparando em cada modelo as tensões na haste e no osso, no modelo *bonded* registam-se tensões na haste cerca de vinte vezes superiores às observadas no úmero, evidenciando uma passagem preferencial dos esforços pela haste do implante, enquanto no modelo de contacto as tensões registadas são da mesma ordem de grandeza. A Figura 5.2 é relativa à situação inicial e ao caso de carga 6. Contudo uma análise aos restantes casos de carga permitiria idênticas conclusões.

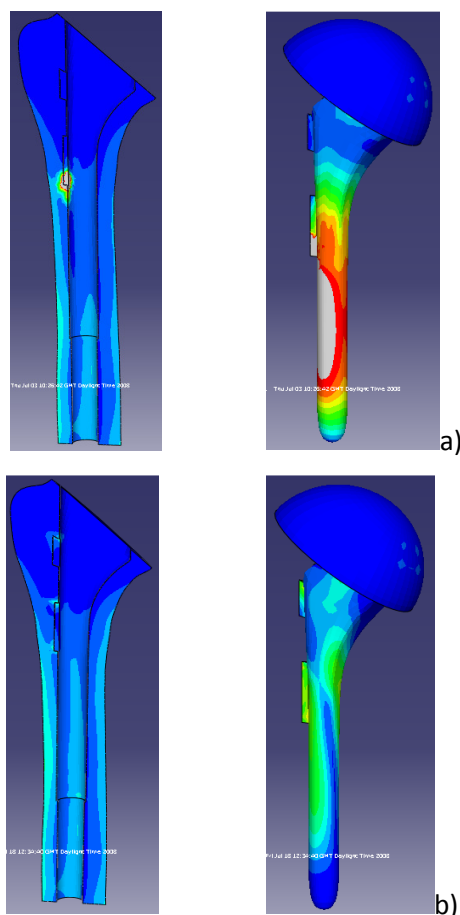


Figura 5.2 – Tensões de Von Mises, no osso e na haste (na situação inicial e sexto caso de carga) do modelo cimentado *bonded* (a) e de contacto sem atrito (b). Escala entre 0 MPa (a azul) e 25 MPa (a vermelho). As regiões a cinzento indicam a existência de tensões superiores a 25 MPa.

O modelo de contacto com atrito (4.1.3), o mais representativo da realidade (Mann, Bartel, et al. 1991), apresenta uma evolução da massa óssea com analogias à situação de contacto sem atrito.

No modelo com implante *press-fit* foram consideradas três situações diferentes (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Evolução relativa das regiões 1 a 8 do osso e da massa total do modelo para os modelos com implante *press-fit*

	Evolução (%)					
	Press-fit <i>bonded</i>		Contacto sem atrito		Sem actuação muscular	
	CEI	SEI	CEI	SEI	CEI	SEI
Região 1	-8.460	-8.747	8.123	7.355	-11.074	-13.115
Região 2	-0.564	-0.515	-0.005	-0.030	2.694	2.162
Região 3	0.024	0.014	0.015	0.008	0.064	0.043
Região 4	0.009	0.007	0.006	0.004	0.019	0.017
Região 5	0.005	0.005	0.004	0.004	0.021	0.017
Região 6	0.053	0.070	0.025	0.031	0.446	0.328
Região 7	-4.595	-4.475	0.581	0.300	-7.063	-8.163
Região 8	-4.556	-4.438	0.741	0.474	-7.608	-8.699
Massa total	-1.53		0.98		-1.81	

O modelo *press-fit bonded* (4.2.1) simula um caso de osseointegração com uma haste completamente revestida, estabelecendo-se uma ligação efectiva em toda a interface osso-implante. De salientar contudo que este modelo simula uma situação extrema de osseointegração, pois em geral esta ligação biológica não ocorre em toda a superfície revestida (Fernandes, Folgado, et al. 2002). Com efeito, a existência de revestimento não garante, apenas e por si só, a existência de uma ligação efectiva (e ao longo de toda a superfície), existindo outros factores que podem inibir esta ligação. Por outro lado, no mercado são usuais as haste com um revestimento parcial, promovendo a ligação entre o osso e a haste apenas na zona revestida.

De forma análoga aos modelos cimentados, o modelo *bonded* apresenta resultados significativamente diferentes do modelo de contacto sem atrito (4.2.2). No modelo *bonded* regista-se a perda de massa óssea em quatro regiões do úmero (1, 2, 7 e 8), localizadas na parte proximal, enquanto o modelo de contacto sem atrito não apresenta diminuições da massa óssea, registando inclusive, como no homólogo cimentado, um aumento na região 1. No modelo sem actuação muscular (4.2.3) regista-se a perda de massa óssea em três regiões do úmero, evidenciando algum efeito de *stress shielding*.

Analisando todos os modelos desenvolvidos é de referir ainda, pela análise das Tabela 5.1 e Tabela 5.2, que as evoluções CEI apresentam, geralmente, um valor superior quando

comparadas com as evoluções SEI, demonstrando uma maior solicitação dos elementos na interface face à restante região. Excluindo os modelos *bonded* e o modelo sem actuação muscular, de um modo geral e com particular interesse nos modelos mais representativos da realidade (4.1.3 e 4.2.2), os resultados obtidos não apresentam alterações significativas da massa óssea. Assim sendo, ao contrário do que acontece na anca (Ohta, et al. 2003) (Weinans, Huiskes e Grootenboer 1992) (entre outros), o fenómeno de *stress shielding* e consequente adaptação óssea parecem não assumir um papel preponderante na falência da componente protésica na artroplastia do ombro.

Na literatura não existem muitos estudos acerca do fenómeno de *stress shielding* e remodelação óssea na componente umeral da articulação glenomerar. Num estudo efectuado a 64 pacientes, num total de 70 artroplastias do ombro, apenas 6 pacientes (9%) apresentaram efeito de *stress shielding*, não sendo mesmo assim evidente qualquer sinal radiológico de *loosening* ou fractura periprotética. Os autores concluíram ainda que a absorção óssea resultante do fenómeno de *stress shielding* é um processo progressivo lento, sugerindo como factores de risco o tamanho relativo do implante - quanto maior, mais significativas são as diferenças de rigidez - e ainda a qualidade do osso aquando da realização da artroplastia (dos 6 pacientes com evidência de *stress shielding*, 4 foram classificados como tendo osso osteoporótico) (Nagels, Stokdijk e Rozing 2003), sendo este último, em estudos da anca, evidenciado como um factor fortemente correlacionado com a perda de densidade óssea (Ohta, et al. 2003). Num outro estudo, é examinada uma senhora de 73 anos sujeita a uma hemiartroplastia do ombro direito, na qual se observou ao fim de 4 anos alguma perda de densidade óssea, evidenciando efeitos semelhantes aos que ocorrem na anca (Pressel, et al. 2000). De notar, no entanto, que este estudo se foca apenas numa paciente, sem que se saiba a doença que conduziu à artroplastia e a qualidade do osso no momento da mesma.

Relativamente à articulação da anca, a articulação do ombro apresenta diferenças anatómicas e biomecânicas significativas que podem, de alguma forma, justificar os resultados obtidos. A articulação da anca é uma articulação de carga, suportando a parte superior do corpo humano que traduz maioritariamente o esforço a que esta se encontra sujeita. A articulação do ombro, por sua vez, é uma articulação de mobilidade, onde os músculos e tecidos moles desempenham um papel fundamental. Desta forma, quando na presença de um implante, e apesar da reacção glenomerar ser aplicada neste, os músculos que equilibram a reacção glenomerar e estabilizam a articulação continuam a solicitar praticamente todo o úmero. Existirá assim uma compensação do efeito de *stress shielding* originado pelo implante. Saliente-se que a região 1, zona onde em alguns dos modelos se verifica um aumento de massa óssea, é uma zona de inserção para os músculos da coifa dos rotadores, os mais relevantes na estabilização da articulação. Os resultados do modelo sem actuação muscular (4.2.3) corroboram a importância atribuída à acção muscular, observando-se que, sem a actuação muscular, existe uma diminuição de massa global resultante da perda de massa óssea nas regiões 1, 7 e 8, localizadas na parte proximal do úmero, a qual não se verifica nos restantes modelos com interacção de contacto

apresentados no capítulo 4. De referir no entanto que este modelo não é totalmente válido, uma vez que sem a actuação muscular, a articulação não apresentaria qualquer mobilidade e portanto a reacção aplicada tomaria diferentes valores dos considerados.

Para além da acção muscular, a geometria do úmero parece também ser um aspecto pertinente nos resultados obtidos. Como se observa pela Figura 5.3 o implante femoral apresenta uma inclinação acentuada na parte proximal que, juntamente com um elevado raio de rotação, acaba por conduzir, consoante o carregamento, a elevados esforços de flexão, resultando assim na fragilização do osso em algumas regiões. Na componente umeral, uma vez que estes não apresentam o mesmo relevo e o carregamento do ombro não apresenta geralmente componentes axiais de elevada intensidade (Nagels, Stokdjik e Rozing 2003), o fenómeno de flexão não assume, no caso do ombro, o mesmo papel que na anca.

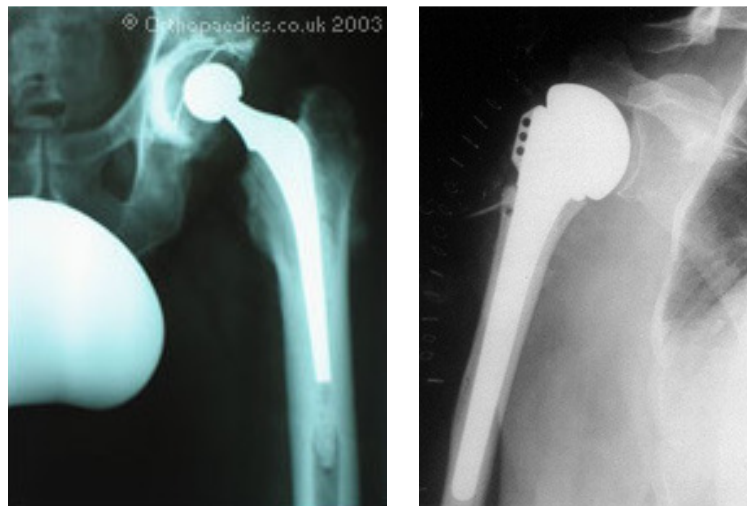


Figura 5.3 – Raio X de uma artroplastia do ombro (à direita) (Feroussis, et al. 2003) e de uma artroplastia total da anca (à esquerda) (The Bristol Orthopaedic & Sports Injury Clinic 2003).

Em resumo, constatou-se que as alterações de densidade no úmero devidas à inserção do implante não são substanciais e, por isso, os resultados indiciam que o *stress shielding* e consequente adaptação óssea não são um factor preponderante na falência da componente umeral da artroplastia do ombro.

5.2. Conclusão

No trabalho realizado apresentaram-se modelos computacionais para análise, através do método de elementos finitos, do processo de remodelação óssea do úmero após a inserção de um implante. O modelo tridimensional do úmero foi obtido através da base de dados do projecto Vakhum, enquanto os diferentes implantes (cimentado e *press-fit*) foram desenvolvidos com base nos modelos disponibilizados pela empresa Zimmer, utilizando o software de CAD 3D Solidworks 2008. Os diferentes modelos, com implante e sem implante, foram discretizados em elementos finitos, aos quais foi aplicado o modelo de remodelação óssea.

O modelo de remodelação óssea demonstrou ser capaz de descrever, com elevada semelhança, a morfologia do úmero, validando desta forma os resultados de adaptação óssea posteriormente obtidos para os modelos com implante. Para uma melhor reprodução da realidade, a situação inicial para os modelos com implante correspondeu à distribuição de densidades que melhor descrevia a morfologia do úmero, facilitando igualmente o processo de análise de perda ou não de massa óssea.

Ao contrário do sucedido na anca, os resultados obtidos não apresentaram alterações significativas da massa óssea, não evidenciando portanto o efeito de *stress shielding* e a consequente adaptação óssea como um factor preponderante na falência da prótese umeral. A falência de uma artroplastia apresenta geralmente um carácter multi-factorial (Boshali, Wirth e Rockwood 2006) (Franta, et al. 2007) pelo que, no caso do ombro, outros factores poderão assumir particular relevância: falência mecânica do implante ou cimento, introdução de partículas de desgaste na interface osso-implante, deslocamentos relativos na interface (Joshi, et al. 2000) e outros factores relacionados com o procedimento cirúrgico (Franta, et al. 2007).

Na literatura não existem muitos trabalhos que reportem a remodelação óssea no úmero após uma artroplastia (Pressel, et al. 2000), não tendo mesmo sido encontrado qualquer estudo semelhante ao realizado, pelo que o trabalho apresentado poderá ser um bom complemento dos estudos, focados na componente umeral, até à data realizados.

5.3.Desenvolvimentos futuros

Durante a realização do trabalho diversos obstáculos foram encontrados, dos quais se destaca a dificuldade de obtenção das cargas a aplicar no úmero. O conhecimento de cargas com relevância biológica é importantíssimo para a realização (validação) deste tipo de trabalhos biomecânicos pelo que no futuro o desenvolvimento de métodos capazes de prever as forças aplicadas no osso humano em estudo representará uma área de desenvolvimento bastante importante.

No que diz respeito à articulação glenomer, será importante focar maior atenção na componente da glenóide, a qual apresenta significativamente maior incidência de complicações (Klimkiewicz, et al. 1998), podendo inclusive, como resultado do seu desgaste, conduzir igualmente à falência da componente umeral.

Referências

- Andreykiv, A., P. J. Prendergast, F. van Keulen, W. Swieszkowski, e P. M. Rozing. "Bone ingrowth simulation for a concept glenoid component design." *Journal of Biomechanics* (Elsevier Ltd.) 38 (2005): 1023-1033.
- Bigliani, Louis U., e Evan L. Flatow. *Shoulder Arthroplasty*. New York: Springer, 2005.
- Boshali, Kamal I., Michael A. Wirth, e Charles A. Rockwood. "Complications of Shoulder Arthroplasty." *Journal of Bone and Joint Surgery* 88 (2006): 2279-2292.
- Charleston Orthopaedic Associates. *Reverse Total Shoulder Replacement*. 2007. http://www.mybones.com/p_revotoshouldreplac.php.
- Clayman, Dr. Charles B. *Bones, muscles, and joints*. Dorling Kindersley, Ltd, 1992.
- Engh, C. A., J. D. Bobyn, e A. H. Glassman. "Porous-coated hip replacement." *Journal of Bone and Joint Surgery* 69-B, n.º 1 (1987): 45-55.
- Exatech. *Total Shoulder Replacement*. Exatech. 2008. <http://www.exac.com/patients-caregivers/shoulder-replacement> (acedido em 28 de Maio de 2008).
- Favre, Philippe, Ralph Sheikh, Sandro F. Fucentese, e Hillaire A. C. Jacob. "An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use." *Clinical Biomechanics* (Elsevier Ltd.) 20 (2005): 822-833.
- Fernandes, P. R., J. Folgado, C. Jacobs, e V. Pellegrini. "A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems." *Journal of Biomechanics* (Elsevier Ltd.) 35 (2002): 167-176.
- Fernandes, P. R., J. Folgado, C. Jacobs, V. Pellegrini, e H. Rodrigues. "Numerical analysis on bone remodeling and bone ingrowth in cementless total hip arthroplasty." *International Congress on Computational Bioengineering*. 2003.
- Fernandes, P., H. Rodrigues, e C. Jacobs. "A model of bone adaptation using a global optimisation criterion based on the trajectorial theory of wolff." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Overseas Publishers Association) 2 (1999): 125-138.
- Fernandes, Paulo. "Optimização da topologia de estruturas tridimensionais." Tese de Doutorado, 1998.
- Feroussis, J. C., I. K. Triantafillopoulos, A. Zografidis, N. Konstantinou, P. Dallas, e A. Barbitsioti. "Hemiarthroplasty for the management of three and four part humeral fractures: results and technical aspects." *Acta Orthopaedica et Traumatologica Hellenica*, 2003.

Folgado, João. "Modelos computacionais para análise e projecto de próteses ortopédicas." Tese de Doutoramento, 2004.

Franta, Amy K., Tim R. Lenters, Doug Mounce, Blazej Neradilek, e Frederik A. Matsen. "The complex characteristics of 282 unsatisfactory shoulder arthroplasties." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 16 (2007): 555-562.

Gobezie, Dr. "The Case Shoulder & Elbow Service."

<http://www.clevelandshoulder.com/pdf/reverseShoulder.pdf> (acedido em 28 de Maio de 2008).

Guedes, José Miranda, e Noboru Kikuchi. "Preprocessing and postprocessing for materials based on the homogenization method with adaptive finite element methods." *Computer methods in applied mechanics and engineering* (Elsevier Science Publishers) 83 (1990): 143-198.

Hasan, Samer S., Jordan M. Leith, Barry Campbell, Ranjit Kapil, Kevin L. Smith, e Frederick A. Matsen III. "Characteristics of unsatisfactory shoulder arthroplasties." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 11 (2002): 431-441.

Hill, P. A., e M. Orth. "Bone remodelling." *British Journal of Orthodontics* 25 (1998): 101-107.

Huiskes, R. "Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement." *Current Orthopaedics* 7, n.º 4 (1993): 239-247.

Huiskes, R., H. Weinans, H. J. Grootenboert, M. Dalstra, B. Fudala, e T. J. Slooff. "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis." *Journal of Biomechanics* 20, n.º 11/12 (1987): 1135-1150.

Huiskes, Rik, Harrie Weinans, e Michel Dalstra. "Adaptive Bone Remodeling and Biomechanical Design Considerations for Noncemented Total Hip Arthroplasty." *Orthopedics* 12, n.º 9 (1989): 1255-1267.

Ingen Orthopedics LLC. "Ingen Total Shoulder." Ingen. 2008.

<http://www.ingenortho.com/SurgicalTechnique.pdf> (acedido em 15 de Março de 2008).

Jain, Nitin B., Shawn Hocker, Ricardo Pietrobon, Ulrich Guller, Neeti Bathia, e Laurence D. Higgins. "Total arthroplasty versus hemiarthroplasty for glenohumeral osteoarthritis: Role of provider volume." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 14 (2005): 361-367.

Jeffers, J., M. Browne, A. Lennon, P. Prendergast, e M. Taylor. "Cement mantle fatigue in total hip replacement: Experimental and computational testing." *Journal of Biomechanics* (Elsevier Ltd.) 40, n.º 7 (2007): 1525-1533.

Joshi, Makarand G., Suresh G. Advani, Freeman Miller, e Michael H. Santare. "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding." *Journal of Biomechanics* (Elsevier Science Ltd.) 33 (2000): 1655-1662.

Katz, D., G. O' Toole, L. Cogswell, P. Sauzières, e P. Valenti. "A history of reverse shoulder prosthesis." *International Journal of Shoulder Surgery* 1, n.º 4 (2007): 108-113.

Klimkiewicz, John J., Joseph P. Iannotti, Harry E. Rubash, e Arun S. Shanbhag. "Aseptic loosening of the humeral component in total shoulder arthroplasty." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 7 (1998): 422-426.

Mann, K. A., D. L. Bartel, T. M. Wright, e A. H. Burstein. "Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model." *Journal of Biomechanics* (Elsevier Science Ltd.) 28, n.º 9 (1995): 1067-1078.

Mann, K. A., D. L. Bartel, T. M. Wright, e A. R. Ingham. "Mechanical Characteristics of the stem-cement interface." *Journal of Orthopaedic Research* 9, n.º 6 (1991): 798-808.

Mann, Kenneth A., David C. Ayers, e Timothy A. Damron. "Effects of Stem Length on Mechanics of the Femoral Hip Component after Cemented Revision." *Journal of Orthopaedic Research* 15 (1997): 62-68.

Nagels, Jochem, Mariëlle Stokdijk, e Piet M. Rozing. "Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 12 (2003): 35-39.

Netter, Frank H. *Interactive Atlas of Human Anatomy*. 3ª edição. Saunders, 2002.

Norris, Tom R., e Joseph P. Iannotti. "Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: A multicenter study." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* (Elsevier Science Ltd.) 11, n.º 2 (2002): 130-135.

Ohta, Hiroshi, Seneki Kobayashi, Naoto Saito, Masashi Nawata, Hiroshi Horiuchi, e Takaoka Kunio. "Sequential changes in periprosthetic bone mineral density following total hip arthroplasty: a 3 year follow-up." *Journal of Bone and Mineral Metabolism* (Springer-Verlag) 21 (2003): 229-233.

Oizumi, Naomi, Shigeru Tadano, Youchi Narita, e Naoki Suenaga. "Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 15 (2006): 331-338.

Ostelere, S., e S. Soin. "Imaging of prosthetic joints." *Imaging* 15, n.º 4 (2003): 270-285.

Palastanga, Nigel, Derek Field, e Roger Soames. *Anatomia e movimento humano*. 3ª edição. Editora Manole, Ltda, 2000.

Pearl, Michael L. "Proximal humeral anatomy in shoulder arthroplasty: Implications for prosthetic design and surgical technique." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* (Elsevier Science Ltd.) 14, n.º 1 (2005): s99-s104.

Pressel, T., M. Lengsfeld, R. Leppeck, e J. Schmitt. "Bone remodelling in humeral arthroplasty: follow-up using CT imaging and finite element modeling - an in vivo case study." *Arch Orthop Trauma Surg*, 2000: 333-335.

Rockwood, Charles A. "Shoulder prosthesis system restores arm motion of NFL superstar." *The mission*, 1998.

Sanchez-Sotelo, Joaquin, Shawn W. O'Driscoll, Michael E. Torchia, Robert H. Cofield, e Charles M. Rowland. "Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 10 (2001): 526-531.

Silva, M. *Biomecânica Articular*. 2004.

Sistermann, Dr. R. *Shoulderprosthesis.com*. <http://www.shoulderprosthesis.com/HISTORY.HTM> (acedido em 26 de Maio de 2008).

Smith, Blair. *Joint Replacement*. 2004.

http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2004_Groups/Group01/jrH.htm (acedido em 26 de Maio de 2008).

Souza, Romeu Rodrigues de. *Anatomia Humana*. 1ª Edição. Editora Manole, Ltda, 2001.

Terry, Glenn C., e Thomas M. Chopp. "Functional Anatomy of the Shoulder." *Journal of Athletic Training* 35, n.º 3 (2000): 248-255.

The Bristol Orthopaedic & Sports Injury Clinic. *Orthopaedics.co.uk + The Bristol Orthopaedic & Sports Injury Clinic*. 2003. http://www.orthopaedics.co.uk/boc/patients/images/pic_hip_xray_1.jpg (acedido em 30 de Julho de 2008).

Tortora, Gerard J., e Sandra Reynolds Grabowski. *Introduction to the Human Body*. 5ª edição. John Wiley & Sons, Inc, 2001.

Verborgt, Olivier, Rami El-Abiad, e Dominique F. Gazielly. "Long-Term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty." *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 16 (2007): 13s-18s.

Walch, G., e P. Boileau. "Shoulder Arthroplasty." Montagem por Springer. 1998. http://books.google.com/books?id=eynYuFrRGJAC&dq=shoulder+prosthesis+dimensions&hl=pt-PT&source=gbs_summary_s&cad=0 (acedido em 26 de Maio de 2008).

Weinans, Harrie, Rik Huiskes, e Henk Grootenboer. "Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling." *Journal of Orthopaedic Reserach* 10 (1992): 845-853.

Zimmer. "Anatomical Shoulder System Surgical Technique." Zimmer. 2008. http://www.zimmer.com/web/enUS/pdf/surgical_techniques/Anatomical_Shoulder_System_Surgical_Technique_06-006-070-12_Rev.pdf (acedido em 15 de Março de 2008).

Zohdi, Tarek I., e Peter Wrigges. *Introduction to Computational Micromechanics*. Vol. 20. Springer, 2005.

Anexo A

A.1 Cálculo de pressões

O algoritmo recebe como entrada os elementos e as respectivas faces constituintes das superfícies nas quais serão aplicadas as pressões. Conhecendo as coordenadas de todos os nós, para cada elemento é efectuado o cálculo da área da face que compõe a superfície, considerando que a face apresenta a forma de um rectângulo perfeito. A área final corresponderá ao somatório da área das faces de todos os elementos. Para finalizar são calculadas as pressões dadas por (9).

A.2 Transição de densidades

O algoritmo, após fazer a leitura de nós e elementos das duas malhas, começa por efectuar o cálculo do centro geométrico de cada elemento da malha original. De seguida, percorre elemento a elemento da malha para a qual se pretende transitar as densidades (malha final) e começa uma vez mais por efectuar o cálculo do centro geométrico do elemento. Conhecido o centro geométrico do elemento, o algoritmo vai procurar na malha original os elementos que se encontram compreendidos numa esfera de centro semelhante ao centro geométrico do elemento da malha final e com raio igual ao lado máximo do elemento. Caso apenas seja encontrado um elemento, o elemento da malha final apresentará as propriedades desse elemento. Se 2 ou mais elementos pertencerem à esfera descrita então é efectuada uma média ponderada das propriedades com pesos $\frac{1}{r^i}$, onde r é a distância do centro geométrico do elemento da malha original ao elemento da malha final e i a ordem de proximidade (o mais próximo apresenta ordem 1, o segundo mais próximo ordem 2 e por aí adiante). De notar que, se inicialmente nenhum elemento pertencer à esfera, o raio da esfera é continuamente incrementado em um quarto do lado máximo do elemento até que a esfera compreenda algum elemento no seu interior.

Anexo B

B.1 Modelo com implante cimentado

B.1.1 Bonded

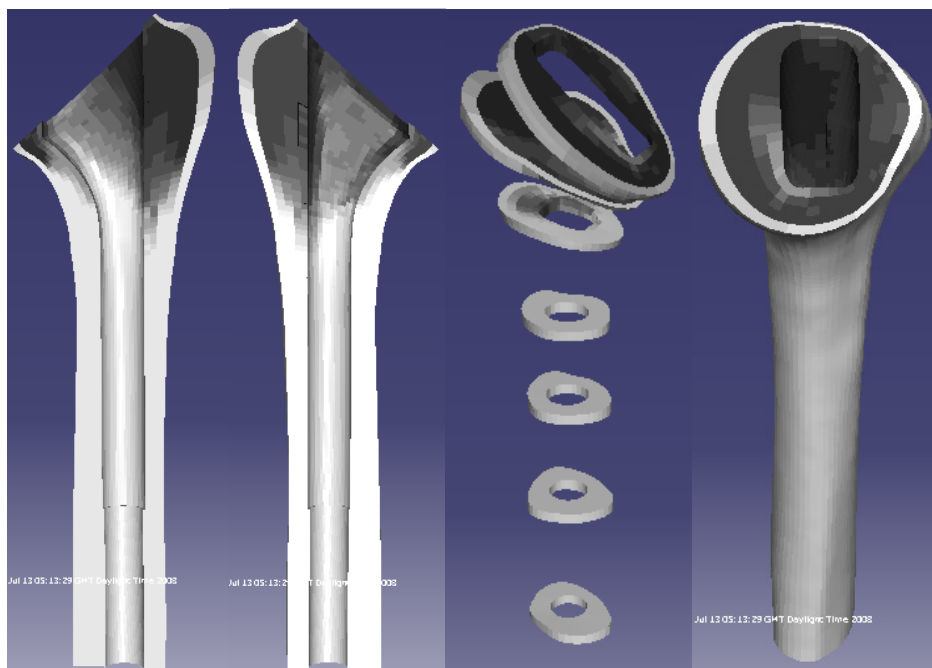


Figura B.1 – Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (implante colado ao cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento

B.1.2 Sem atrito

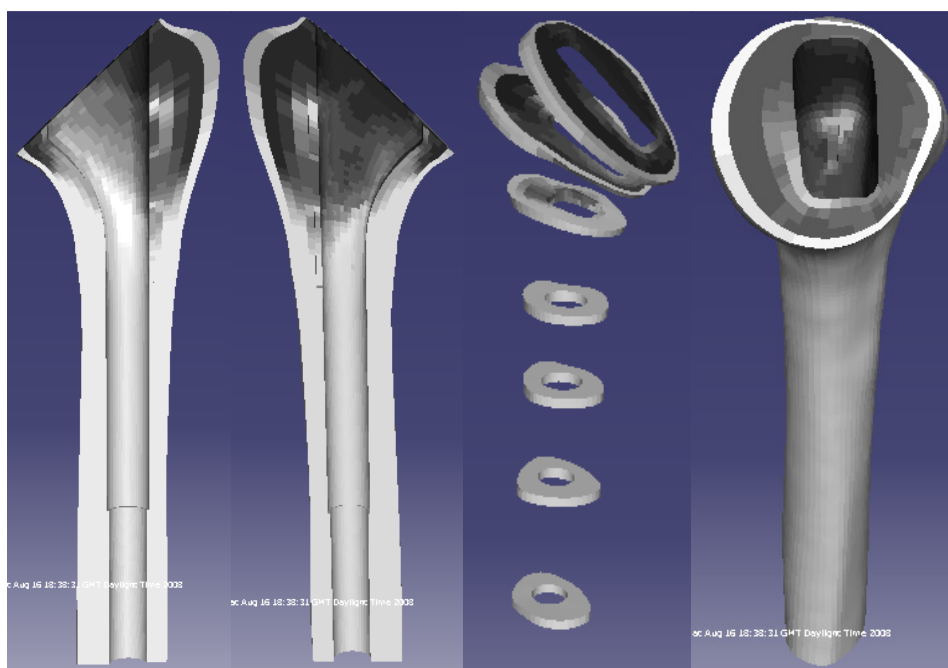


Figura B.2 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto sem atrito entre o implante e o cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.

B.1.3 Com atrito

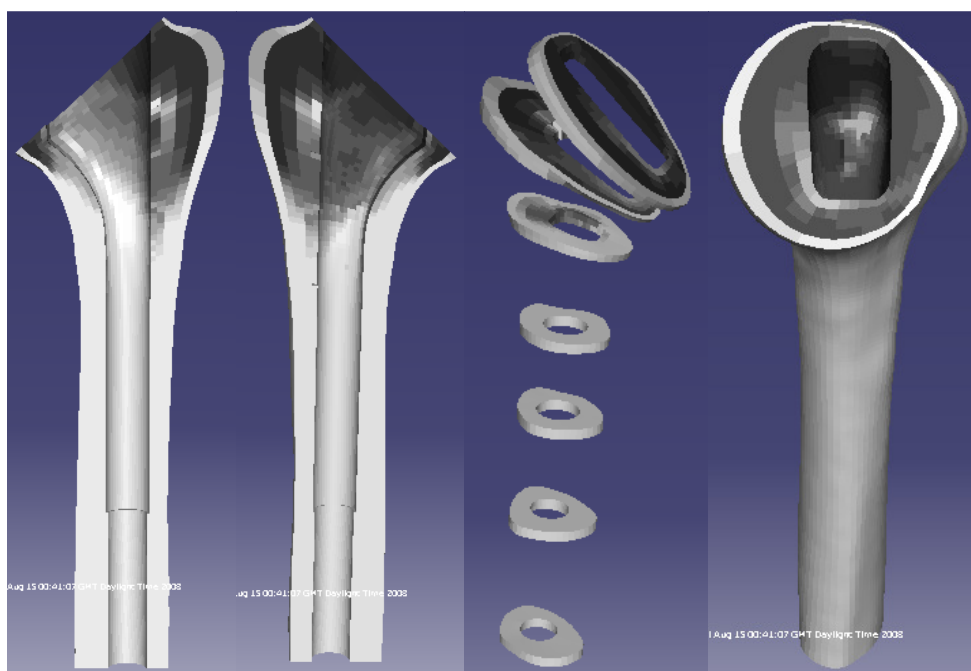


Figura B.3 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante cimentado (com contacto com atrito entre o implante e o cimento), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.

B.2 Modelo com implante *press-fit*

B.2.1 *Press-fit bonded*

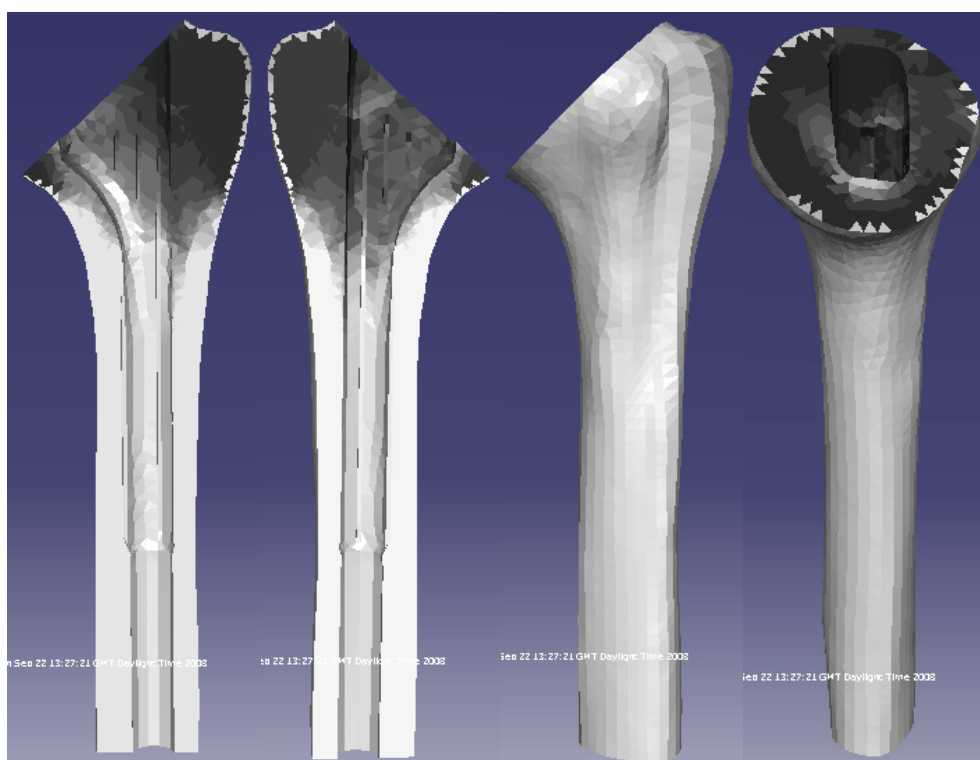


Figura B.4 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* (o implante “colado” ao osso), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.

B.2.2 Contacto sem atrito

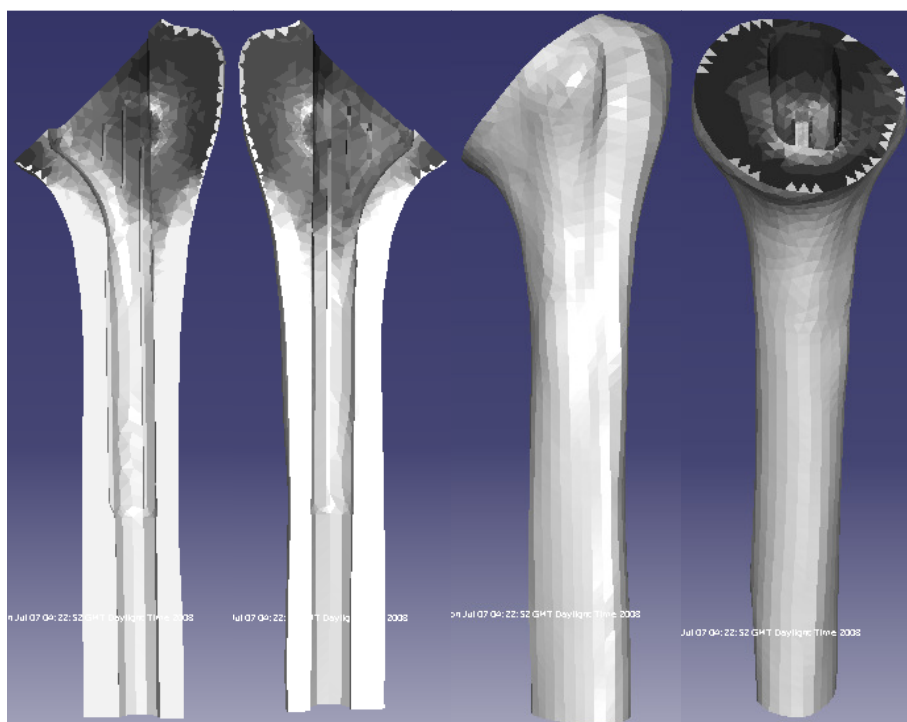


Figura B.5 - Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* (contacto sem atrito na interface osso-implante), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.

B.2.3 Modelo sem acção muscular

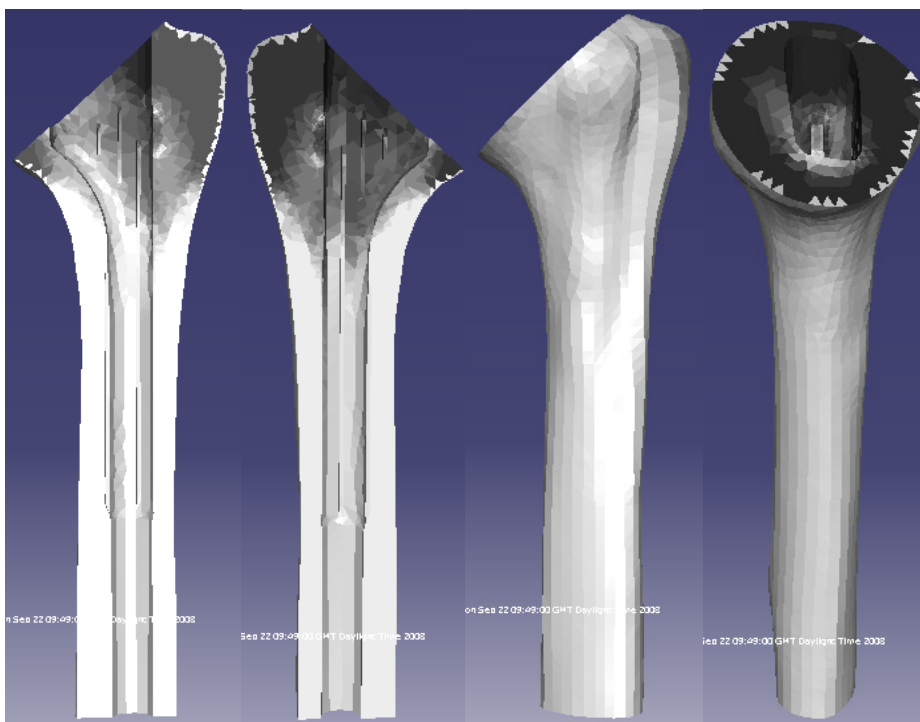


Figura B.6 – Vista global e secção longitudinal da distribuição final de densidades do modelo tridimensional do osso com implante *press-fit* (sem acção muscular), considerando um revestimento exterior de osso cortical. Densidades em escala de cinzentos, com osso cortical a branco e osso trabecular a cinzento.