

**Avaliação biomecânica do desempenho de prótese femoral
com rigidez variável**

Kelly Magalhães

Trabalho de Projeto apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professora Doutora Elza Maria Morais Fonseca

Setembro de 2014

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que de alguma forma tenham contribuído para a concretização deste projeto.

Em particular, à minha orientadora, Professora Doutora Elza Maria Morais Fonseca pelo apoio, disponibilidade, auxílio e conhecimentos adquiridos ao longo deste percurso.

À Engenheira Luísa Barreira responsável pelo Laboratório de Estruturas e Resistência de Materiais, pela amabilidade na análise de imagens médicas.

À clínica Krug Noronha por ceder as imagens médicas para este estudo.

Aos meus amigos, em especial à Cátia Marrão e à Ana Rita Pereira, pela compreensão, amizade e partilha dos bons e maus momentos.

Ao Rogério Monteiro, um agradecimento especial pelo apoio, pela transmissão de confiança e de força em todos os momentos.

Finalmente agradeço à minha família, em especial, aos meus pais e ao meu irmão, pela compreensão e força transmitida ao longo de todo o meu percurso académico.

Resumo

O presente trabalho tem como objetivo abordar uma metodologia para diminuir os micromovimentos e o efeito de “stress-shielding” em próteses femorais. O presente projeto focou-se no estudo de modelos simplificados de próteses de rigidez variável, estudaram-se modelos com próteses convencionais e posteriormente a análise de modelos de rigidez variável, com variação de material longitudinal e transversal. Os modelos de rigidez variável foram otimizados atendendo à geometria e ao material da prótese. Através de um processo automático de otimização foi possível diminuir as tensões de corte na interface osso-prótese minimizando os micromovimentos da prótese. O modelo de variação com material transversal apresentou melhores resultados nas extremidades da prótese, contudo apresentou picos de tensões na mudança de material. Por último foi realizado um estudo da geometria do fêmur proximal humano, tendo-se verificado uma tendência para o fêmur ser mais estreito em pacientes do gênero feminino e o ângulo colodiafisário diminuir com o aumento da idade. Este estudo possibilitou a concepção de uma prótese mais complexa, com geometria semelhante ao conjunto osso-prótese, onde os modelos com variação de material longitudinal apresentam melhores resultados para o lado esquerdo e piores para o lado direito. Através de modelos com variação de material é possível diminuir os picos de tensões nas extremidades da prótese favorecendo assim o crescimento ósseo e a fixação da prótese.

Palavras-Chave: Prótese, fêmur proximal, rigidez variável, elementos finitos.

Abstract

The main goal of this work is to present a methodology to reduce the micromovements and the effect of stress-shielding in femoral prosthesis. This project is based on the study of simplified models of prosthesis with variable stiffness, also conventional prosthesis were studied for analysis of models with variable stiffness, with longitudinal and transversal material effect. The models with variable stiffness were optimized taking into account the geometry and the prosthesis material. Using an automated optimization process it was possible to reduce the shear stresses at the bone-prosthesis interface minimizing the micromovement of the prosthesis. The model with transversal variation of material shows better results at the ends of the prosthesis, however showed peak of stresses in the material change. Finally, a study of the human proximal femur geometry was performed, in this study there was a tendency for the femur to be smaller in female gender and the neck-shaft angle decreases with increasing age. This study enabled the design of a more complex prosthesis with similar geometry to the whole bone-prosthesis, where models with longitudinal variation of materials show better results for the left side and worst results to the right side. Through the material variation is possible to reduce the peak of stresses at the ends of the prosthesis, allowing bone ingrowth promotion and the prosthesis fixation.

Keywords: Prosthesis, proximal femur, variable stiffness, finite elements.

Conteúdo

Abreviaturas.....	xii
Simbologia	xv
Lista de tabelas.....	xvii
Lista de figuras.....	xviii
1. Introdução	1
1.1. Objetivos.....	2
1.2. Apresentação dos capítulos.....	2
2. Revisões Bibliográficas.....	4
2.1. Anatomia do fêmur.....	5
2.2. Evolução da artroplastia da anca.....	5
2.3. Efeito de <i>stress-shielding</i>	7
3. Artroplastia da anca	8
3.1. Introdução	9
3.2. Técnica cirúrgica	9
3.3. Artroplastia cimentada	11
3.3.1. Interface cimento-prótese	11
3.3.2. Interface osso-cimento.....	12
3.4. Artroplastia não cimentada	12
3.4.1. Fixação por <i>press-fit</i>	13
3.4.2. Fixação biológica por osseointegração.....	13
3.4.3. Fixação biológica por adesão	14
3.5. Mecanismo de migração da prótese.....	14
3.6. Influência da rigidez da prótese	16
3.6.1. Conjunto osso-prótese à flexão.....	16

3.6.2. Conjunto osso-prótese em carga axial	18
4. Análise numérica de próteses convencionais e de rigidez variável	22
4.1. Introdução	23
4.2. Análise numérica em próteses convencionais	23
4.2.1. Tensões na interface osso-prótese com rigidez constante à flexão	25
4.2.2. Tensões na interface osso-prótese com rigidez constante em carga axial	27
4.3. Análise numérica em próteses de rigidez variável.....	30
4.3.1. Tensões na interface osso-prótese com rigidez variável à flexão.....	31
4.3.2. Tensões na interface osso-prótese com rigidez variável em carga axial	32
5. Análise numérica de próteses obtidas por otimização	36
5.1. Introdução	37
5.2. Módulo de otimização no Ansys	37
5.3. Análise numérica em próteses otimizadas.....	38
5.3.1. Tensões na interface osso-prótese otimizada à flexão.....	39
5.3.2. Tensões na interface osso-prótese otimizado em carga axial	41
6. Modelo numérico fêmur proximal-prótese	44
6.1. Introdução	45
6.2. Modelos de flexão plana	45
6.2.1. Modelos de rigidez variável em flexão plana.....	45
6.2.2. Modelos otimizados de rigidez variável em flexão plana	47
6.3. Análise morfológica do fêmur proximal.....	50
6.4. Modelos fêmur proximal-prótese	54
6.4.1. Modelos não otimizados.....	55
6.4.2. Modelos otimizados.....	57
7. Conclusões e Trabalhos Futuros	60
7.1. Conclusões	61
7.2. Trabalhos futuros	62
Referências Bibliográficas	64
Anexos.....	68
Anexo I – Código dos modelos otimizados	69

Anexo II – Simulações dos modelos otimizados	79
Anexo III - Registos no fémur proximal.....	82

Abreviaturas

APDL	Ansys Parametric Design Language
Co-Cr	Cobalto-Crômio
EPT	Estado plano de tensão
MMA	Metacrílico de metilo
PMMA	Polimetacrilato de metilo
MF _i	Modelo numérico final
MF _{i_dir}	Modelo numérico final, lado direito
MF _{i_esq}	Modelo numérico final, lado esquerdo
MF _{i(L)}	Modelo numérico final, material longitudinal
MF _{i(L)_dir}	Modelo numérico final, material longitudinal, lado direito
MF _{i(L)_esq}	Modelo numérico final, material longitudinal, lado esquerdo
MF _{i(T)}	Modelo numérico final, material transversal
MF _{i(T)_dir}	Modelo numérico final, material transversal, lado direito
MF _{i(T)_esq}	Modelo numérico final, material transversal, lado esquerdo
MF _o	Modelo numérico final otimizado
MF _{o_dir}	Modelo numérico final otimizado, lado direito
MF _{o_esq}	Modelo numérico final otimizado, lado esquerdo
MF _{o(L)}	Modelo numérico final otimizado, material longitudinal
MF _{o(L)_dir}	Modelo numérico final otimizado, material longitudinal, lado direito

MF _o (L)_esq	Modelo numérico final otimizado, material longitudinal, lado esquerdo
MF _o (T)	Modelo numérico final otimizado, material transversal
MF _o (T)_dir	Modelo numérico final otimizado, material transversal, lado direito
MF _o (T)_esq	Modelo numérico final otimizado, material transversal, lado esquerdo
RV _i _FP	Modelo de rigidez variável, flexão plana
RV _i _FPdir	Modelo de rigidez variável, flexão plana, lado direito
RV _i _FPesq	Modelo de rigidez variável, flexão plana, lado esquerdo
RV _i _M	Modelo de rigidez variável, momento fletor
RV _i _P25	Modelo de rigidez variável, carga axial 25N
RV _i _P350	Modelo de rigidez variável, carga axial 350N
RV _i (L)	Modelo de rigidez variável longitudinal
RV _i (L)_FP	Modelo de rigidez variável longitudinal, flexão plana
RV _i (L)_FPdir	Modelo de rigidez variável longitudinal, flexão plana, lado direito
RV _i (L)_FPesq	Modelo de rigidez variável longitudinal, flexão plana, lado esquerdo
RV _i (L)_M	Modelo de rigidez variável longitudinal, momento fletor
RV _i (L)_P25	Modelo de rigidez variável longitudinal, carga axial 25N
RV _i (L)_P350	Modelo de rigidez variável longitudinal, carga axial 350N
RV _i (T)	Modelos de rigidez variável transversal
RV _i (T)_FP	Modelo de rigidez variável transversal, flexão plana
RV _i (T)_FPdir	Modelo de rigidez variável transversal, flexão plana, lado direito
RV _i (T)_FPesq	Modelo de rigidez variável transversal, flexão plana, lado esquerdo
RV _i (T)_M	Modelo de rigidez variável transversal, momento fletor
RV _i (T)_P25	Modelo de rigidez variável transversal, carga axial 25N

RV _i (T)_P350	Modelo de rigidez variável transversal, carga axial 350N
RV _o _FP	Modelo otimizado, flexão plana
RV _o _FPdir	Modelo otimizado, flexão plana, lado direito
RV _o _FPesq	Modelo otimizado, flexão plana lado esquerdo
RV _o _M	Modelo otimizado, momento fletor
RV _o _P25	Modelo otimizado, carga axial 25N
RV _o _P350	Modelo otimizado, carga axial 350N
RV _o (L)	Modelo otimizado longitudinal
RV _o (L)_FP	Modelo otimizado longitudinal, flexão plana
RV _o (L)_FPdir	Modelo otimizado longitudinal, flexão plana, lado direito
RV _o (L)_FPesq	Modelo otimizado longitudinal, flexão plana, lado esquerdo
RV _o (L)_M	Modelo otimizado longitudinal, momento fletor
RV _o (L)_P25	Modelo otimizado longitudinal, carga axial 25N
RV _o (L)_P350	Modelo otimizado longitudinal, carga axial 350N
RV _o (T)	Modelo otimizado transversal
RV _o (T)_FP	Modelo otimizado transversal, flexão plana
RV _o (T)_FPdir	Modelo otimizado transversal, flexão plana, lado direito
RV _o (T)_FPesq	Modelo otimizado transversal, flexão plana, lado esquerdo
RV _o (T)_M	Modelo otimizado transversal, momento fletor
RV _o (T)_P25	Modelo otimizado transversal, carga axial 25N
RV _o (T)_P350	Modelo otimizado transversal, carga axial 350N
TC	Tomografia Computorizada
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

Simbologia

k	Rácio entre a inércia da prótese e do osso
p	Rácio entre a área da prótese e do osso
r	Raio de curvatura
r_i	Raio de curvatura da prótese
r_o	Raio de curvatura do osso
x, y, z	Coordenadas

A	Área da secção
A_i	Área da secção da prótese
A_o	Área da secção do osso
E	Módulo de elasticidade
E_i	Módulo de elasticidade da prótese
E_o	Módulo de elasticidade do osso
I	Momento de inércia
I_{iz}	Momento de inércia da prótese
I_{oz}	Momento de inércia do osso
L	Comprimento inicial
L_i	Comprimento inicial da prótese
L_o	Comprimento inicial do osso
M	Momento fletor

M_{iz}	Momento fletor aplicado na prótese
M_{oz}	Momento fletor aplicado no osso
M_z	Momento fletor total no modelo osso-prótese
P	Carregamento axial
P_i	Carregamento axial na prótese
P_o	Carregamento axial no osso
P_t	Carregamento axial total no modelo osso-prótese
g_i, h_i, w_i	Funções de variáveis de projeto
$\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$	Tolerâncias
δ	Deslocamento axial
δ_i	Deslocamento axial na prótese
δ_o	Deslocamento axial no osso
τ_{yx}, τ_{yz}	Componentes de tensão de corte
σ_{yy}	Componente de tensão normal

Lista de tabelas

Tabela 1: Resultados obtidos nos modelos de rigidez constante.....	29
Tabela 2: Resultados obtidos nos modelos de rigidez variável.....	34
Tabela 3: Tensões em MPa dos modelos de rigidez variável otimizados e não otimizados.....	43
Tabela 4: Tensões em MPa dos modelos de rigidez variável sujeitos a flexão plana, otimizados e não otimizados.....	49
Tabela 5: Parâmetros de registo no fémur proximal nos diferentes pacientes.	51
Tabela 6: Média, mediana e desvio padrão dos casos em estudo.....	52
Tabela 7: Comparação dos parâmetros de registo da morfologia do fémur proximal, valores médios.	53
Tabela 8: Média, mediana, desvio padrão, máximo e mínimo de seis pacientes.	54
Tabela 9: Tensões em MPa dos modelos finais otimizados e não otimizados.....	59

Lista de figuras

Figura 1: Artroplastia total da anca, a) incisão e exposição da cabeça do fêmur, b) ressecção da cabeça do fêmur, c) abertura e raspagem do canal femoral, d) raspagem do acetábulo, e) colocação da componente acetabular e f) colocação da componente femoral (adaptado de [3]).	10
Figura 2: Artroplastia cimentada [3].	11
Figura 3: Artroplastia não cimentada [3].	12
Figura 4: Formas de fixação da artroplastia não cimentada (adaptado de [7]).	13
Figura 5: Diagrama esquemático da forma típica de migração (adaptado de [7]).	15
Figura 6: Modelo osso-prótese à flexão (adaptado de [7]).	16
Figura 7: Geometrias das próteses em estudo.	17
Figura 8: Influência da rigidez da prótese na transferência de carga para o osso.	18
Figura 9: Modelo osso-prótese em carga axial.	19
Figura 10: Influência da rigidez da prótese na transferência de carga para o osso.	20
Figura 11: Geometria do modelo osso-prótese.	24
Figura 12: Tensor de tensões na interface osso-prótese (adaptado de [7]).	24
Figura 13: Malhas dos modelos em flexão: a) Modelo 3D e b) Modelo 2D.	25
Figura 14: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 3D.	26
Figura 15: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 2D.	26
Figura 16: Malhas dos modelos sujeitos a carga axial: a) Modelo 3D e b) Modelo 2D.	27

Figura 17: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 3D.	28
Figura 18: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 2D.	28
Figura 19: Modelos de próteses com rigidez variável: a) $RV_i(T)$ e b) $RV_i(L)$	30
Figura 20: Malhas dos modelos de próteses de rigidez variável sujeito a flexão: a) $RV_i(T)_M$ e b) $RV_i(L)_M$	31
Figura 21: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese com titânio à flexão.	32
Figura 22: Malhas dos modelos de próteses de rigidez variável em carga axial: a) $RV_i(T)_{P350}$, b) $RV_i(L)_{P350}$, c) $RV_i(T)_{P25}$ e d) $RV_i(L)_{P25}$	33
Figura 23: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese de titânio em carga axial.	34
Figura 24: Modelos de otimização e zonas passivas de sofrer alterações: a) $RV_o(T)$ e b) $RV_o(L)$	39
Figura 25: Modelos finais otimizados em flexão: a) $RV_o(T)_M$ e b) $RV_o(L)_M$	40
Figura 26: Resultados dos modelos RV_o_M comparados com RV_i_M	40
Figura 27: Modelos finais otimizados em carga axial: a) $RV_o(T)_{P350}$, b) $RV_o(L)_{P350}$, c) $RV_o(T)_{P25}$ e d) $RV_o(L)_{P25}$	41
Figura 28: Resultados dos modelos RV_o_{P350} comparados com RV_i_{P350}	42
Figura 29: Resultados dos modelos RV_o_{P25} comparados com RV_i_{P25}	42
Figura 30: Malhas de modelos com rigidez variável em flexão plana: a) $RV_i(T)_{FP}$ e b) $RV_i(L)_{FP}$	46
Figura 31: Resultados dos modelos $RV_i(L)_{FP}$ comparados com $RV_i(L)_{P25}$ e $RV_i(L)_M$	46
Figura 32: Resultados dos modelos $RV_i(T)_{FP}$ comparados com $RV_i(T)_{P25}$ e $RV_i(T)_M$	47

Figura 33: Modelos finais otimizados em flexão plana: a) $RV_o(T)_{FP}$ e b) $RV_o(L)_{FP}$	48
Figura 34: Resultados dos modelos RV_o_{FPesq} comparados com RV_i_{FPesq}	48
Figura 35: Resultados dos modelos RV_o_{FPdir} comparados com RV_i_{FPdir}	49
Figura 36: Diferentes parâmetros em análise (adaptado de [32]).	50
Figura 37: Prótese em estudo.	55
Figura 38: Malhas de modelos não otimizados: a) $MF_i(T)$ e b) $MF_i(L)$	55
Figura 39: Resultados dos modelos MF_i_{esq} comparados com RV_i_{FPesq}	56
Figura 40: Resultados dos modelos MF_i_{dir} comparados com RV_i_{FPdir}	56
Figura 41: Modelos finais otimizados: a) $MF_o(T)$ e b) $MF_o(L)$	57
Figura 42: Resultados dos modelos MF_o_{esq} comparados com MF_i_{esq}	58
Figura 43: Resultados dos modelos MF_o_{dir} comparados com MF_i_{dir}	58

1. Introdução

1.1. Objetivos

Existe no mercado uma vasta gama de próteses femorais, com diversas geometrias e materiais. No entanto, continuam a existir problemas que podem levar à migração da prótese e ao efeito subsequente da perda de massa óssea. Este projeto tem como objetivo estudar a geometria e as propriedades mecânicas na concepção de uma prótese não cimentada com base num processo numérico e automático. Partindo de soluções convencionais para próteses com rigidez constante, serão obtidas novas soluções com geometria e rigidez material variável. A melhor solução da prótese é aquela em que há diminuição das tensões de corte críticas na vizinhança das extremidades (a distal e a proximal) na interface osso-prótese. Foi utilizado o método dos elementos finitos com base no programa Ansys (módulo estrutural e módulo de otimização), tendo sido realizadas diferentes simulações numéricas para avaliação de possíveis soluções.

1.2. Apresentação dos capítulos

O presente trabalho de projeto é estruturado em sete capítulos.

No **Capítulo 1** é introduzido o tema bem como os objetivos a cumprir.

No **Capítulo 2** é apresentada uma revisão bibliográfica sobre a anatomia do fémur e evolução histórica da artroplastia da anca.

No **Capítulo 3** são abordados conceitos associados à artroplastia da anca, e discutida a influência da rigidez da prótese quando sujeita a flexão pura ou a uma carga axial.

No **Capítulo 4** é realizado um estudo numérico em próteses convencionais e comparado com próteses de rigidez variável.

O **Capítulo 5** refere o módulo de otimização no Ansys, apresentando a análise de diferentes modelos numéricos.

No **Capítulo 6** é realizado um estudo da geometria do fêmur através de tomografias computadorizadas de diferentes pacientes e é apresentada uma análise numérica de modelos com geometria semelhante ao conjunto osso-prótese.

Por último, no **Capítulo 7**, são apresentadas as conclusões finais, possíveis projetos que poderão vir a ser realizados e aos quais este trabalho poderá ser útil, e ainda possíveis estudos que poderão ser incrementados.

2. Revisões Bibliográficas

2.1. Anatomia do fêmur

O fêmur é o osso mais longo e forte do corpo humano, apresenta uma cabeça arredondada onde vai articular com o acetábulo do osso ilíaco formando a articulação da anca. O trocânter maior encontra-se localizado na lateral do colo e o trocânter menor na parte inferior e posterior do colo. O trocânter maior possui uma saliência arredondada, dando forma à parte mais larga da anca. Entre os trocânter estão localizadas, a linha intertrocanteriana na face anterior e a crista intertrocanteriana na face posterior da extremidade proximal do fêmur. A extremidade distal do fêmur apresenta os côndilos interno e externo. Na parte proximal e em relação aos côndilos localizam-se os epicôndilos interno e externo. O tubérculo do grande adutor, local onde se inserem músculos está imediatamente proximal à tuberosidade interna [1].

O fêmur e o acetábulo embora articulem um com o outro, têm crescimentos independentes, o que implica que tenham que se desenvolver ao mesmo tempo de modo a não causar problemas com a articulação ao longo do seu crescimento. O crescimento do fêmur é influenciado por forças que atuam nesse osso, sendo uma delas o peso do corpo e a tensão que os músculos exercem sobre ele. Uma alteração das forças de compressão pode levar à deformação da articulação. A articulação da anca tem forma esférica, é composta pelo acetábulo e pela cabeça femoral, é uma articulação muito estável e apresenta mobilidade ao longo dos três eixos [2].

2.2. Evolução da artroplastia da anca

Existem determinadas doenças que afetam a articulação da anca, a dor e a rigidez óssea são os principais sintomas. A artroplastia total ou parcial consiste numa cirurgia em que se aplica uma prótese de modo a substituir a articulação doente. Esta cirurgia tem como objetivo restaurar a articulação, a sua forma e a sua funcionalidade, permitindo também o alívio da dor. Esta cirurgia é um dos maiores progressos das cirurgias ortopédicas nos últimos vinte anos [3], [4].

O estudo da artroplastia iniciou-se em 1925, quando o cirurgião Smith-Petersen desenvolveu uma peça em vidro com a forma de uma cavidade semi-esférica que envolvia toda a cabeça femoral. O vidro não suportou o esforço, tendo sido abandonada essa ideia. Em 1939, foram abordados temas sobre qual o melhor material a ser utilizado. Através de estudos desenvolvidos, surge a liga de cobalto-crómio que mostrou ser compatível em relação aos tecidos quando em contacto com a prótese. Este material tem sido cada vez mais utilizado na área ortopédica, também devido às suas características de rigidez e resistência à corrosão. As primeiras próteses ainda não permitiam a correção de deficiências nem anomalias tais como o encurtamento do fêmur [5], [6], [7].

Na década de 1950, surgiu a proposta de substituição completa da cabeça do fêmur. Este tipo de cirurgia permitia tratar de fraturas do colo do fêmur e certos casos de artrite, permitindo, apenas, tratar da parte femoral, não considerando a parte acetabular e não impedindo a progressiva destruição da mesma, provocando dor e irritação [3], [6].

De modo a conservar a cartilagem do acetábulo surgiram as endopróteses com duas componentes: femoral e acetabular. A componente femoral era composta por uma haste metálica e uma cabeça esférica. Desenvolveram-se cabeças de acrílico e polietileno que apresentavam boa capacidade de amortecimento mas que se desgastavam rapidamente após o desaparecimento da proteção da cartilagem. Outros desenvolvimentos surgiram onde se começaram a utilizar cabeças de aço polido e ligas metálicas de cromo-cobalto-molibdênio, materiais muito resistentes ao desgaste [7].

Uma das grandes descobertas que veio revolucionar a fixação das próteses ao osso, foi o aparecimento do metacrílico de metilo (MMA). Este material permite fixar a componente femoral e acetabular, mostrando biocompatibilidade. Uma das vantagens do uso do MMA é que permitia uma boa fixação das componentes das próteses ao tecido ósseo, não ocorrendo movimentos na interface osso-prótese. A elasticidade do cimento permitia que a transferência de tensões entre o osso e a prótese ocorresse de forma uniforme, tornando-se num aspeto negativo por promover a laxação das próteses. Na década de 1970, voltou-se a investigar as próteses não cimentadas, pelo fato das próteses cimentadas apresentarem efeitos colaterais. As próteses não cimentadas utilizavam na componente femoral ligas de titânio e na componente acetabular plástico, sendo pos-

teriormente utilizadas ligas de cobalto-crômio para a componente acetabular. No entanto, este material não se mostrou adequando uma vez que libertava partículas metálicas que produziam reações biológicas no tecido ósseo, sendo posteriormente utilizado o polietileno na componente acetabular. Após o aperfeiçoamento das próteses, surgem novos problemas, o efeito de *stress-shielding* que consiste na perda de massa óssea, devido à diferença da rigidez entre a prótese e o osso. Em 1973, surgem as próteses isoelásticas em que a haste era composta de poliacetal e de um núcleo metálico [7], [8], [9], [10], [11].

Atualmente, têm sido muitos os desenvolvimentos de modo a melhorar a fixação da prótese ao osso. Estes desenvolvimentos têm passado pela melhoria da geometria da prótese, da técnica de cimentação no caso das próteses cimentadas, e no caso das próteses não cimentadas, efetuar zonas com textura ou bioativos de modo a permitir melhorar a fixação da prótese ao osso.

2.3. Efeito de *stress-shielding*

O efeito *stress-shielding*, ou fenómeno conhecido como tensões de bloqueio, é a redistribuição da carga no osso que ocorre quando é colocada uma prótese. Este fenómeno conduz à perda de massa óssea, à atrofia óssea e à migração da prótese. Na artroplastia da anca, as tensões no osso cortical, a proximal do fémur, são reduzidas após a introdução da prótese, sendo a carga transferida diretamente do acetábulo através da prótese para a zona mais distal do fémur, levando a uma redução de tensões na zona proximal [8], [12]. Estudos indicam que há maior probabilidade das mulheres apresentarem valores de *stress-shielding* mais elevados do que os homens [12].

3. Artroplastia da anca

3.1. Introdução

Neste capítulo será feita uma abordagem das etapas necessárias para realizar a cirurgia, assim como as diferentes técnicas utilizadas: artroplastia cimentada; artroplastia não cimentada. Serão apresentados os diferentes tipos de fixação na artroplastia não cimentada e os mecanismos responsáveis pela migração da prótese. Pretende-se também verificar qual o efeito de *stress-shielding* considerando modelos sujeitos à flexão e modelos sujeitos a uma carga axial, alterando a geometria da prótese.

3.2. Técnica cirúrgica

Existem dois tipos de artroplastias: artroplastia primária e artroplastia de revisão. A primeira consiste na substituição da articulação natural da anca, sendo que quando esta falha é necessário recorrer à artroplastia de revisão, que consiste na remoção da primeira prótese e colocação de uma nova [3]. Para se proceder à artroplastia da anca, existem diferentes etapas para a sua realização. A primeira consiste numa incisão onde é exposta a cabeça do fémur e sua remoção. No caso de uma artroplastia total da anca, é também exposto o acetábulo e removido. Na próxima fase é preparado o canal do fémur e o acetábulo, estes são raspados de modo a que exista espaço para a prótese. Por fim é colocada a componente acetabular e femoral. A figura 1 apresenta as etapas para a realização da artroplastia total da anca [3], [13].

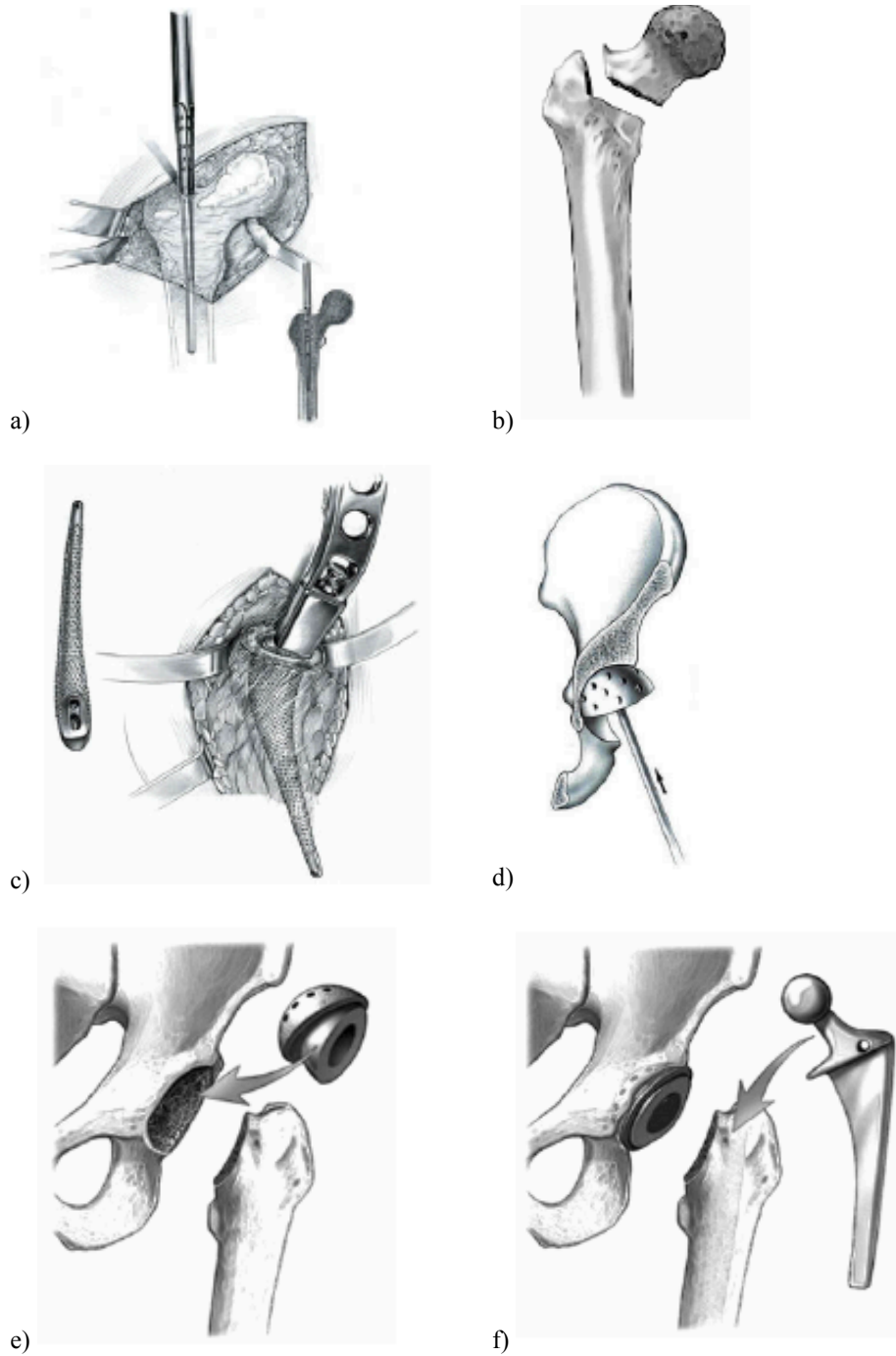


Figura 1: Artroplastia total da anca, a) incisão e exposição da cabeça do fêmur, b) ressecção da cabeça do fêmur, c) abertura e raspagem do canal femoral, d) raspagem do acetábulo, e) colocação da componente acetabular e f) colocação da componente femoral (adaptado de [3]).

3.3. Artroplastia cimentada

A artroplastia cimentada é uma das técnicas cirúrgicas com maior sucesso. Na década de 80 foram registadas taxas de sucesso superiores a 90% em pacientes com idade superior a 60 anos. Muita investigação tem sido realizada de forma a melhorar o comportamento das próteses. O elemento de ligação utilizado entre o osso e a prótese é normalmente o polimetacrilato de metilo (PMMA), designado também por cimento ósseo que garante a fixação da prótese ao osso. A figura 2 apresenta uma artroplastia cimentada [14].

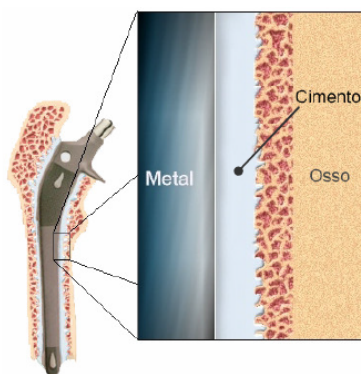


Figura 2: Artroplastia cimentada [3].

A estabilidade da prótese cimentada vai depender das ligações entre a interface cimento-prótese e a interface osso-cimento.

3.3.1. Interface cimento-prótese

Existem dois tipos de análise quanto à interface cimento-prótese, uma diz respeito à espessura do cimento, e a outra relativa à característica da prótese, se polida ou rugosa.

Muitas próteses são caracterizadas por terem um acabamento polido. Segundo algumas opiniões o cimento não adere a este tipo de próteses, por haver movimentos entre a prótese e o cimento quando está sob carga, acabando por aparecer fissuras junto da parede da prótese. Para evitar tais fissuras foram utilizadas próteses rugosas, estas próteses são pré revestidas com PMMA, favorecendo assim a ligação mecânica entre o cimento e a prótese [3], [15], [16].

3.3.2. Interface osso-cimento

Um dos problemas da interface osso-cimento, é o aparecimento de necrose no osso devido à toxicidade do cimento. Neste caso, a necrose é uma reação exotérmica do cimento com o osso adjacente, levando à contração do cimento podendo causar problemas de laxação das próteses. Limpar a superfície óssea e a injeção de um cimento com baixa viscosidade, são alguns métodos para melhorar a resistência da interface [7], [15]. O cimento deve permitir uma transição suave das forças da componente femoral para o osso adjacente, em particular nas extremidades da prótese onde as tensões são maiores [3].

3.4. Artroplastia não cimentada

A artroplastia não cimentada da anca realiza-se devido à complexidade da artroplastia cimentada, é uma das soluções para pacientes jovens e ativos. A diferença entre os dois tipos de artroplastia é o facto de a fixação das próteses cimentadas dependerem de uma ligação mecânica, e as próteses não cimentadas dependerem de uma ligação biológica e metálica. Este tipo de artroplastia apresenta um longo período de tempo de imobilização dos pacientes para se dar a fixação. É de referir que as artroplastias da anca não cimentadas são mais comuns e apresentam resultados semelhantes às cimentadas. A figura 3 apresenta uma artroplastia não cimentada [17], [18].

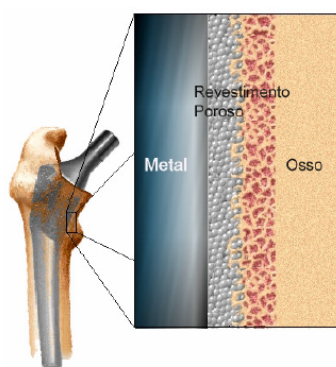


Figura 3: Artroplastia não cimentada [3].

A estrutura óssea encontra-se constantemente sujeita a um estado de tensão-deformação. Uma vez que a carga é transmitida pela articulação e pelos músculos, a

presença de uma prótese vai conduzir a uma transferência de carga diferente em relação ao fêmur intacto, ou seja, vai provocar uma deformação no fêmur, e conseqüente atrofiamento do osso. Este processo origina o aparecimento de doenças e a destruição do tecido ósseo, dificultando a fixação da prótese ao osso [7].

A artroplastia não cimentada apresenta três tipos de fixação, representadas na figura 4.

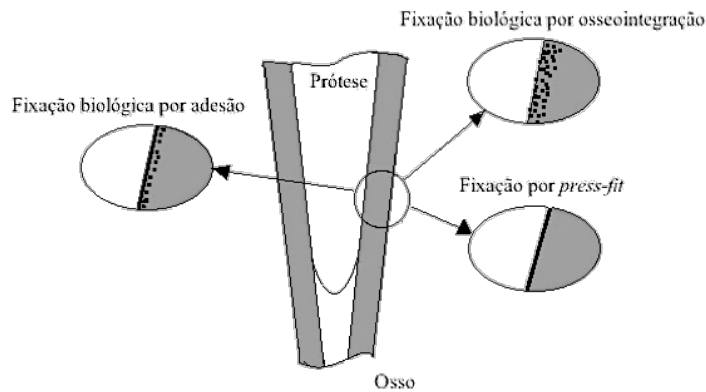


Figura 4: Formas de fixação da artroplastia não cimentada (adaptado de [7]).

3.4.1. Fixação por *press-fit*

O método de fixação por *press-fit* consiste no encaixe sob pressão, dá-se a fixação através do ajustamento e aperto da superfície da prótese contra a superfície óssea. A firmeza e a estabilidade na fixação produzida durante a cirurgia é crucial para o sucesso deste procedimento. A haste femoral terá de ser inserida com grande precisão, sendo que a cirurgia necessita de material específico e técnicas próprias para garantir o seu sucesso [3], [19].

3.4.2. Fixação biológica por osseointegração

Na fixação biológica por osseointegração, foi desenvolvido um revestimento poroso na superfície das próteses para não ser necessário recorrer ao uso de cimento e promover o crescimento ósseo. Neste método, o revestimento é composto por camadas de grânulos ou fibras sintetizadas sobre a superfície da prótese.

Só se verifica o crescimento ósseo no interior de uma superfície porosa quando esta é firmemente fixa às paredes do osso adjacente. A proximidade da superfície da prótese ao osso faz com que esta cresça mais rapidamente no interior dos poros. Quando existem micromovimentos de amplitude entre a prótese e o osso, estes estimulam o tecido ósseo, provocando assim a formação de tecido duro. Se os movimentos forem de afastamento e aproximação entre a prótese e o osso dá-se, então, a formação de tecido fibroso, que vai impedir a formação de tecido duro e a prótese não se consegue fixar ao osso. O tecido fibroso tem um efeito benéfico quando se está perante uma prótese firmemente fixada, uma vez que a sua presença auxilia a sua fixação e bloqueia o acesso, ao osso, de partículas libertadas quando há desgaste da articulação [3].

3.4.3. Fixação biológica por adesão

A fixação biológica por adesão consiste em utilizar um material osteocondutor para revestir a prótese. É utilizado um material que promove e acelera o crescimento ósseo no interior de uma estrutura porosa. Quando é colocado um material osteocondutor como a hidroxiapatite, na superfície de uma prótese, este material origina o desenvolvimento do tecido ósseo que rapidamente se agarra à prótese, promovendo uma estabilidade mecânica [3], [20]. Para o material osteocondutor apresentar durabilidade, há uma dependência em função da composição, densidade, espessura da camada, força de adesão, textura, entre outras características. As próteses com revestimento osteocondutor são uma alternativa viável à fixação biológica por osseointegração e à fixação cimentada, apresentam uma boa fixação inicial da prótese, com bons resultados a médio e longo prazo.

3.5. Mecanismo de migração da prótese

Nos primeiros anos de artroplastia, a fratura da componente femoral era considerado um problema complexo, sendo que as técnicas de fabrico não eram tão evoluídas como nos dias de hoje. Os parâmetros que afetam a migração da prótese são:

- Intensidade e orientação das forças exercidas sobre a prótese;
- Geometria e propriedades mecânicas da prótese;

- Defeitos de fabrico;
- Técnicas de fabrico;
- Tamanho de grão de material.

A migração ou deslocamento da prótese em relação ao osso é considerada uma alteração ao estado de tensão-deformação no tecido ósseo. A migração da prótese também é determinada pelo mecanismo de rotura do osso esponjoso que suporta a prótese [7]. A figura 5 apresenta um diagrama da forma típica de migração de dois métodos de fixação.

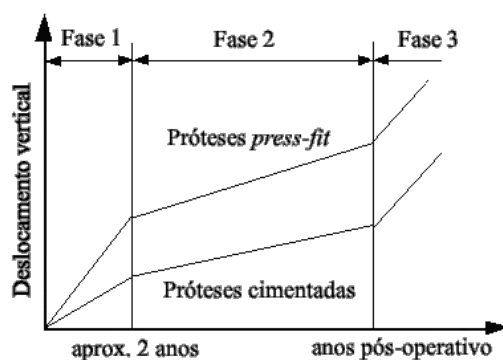


Figura 5: Diagrama esquemático da forma típica de migração (adaptado de [7]).

A migração da prótese apresenta uma fase inicial rápida, devido à acomodação da prótese à camada de osso necrótico. Esta é seguida por uma fase mais lenta, mas de causa ainda incerta. É possível afirmar que a migração da prótese está relacionada com o tipo de prótese e o seu método de fixação. Nas próteses cimentadas a migração é muito baixa, as próteses revestidas com hidroxiapatite tem um comportamento semelhante. As próteses *press-fit* apresentam migração mais elevada. Por fim a terceira fase é dominada pelas reações biológicas do tecido ósseo às partículas [21], [22].

A migração resulta da incapacidade do osso esponjoso suportar a prótese, assumindo-se que a prótese não sofre qualquer deformação, e que a sua migração resulta da deformação permanente do tecido ósseo.

3.6. Influência da rigidez da prótese

3.6.1. Conjunto osso-prótese à flexão

De modo a perceber melhor o efeito da influência da rigidez da prótese no osso, considerou-se um modelo osso-prótese sujeito à flexão pura, como se apresenta na figura 6.

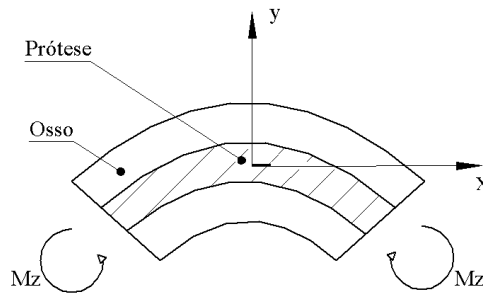


Figura 6: Modelo osso-prótese à flexão (adaptado de [7]).

Considerando que as secções planas mantêm-se constantes, obtêm-se as equações (3.1) e (3.2) relativas ao raio de curvatura originado pelo problema de flexão.

$$\frac{1}{r} = \frac{M_{iz}}{E_i I_{iz}} \quad (3.1)$$

$$\frac{1}{r} = \frac{M_{oz}}{E_o I_{oz}} \quad (3.2)$$

Em que r é o raio de curvatura, M é o momento de flexão, E é o módulo de elasticidade e I o momento de inércia. Os sub-índices indicam respetivamente a prótese (i) e o osso (o).

Considerando ligação perfeita entre os materiais, os raios de curvatura do osso e da prótese ($r_o = r_i$) podem ser igualados e obtém-se a equação (3.3).

$$\frac{M_{oz}}{M_{iz}} = \frac{E_o I_{oz}}{E_i I_{iz}} \quad (3.3)$$

De igual forma, considera-se que o momento fletor é distribuído internamente para o osso e para a prótese, obtendo-se a equação (3.4).

$$M_z = M_{oz} + M_{iz} \quad (3.4)$$

logo:

$$\frac{M_{oz}}{M_z} = \frac{1}{\frac{E_i I_{iz}}{E_o I_{oz}} + 1} \quad (3.5)$$

Através da equação (3.5) é possível determinar a percentagem de momento total que é transferido para o osso, em função do módulo de elasticidade do osso e da prótese. É possível simplificar a equação acima, substituindo por k a relação dos momentos de inércia da prótese e do osso.

$$\frac{M_{oz}}{M_z} = \frac{1}{\frac{E_i}{E_o} k + 1} \quad (3.6)$$

De modo a perceber melhor a perda de massa óssea foram consideradas três geometrias distintas para uma prótese e considerou-se 20GPa para o módulo de elasticidade do osso. A figura 7 apresenta as diferentes geometrias em estudo assim como as suas respetivas dimensões [7].

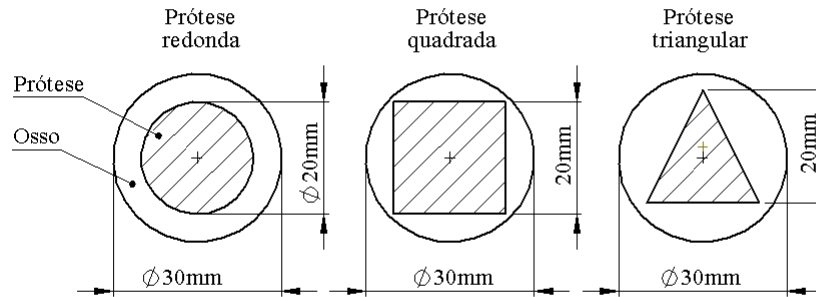


Figura 7: Geometrias das próteses em estudo.

Foram obtidos diferentes momentos de inércia para cada geometria em estudo, influenciando assim o valor de k . Através da figura 8 é possível perceber a influência do módulo de elasticidade da prótese na transferência do momento total para o osso quando varia o rácio entre os dois momentos de inércia.

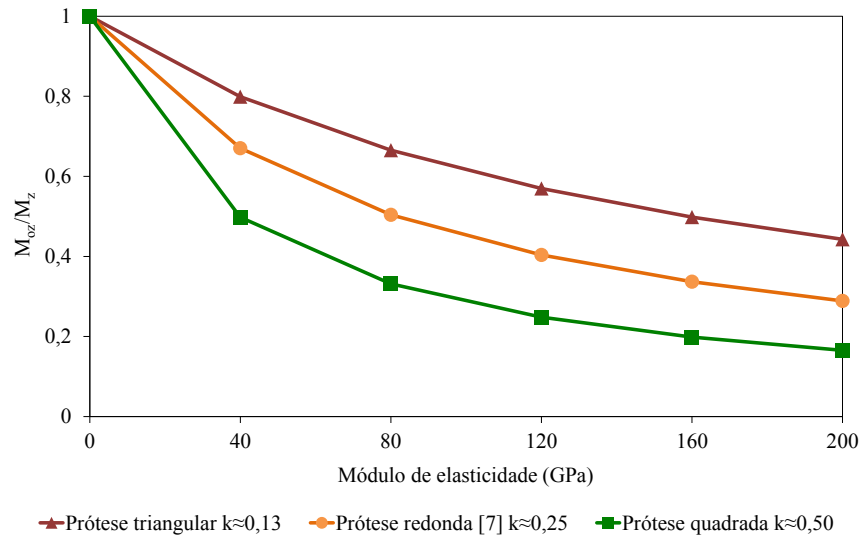


Figura 8: Influência da rigidez da prótese na transferência de carga para o osso.

É possível analisar que o momento transferido para o osso é elevado em materiais cuja prótese apresenta baixo módulo de elasticidade, não havendo por isso perda de massa óssea acentuada. Como consequência, a baixa rigidez da prótese pode melhorar a “partilha de carga”, minimizando o efeito de *stress-shielding*.

A geometria da prótese pode também influenciar a carga transferida para o osso. Quanto menor o rácio (k) entre o momento de inércia da prótese e do osso, maior é a carga transferida para o osso. No caso apresentado, a prótese com a forma triangular apresenta menor inércia e a prótese quadrada tem a maior inércia. Neste caso, a maior inércia da prótese impede a transferência de carga para o osso, pelo que o resultado é uma maior perda de massa óssea, e consequente aumento do efeito de *stress-shielding*.

3.6.2. Conjunto osso-prótese em carga axial

O modelo osso-prótese, apresentado na figura 9, permite avaliar a influência da rigidez da prótese quando submetida a uma carga axial.

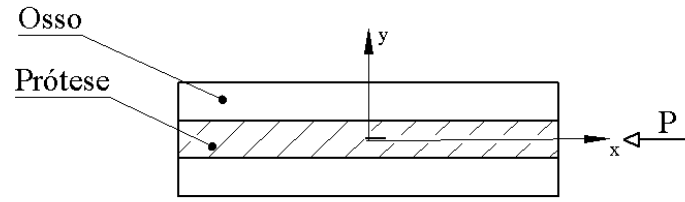


Figura 9: Modelo osso-prótese em carga axial

Neste tipo de problema, o deslocamento axial é obtido pela equação (3.7) e (3.8).

$$\delta_i = \frac{P_i L_i}{A_i E_i} \quad (3.7)$$

$$\delta_o = \frac{P_o L_o}{A_o E_o} \quad (3.8)$$

A variação do deslocamento é dada por δ , P é o carregamento axial, L é o comprimento inicial, A a área da secção reta e E o módulo de elasticidade.

Considerando que, para a prótese se deslocar, o osso sofre o mesmo deslocamento ($\delta_o = \delta_i$) obtém-se assim a equação (3.9).

$$\frac{P_o L_o}{A_o E_o} = \frac{P_i L_i}{A_i E_i} \quad (3.9)$$

Do mesmo modo, considerando que a prótese e o osso apresentam um comprimento inicial igual ($L_o = L_i$) resulta a equação (3.10).

$$\frac{P_i}{P_o} = \frac{A_i E_i}{A_o E_o} \quad (3.10)$$

A carga axial é distribuída internamente pelo osso e pela prótese como reflete a equação (3.11).

$$P_t = P_o + P_i \quad (3.11)$$

logo:

$$\frac{P_o}{P_t} = \frac{1}{\frac{A_i E_i}{A_o E_o} + 1} \quad (3.12)$$

Através da equação (3.12) é possível determinar a percentagem da carga axial que é transferida para o osso, em função do módulo de elasticidade do osso e da prótese. A equação pode ser simplificada, substituindo por p a relação das áreas da prótese e do osso.

$$\frac{P_o}{P_i} = \frac{1}{\frac{E_i}{E_o} p + 1} \quad (3.13)$$

A forma obtida na equação (3.13) permite determinar a percentagem da carga axial total que é transferida para osso. Em função da elasticidade dos materiais em estudo, considerando novamente 20GPa para o módulo de elasticidade do osso e as mesmas geometrias estudadas anteriormente, apresenta-se na figura 10 a influência do módulo de elasticidade da prótese quando é aplicada uma carga axial.

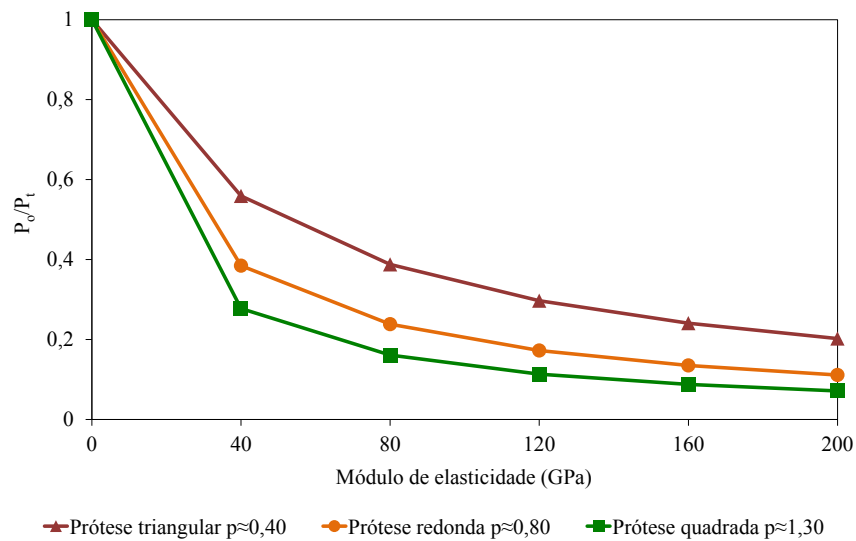


Figura 10: Influência da rigidez da prótese na transferência de carga para o osso.

Verifica-se que a carga axial aplicada é elevada em próteses com um baixo módulo de elasticidade, como verificado anteriormente no estudo da flexão, havendo assim uma menor perda de massa óssea. A área da prótese também influencia a carga transferida para o osso, quanto menor o rácio (p) entre a área da prótese e do osso, maior é a carga transferida para o osso. A prótese quadrada apresenta uma área da sua secção reta

maior e a prótese triangular uma menor secção, quanto maior área secção da prótese maior será a perda de massa óssea e maior será o aumento do efeito de *stress-shielding*.

Os resultados entre a flexão e a carga axial transferida apresentam um comportamento semelhante, embora a carga axial apresente valores mais baixos quando há um aumento do módulo de elasticidade da prótese, levando assim a um maior efeito de *stress-shielding*.

O efeito *stress-shielding* traduz-se na redução ou perda da densidade óssea, como resultado de um nível de tensão se instalar numa prótese. Desta forma, se a carga sobre o osso diminui, o osso tornar-se-á menos denso pela falta de estímulo à consequente remodelação contínua e necessária, para a manutenção da massa óssea.

4. Análise numérica de próteses convencionais e de rigidez variável

4.1. Introdução

Neste capítulo é apresentado um estudo numérico, de modelos bidimensionais e tridimensionais, com próteses de rigidez constante ou convencionais, e comparados com modelos de rigidez variável, de modo a obter tensões mínimas para favorecimento do crescimento ósseo. As tensões provocadas pela prótese conduzem a uma alteração morfológica, o aumento das tensões pode causar a rotura da ligação entre o osso e a prótese, levando assim ao insucesso clínico. Neste capítulo apresentam-se diferentes modelos numéricos baseados no método dos elementos finitos, obtidos com o módulo estrutural do Ansys, para a avaliação das próteses convencionais e não convencionais, de forma a verificar o seu desempenho. É realizado um estudo com os modelos sujeitos a uma carga axial e à flexão. Os diferentes modelos em análise são caracterizados por abreviaturas, definidas no início deste relatório e ao longo do texto. Pretende-se analisar as tensões de corte na interface osso-prótese de modo a evitar o efeito de *stress-shielding* e os micro-movimentos na interface, que levam ao deslocamento da prótese e ao insucesso da artroplastia da anca.

4.2. Análise numérica em próteses convencionais

Neste subcapítulo é abordada a análise da influência da rigidez da prótese quando é transferido um momento fletor e uma carga axial. Para tal, foram construídos modelos em três dimensões e modelos mais simplificados, em duas dimensões. O estudo inicial é validado com o modelo de Huiskes et al [23] [24], e modelos semelhantes referenciados [7], [25]. A figura 11 ilustra as geometrias do osso e da prótese em estudo neste capítulo.

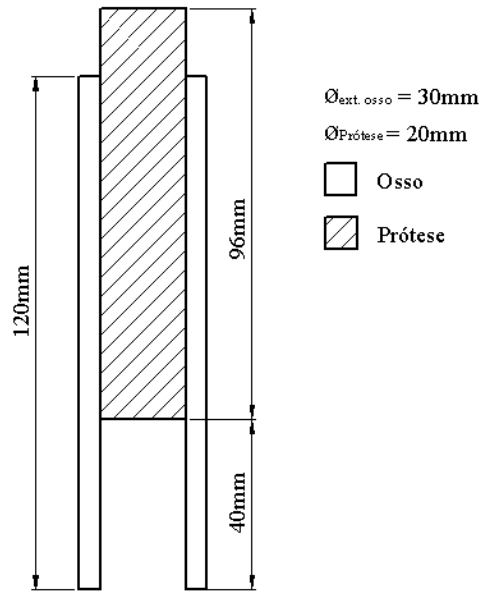


Figura 11: Geometria do modelo osso-prótese.

Foi considerado o valor igual a 20GPa como módulo de elasticidade do osso e em todas as simulações foram analisadas próteses com módulo de elasticidade constante: liga de cobalto-crômio (Co-Cr) com módulo de elasticidade de 200GPa; titânio com um módulo de elasticidade de 100GPa e prótese isoelástica com um módulo de elasticidade de 20GPa. Os materiais foram considerados isotrópicos com um coeficiente de Poisson de 0,3.

Das tensões existentes na interface osso-prótese, serão estudadas as tensões de corte no plano yx (τ_{yx}), sendo estas as predominantes. Os valores foram retirados nos nós da interface osso-prótese, como representado na figura 12.

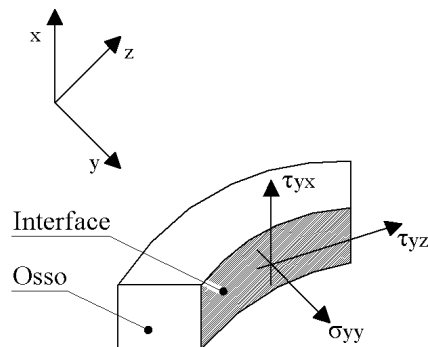


Figura 12: Tensor de tensões na interface osso-prótese (adaptado de [7])

4.2.1. Tensões na interface osso-prótese com rigidez constante à flexão

Para ser estudada a tensão na interface osso-prótese quando sujeito a flexão, foram considerados dois modelos: um modelo tridimensional com elementos de 8 nós (Solid185) e um modelo bidimensional num estado plano de tensão (EPT) com elementos planos de 4 nós (Plane182). Foi considerado um momento fletor de 1000Nmm na prótese, em ambos os modelos, e constrangimentos na base. A figura 13 apresenta os modelos em estudo, os constrangimentos, o momento aplicado e as respectivas malhas.

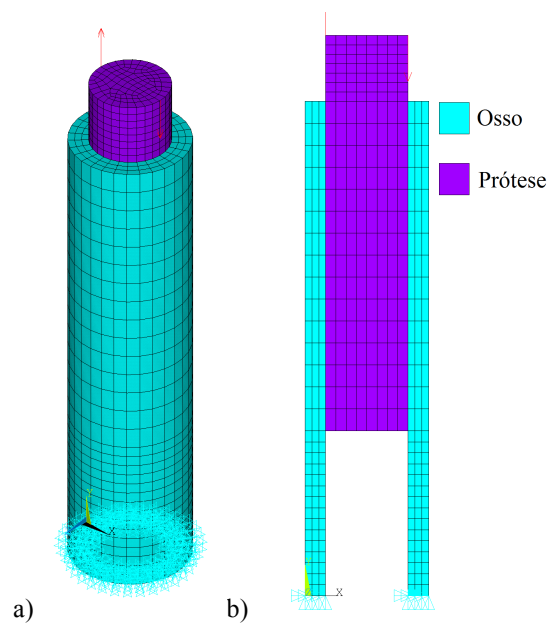


Figura 13: Malhas dos modelos em flexão: a) Modelo 3D e b) Modelo 2D.

O modelo tridimensional foi comparado com valores referenciados [7]. As figuras 14 e 15 apresentam os resultados da tensão de corte ao longo da interface osso-prótese no modelo tridimensional e bidimensional.

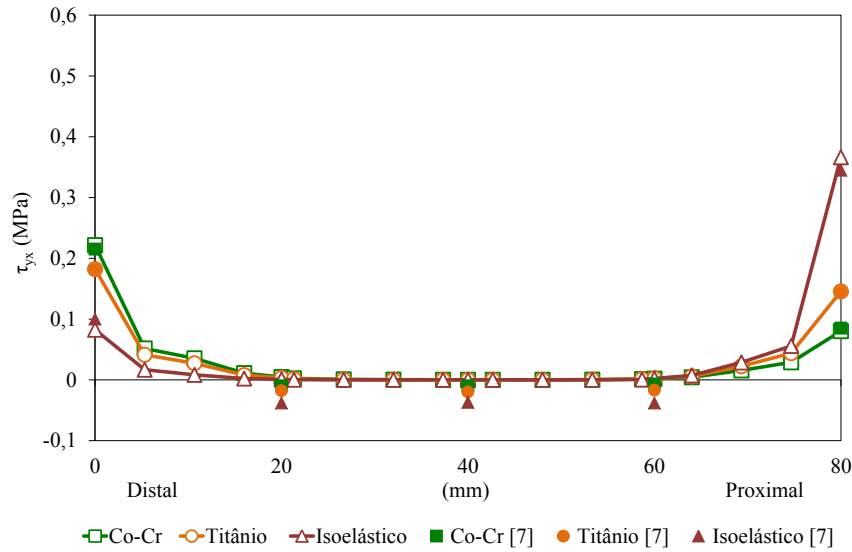


Figura 14: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 3D.

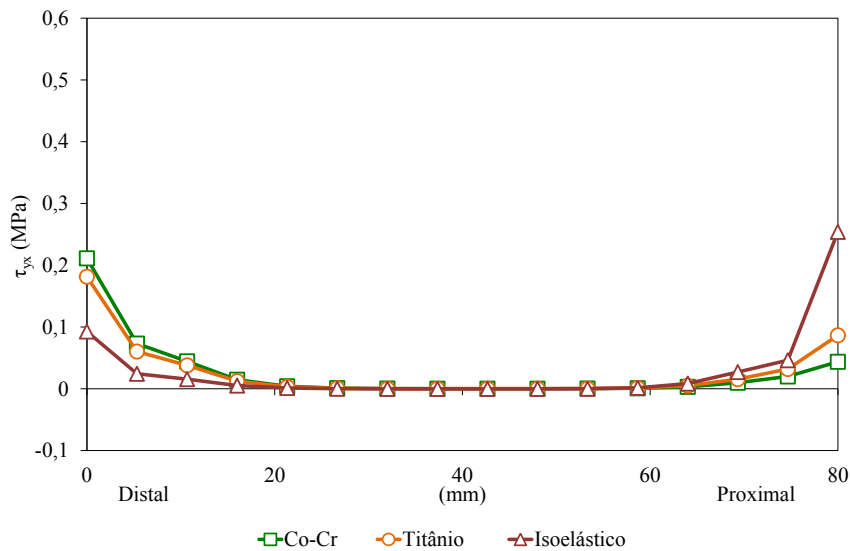


Figura 15: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 2D.

Através das figuras 14 e 15 é possível concluir que os valores obtidos entre os modelos desenvolvidos tridimensionais, bidimensionais e do estudo referenciado [7] são semelhantes. Verifica-se que a tensão na zona medial da prótese é quase nula e mantém-se constante. A tensão τ_{yx} é mais elevada nas extremidades da interface osso-prótese, devido a ser uma zona de maior concentração de tensão.

Nas extremidades da interface da prótese as tensões são elevadas, sendo a maior tensão registada na zona distal provocada pela prótese de Co-Cr, ocorrendo a situação

inversa na zona proximal do modelo. A prótese isoelástica apresenta as tensões mais baixas na zona distal e mais elevadas na zona proximal.

4.2.2. Tensões na interface osso-prótese com rigidez constante em carga axial

No estudo da tensão na interface osso-prótese, quando sujeita a uma carga axial, foi considerado o mesmo modelo tridimensional e um modelo bidimensional axissimétrico também com elementos planos de 4 nós (Plane182). Foi considerada uma carga de 350N, aplicada em forma de pressão (1,115MPa) na prótese, em ambos os modelos com constrangimentos na base. A figura 16 apresenta os modelos em estudo, as malhas, constrangimentos e a carga aplicada.

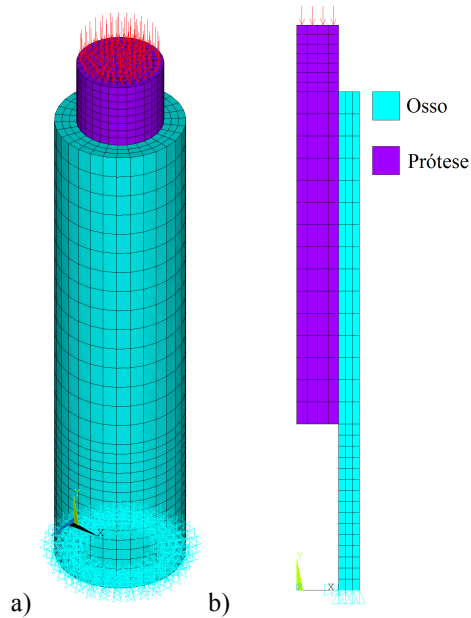


Figura 16: Malhas dos modelos sujeitos a carga axial: a) Modelo 3D e b) Modelo 2D.

Nas figuras 17 e 18 verificam-se os resultados obtidos da tensão de corte ao longo da interface osso-prótese no modelo tridimensional e bidimensional, para o caso de carregamento axial.

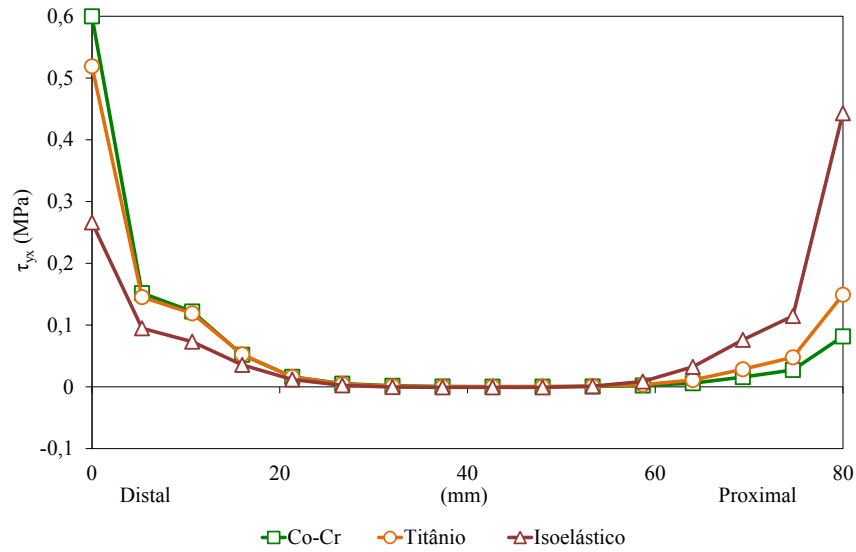


Figura 17: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 3D.

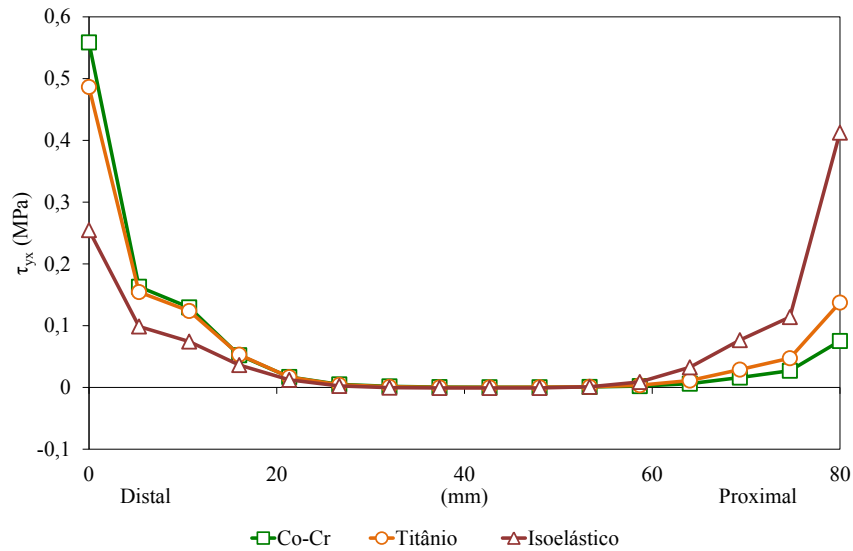


Figura 18: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, modelo 2D.

Na análise das figuras 17 e 18 verificam-se resultados semelhantes no modelo tridimensional e bidimensional. A tensão na zona medial da prótese mantém-se constante, verifica-se uma tensão mais elevada nas extremidades da interface em estudo, a prótese isoelástica apresenta valores mais baixos na zona distal e mais elevados na zona proximal: O oposto acontece na prótese Co-Cr que apresenta valores mais altos na zona distal e mais baixos na zona proximal. A prótese em titânio tem um comportamento de

desempenho intermédio, com valores de tensão elevados a distal, mas ligeiramente inferiores à prótese de Co-Cr, e valores baixos a proximal.

A tabela 1 apresenta todos os resultados obtidos nos modelos de rigidez constante quando é aplicado um momento fletor e uma carga axial.

Tabela 1: Resultados das tensões em MPa dos modelos de rigidez constante.

Momento fletor (M)	2D		3D	
	Distal	Proximal	Distal	Proximal
Co-Cr	0,2112	0,0437	0,2217	0,0803
Titânio	0,1815	0,0864	0,1822	0,1454
Isoelástico	0,0927	0,2539	0,0825	0,3663
Carga axial (P)	2D		3D	
	Distal	Proximal	Distal	Proximal
Co-Cr	0,5586	0,0752	0,5999	0,0818
Titânio	0,4865	0,1375	0,5190	0,1491
Isoelástico	0,2548	0,4125	0,2663	0,4429

Comparando os modelos, quando sujeitos a flexão ou a uma carga axial, as próteses apresentam um comportamento semelhante, o Co-Cr é o que apresenta valores mais críticos na zona distal e o isoelástico apresenta os valores mais críticos na zona proximal. Nos casos em estudo, conclui-se que os modelos sujeitos a uma carga axial apresentam valores mais elevados de tensão do que quando sujeitos a uma carga à flexão. Em suma verifica-se que, quando os modelos estão sujeitos a uma carga axial, apresentam uma maior perda de massa óssea nas extremidades da interface osso-prótese, levando assim a um maior efeito de *stress-shielding*. Os picos de tensão nas extremidades do modelo podem levar à movimentação da prótese soltando-a e dificultando a formação de tecido ósseo nessas regiões.

Uma das soluções para poder diminuir os picos de tensão e favorecer assim a reabsorção óssea, é considerar uma prótese mais rígida na zona proximal e com menor rigidez na zona distal da interface osso-prótese, levando assim a um alívio das tensões nas extremidades e a um menor efeito de perda de massa óssea.

4.3. Análise numérica em próteses de rigidez variável

Muitas foram as geometrias propostas para melhorar as próteses da anca, alguns autores discutiram quais as causas para ocorrer insucesso na artroplastia da anca. Para desenvolver uma nova geometria da prótese é necessário ter em conta dois problemas: o efeito de *stress-shielding* e a migração da prótese [26], [27]. Estudos revelam que a solução para os dois problemas é uma prótese com a zona proximal mais rígida e a zona distal mais flexível [26], [28], [29].

De modo a aliviar os picos de tensão verificados no subcapítulo anterior, construíram-se dois modelos com uma prótese de rigidez variável, juntando assim as vantagens do Co-Cr e do material isoelástico. A figura 19 apresenta os modelos em estudo, no primeiro modelo considerou-se uma prótese mais flexível na zona distal e mais rígido na zona proximal, o segundo modelo é mais rígido na zona interna da prótese e mais flexível na zona externa.

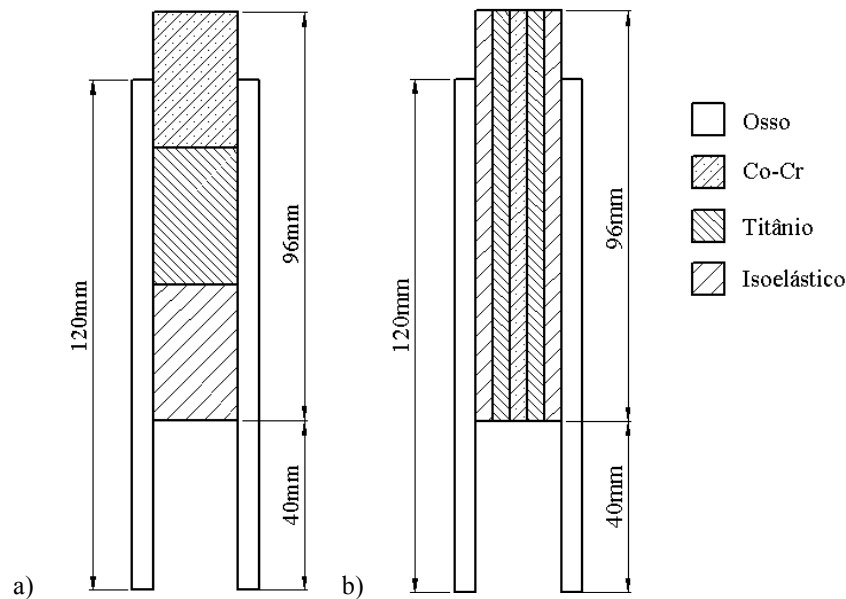


Figura 19: Modelos de próteses com rigidez variável: a) $RV_i(T)$ e b) $RV_i(L)$.

Para serem comparados com os resultados obtidos anteriormente nos modelos com próteses de rigidez constante, foi estudada a tensão de corte na interface do modelo osso-prótese sujeito à flexão e a uma carga axial. Foi ainda acrescentado um modelo

sujeito a uma carga menor de 25N aplicado sob forma de pressão com valor de 0,0833MPa.

4.3.1. Tensões na interface osso-prótese com rigidez variável à flexão

Ao considerar uma prótese de rigidez variável pretende-se diminuir os picos de tensão na zona distal e proximal na interface. Consideraram-se dois modelos bidimensionais, e como anteriormente, foi aplicado um momento fletor de 1000Nmm com constrangimentos na base do modelo, figura 20. O primeiro modelo ($RV_i(T)_M$) apresenta mudança de material transversalmente, um material isoelástico na zona distal, a medial titânio e a proximal uma liga de Co-Cr. O segundo modelo ($RV_i(L)_M$) apresenta mudança de materiais longitudinalmente, um material isoelástico na zona externa da prótese, seguido de titânio e na zona mais interior Co-Cr.

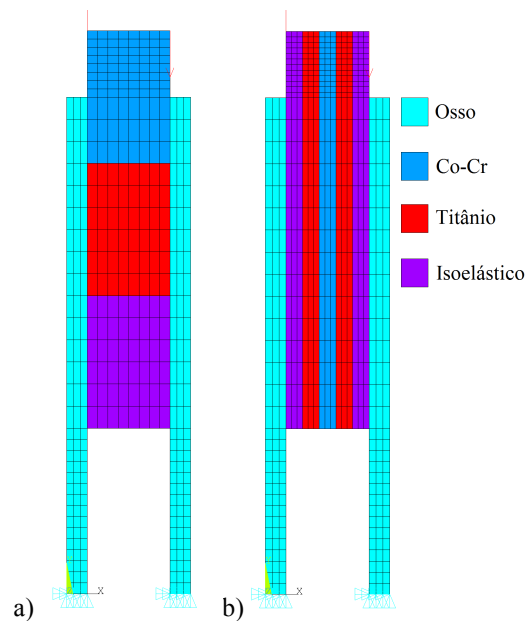


Figura 20: Malhas dos modelos de próteses de rigidez variável sujeito a flexão: a) $RV_i(T)_M$ e b) $RV_i(L)_M$.

A figura 21 apresenta os resultados da tensão de corte na interface osso-prótese nos modelos simplificados de rigidez variável, comparados com os valores do modelo em titânio.

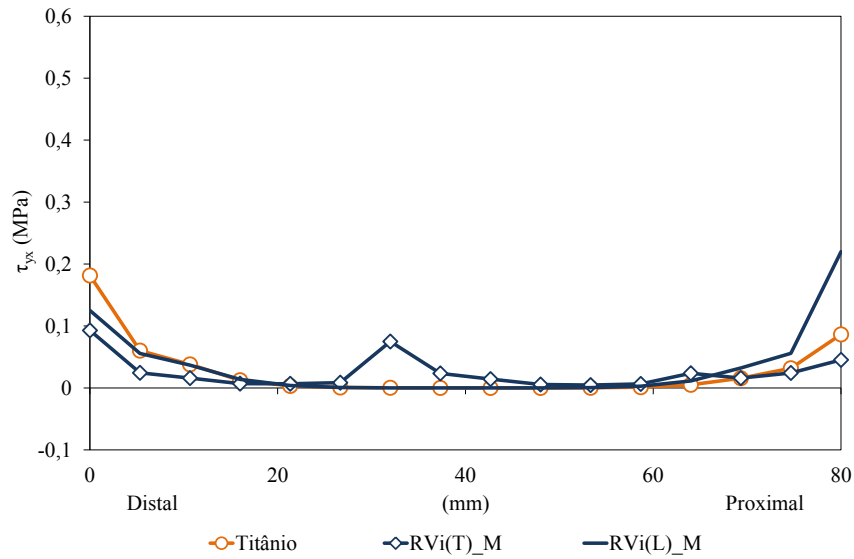


Figura 21: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese com titânio à flexão.

Como era pretendido, verifica-se uma diminuição das tensões na zona distal em ambos os modelos de rigidez variável. Na zona proximal, o modelo RV_i(L)_M apresenta valores mais elevados e o modelo RV_i(T)_M apresenta valores mais baixos. O modelo RV_i(T)_M apresenta valores mais baixos quando comparado com a prótese de titânio, aos 32mm e aos 64mm verifica-se um aumento das tensões devido à mudança de material ao longo da prótese. Ao analisar o modelo RV_i(L)_M é de notar que as tensões nas extremidades da interface osso-prótese são ligeiramente mais elevadas que as do modelo anterior, em contrapartida já não apresenta tensões elevadas na zona medial.

A partir destes modelos foi possível juntar as vantagens dos diferentes materiais em estudo, conseguindo uma diminuição das tensões nas extremidades, diminuindo o efeito de *stress-shielding* e favorecendo a formação de tecido ósseo.

4.3.2. Tensões na interface osso-prótese com rigidez variável em carga axial

De modo a aliviar os picos de tensão nas extremidades da interface osso-prótese verificados nos modelos de rigidez constante sujeito a uma carga axial, consideraram-se também modelos de rigidez variável. Para tal, foi considerado o modelo bidimensional utilizado anteriormente, com carregamento axial no valor de uma pressão de 1,115MPa (RV_i(L)_P350 e RV_i(T)_P350) e constrangimentos na base. Foram ainda efetuadas si-

mulações adicionais, com a carga axial inferior de 25N, aplicada sob a forma de pressão e valor de 0,0833MPa ($RV_i(T)_P25$ e $RV_i(L)_P25$). A figura 22 apresenta os diferentes modelos em estudo.

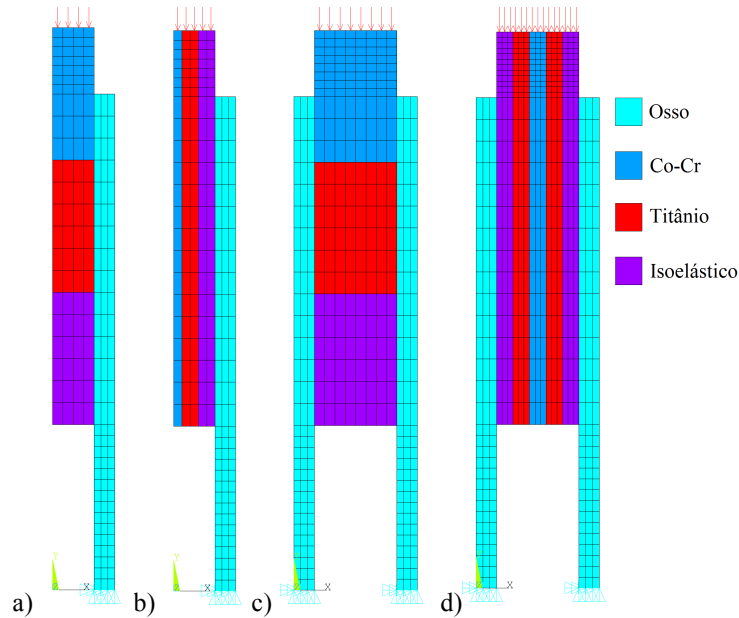


Figura 22: Malhas dos modelos de próteses de rigidez variável em carga axial: a) $RV_i(T)_P350$, b) $RV_i(L)_P350$, c) $RV_i(T)_P25$ e d) $RV_i(L)_P25$.

Na figura 23 verificam-se os resultados da tensão de corte na interface osso-prótese dos modelos de rigidez variável comparados com os valores do modelo da prótese de titânio.

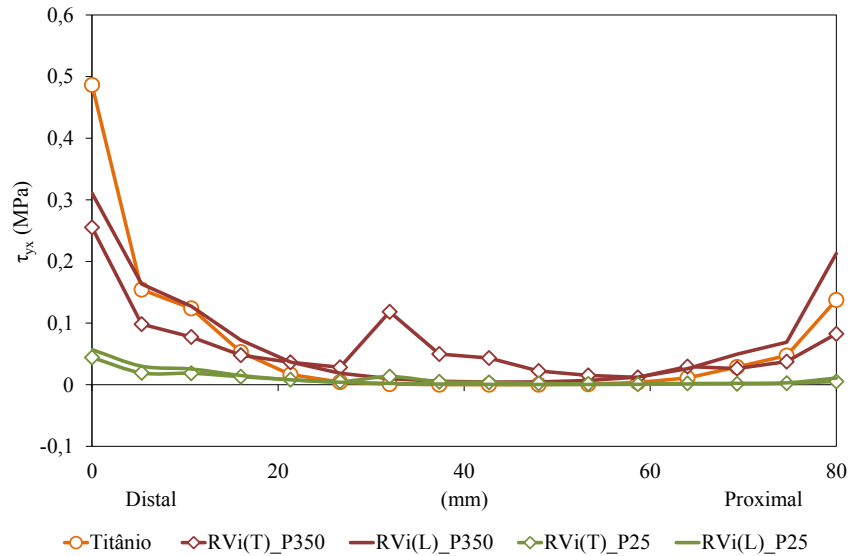


Figura 23: Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese de titânio em carga axial.

Como verificado anteriormente, os modelos de rigidez variável apresentam tensões mais baixas na zona distal do que a prótese em titânio. Na zona proximal da interface osso-prótese o melhor modelo é o $RV_i(T)_P25$ uma vez que também está submetido a uma pressão muito baixa, o modelo $RV_i(T)_P350$ apresenta valores mais baixos que o modelo de titânio onde foi aplicada a mesma carga, contudo verificam-se tensões elevadas quando há alteração do material, o modelo $RV_i(L)_P350$ apresenta valores mais elevados a proximal mas apresenta linearidade a medial.

A tabela 2 apresenta os resultados obtidos nos modelos de rigidez variável quando é aplicado um momento fletor e uma carga axial.

Tabela 2: Resultados das tensões em MPa dos modelos de rigidez variável.

	Momento fletor (M)		Carga axial (P)350		Carga axial (P)25	
	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal
$RV_i(T)$	0,0927	0,0452	0,2554	0,0826	0,0442	0,0053
$RV_i(L)$	0,1249	0,2198	0,3110	0,2129	0,0570	0,0108
Titânio	0,1815	0,0864	0,4865	0,1375	-	-

Pode concluir-se, através da tabela 2, que todos os modelos apresentam um comportamento semelhante quando é aplicado um momento fletor ou uma carga axial. Na zona distal todos os modelos de rigidez variável apresentam resultados de tensões mais baixos do que a prótese em titânio, como pretendido. Na zona proximal o modelo

$RV_i(L)$ _P350 apresenta os piores resultados, uma vez que a carga aplicada é mais elevada. Os modelos com melhores resultados são os $RV_i(T)$, contudo apresentam tensões elevadas quando há alteração do material. Os modelos $RV_i(L)$ não apresentam tensões tão baixas nas extremidades como os restantes modelos, no entanto ao longo da zona medial apresentam maior linearidade de tensões, favorecendo o crescimento ósseo e impedindo a migração da prótese.

5. Análise numérica de próteses obtidas por otimização

5.1. Introdução

A otimização significa minimizar ou maximizar uma função para determinar uma solução ótima do problema em análise. Essa solução é obtida com base num critério, como exemplo, o custo, a força, o peso, ou no caso em estudo, a minimização das tensões para ser possível chegar a uma prótese ideal [30]. Neste capítulo apresenta-se a solução otimizada, função da minimização das tensões obtidas nos modelos anteriormente em estudo, com a alteração da geometria da prótese, de forma a chegar a um projeto ideal.

5.2. Módulo de otimização no Ansys

O módulo de otimização no Ansys, foi utilizado para determinar qual o modelo de prótese capaz de produzir tensões de corte na interface osso-prótese com os menores valores. Este módulo é implementado através de um algoritmo externo recorrendo à programação de um código em APDL (*Ansys Parametric Design Language*). A utilização do APDL é essencial no processo de otimização. São assim necessárias as definições das variáveis de projeto, variáveis de estado e a definição da função objetiva. Estas variáveis são representadas por parâmetros escalares do APDL. As variáveis independentes em otimização são as variáveis de projeto. O vetor projeto é denotado por:

$$x = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_n] \quad (5.1)$$

As variáveis de projeto estão sujeitas a restrições de n limites superiores e inferiores. A definição destas variáveis permitem, por exemplo, a alteração da geometria de forma a minimizar o volume.

$$x_i^l \leq x_i \leq x_i^u \quad (5.2)$$

As variáveis de estado g_i, h_i, w_i são constrangimentos considerados no projeto, de modo a que o problema seja minimizado. Estas variáveis geralmente são especificadas, pois a maioria dos projetos necessitam de ser constrangidos.

A função objetivo é o parâmetro que se pretende minimizar no processo de otimização.

Minimizar $f(x)$

sujeito a:

$$g_i(x) \leq g_i^u \quad i = 1, 2, \dots, m_1 \quad (5.3)$$

$$h_i^l \leq h_i(x) \quad i = 1, 2, \dots, m_2 \quad (5.4)$$

$$w_i^l \leq w_i(x) \leq w_i^u \quad i = 1, 2, \dots, m_3 \quad (5.5)$$

Cada restrição tem uma tolerância, ou seja, um conjunto de projeto $x_1^*, x_2^*, \dots, x_n^*$, apenas é válido se:

$$g_i(x^*) \leq g_i^u + \alpha_i \quad i = 1, 2, \dots, m_1 \quad (5.6)$$

$$h_i^l - \beta_i \leq h_i(x^*) \quad i = 1, 2, \dots, m_2 \quad (5.7)$$

$$w_i^l - \gamma_i \leq w_i(x^*) \leq w_i^u + \gamma_i \quad i = 1, 2, \dots, m_3 \quad (5.8)$$

onde $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$ são tolerâncias que podem ser definidas.

O melhor projeto é determinado através de uma das seguintes situações: se houver um ou mais conjuntos de soluções possíveis, o melhor projeto é o que apresenta o valor da função objetivo menor, ou se todos os conjuntos de soluções são impossíveis, o melhor projeto é o mais próximo da função imposta [31].

5.3. Análise numérica em próteses otimizadas

Na otimização do modelo de prótese foram estabelecidos limites de projeto, através da definição de variáveis de projeto em relação à geometria, e variáveis de estado de modo a restringir as tensões de corte nas extremidades da prótese, aliviando o efeito de *stress-shielding* e os micromovimentos que acontecem na interface. Utilizando os modelos de rigidez variável do capítulo anterior, pretende-se criar um código capaz de alterar a distribuição de material, com base na geometria da prótese, e restringir as tensões na interface, através da minimização do volume, baseado num projeto ideal através do método de elementos finitos.

Com base nos anteriores resultados, considerou-se que a tensão de corte máxima era uma variável de estado e em todos os modelos só podia variar entre -0,8 e 0,3 MPa. A geometria da prótese podia variar, de acordo com as variáveis de projeto definidas como parâmetros a calcular H1 e H2. Na figura 24 estão representados os modelos em estudo e as zonas que podem sofrer alterações.

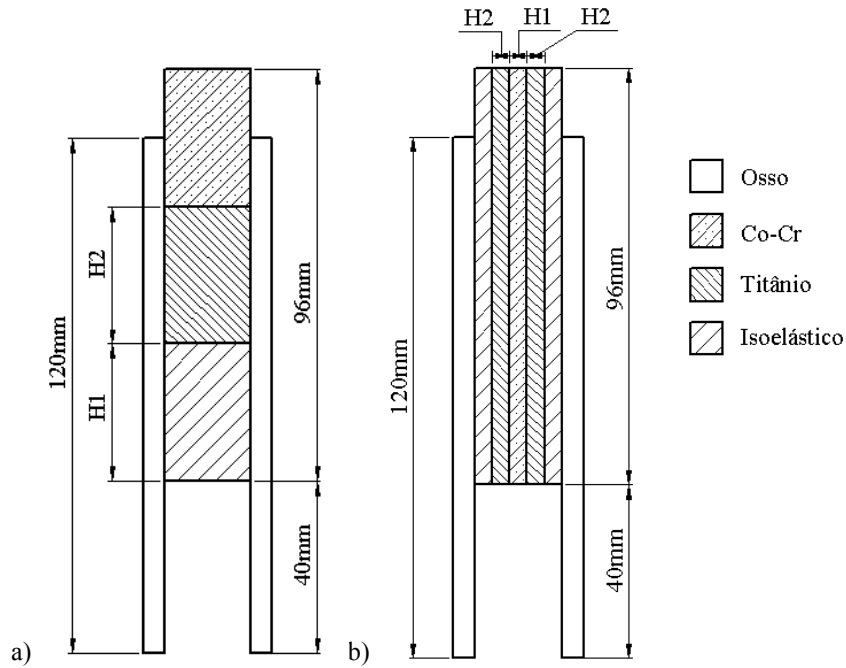


Figura 24: Modelos de otimização e zonas passivas de sofrer alterações: a) $RV_o(T)$ e b) $RV_o(L)$

5.3.1. Tensões na interface osso-prótese otimizada à flexão

Tal como no capítulo anterior, foi aplicada nos modelos um momento fletor de 1000Nmm e constrangimentos na base, de modo a ser possível comparar com os modelos $RV_i(T)_M$ e $RV_i(L)_M$. O código aplicado no modelo $RV_o(T)_M$ permite que o valor de H1 e H2 varie entre 10 e 40mm no caso do modelo $RV_o(L)_M$ os valores de H1 e H2 podem variar entre 1 e 6mm. A figura 25 apresenta os resultados obtidos da variação do material ao longo da prótese.

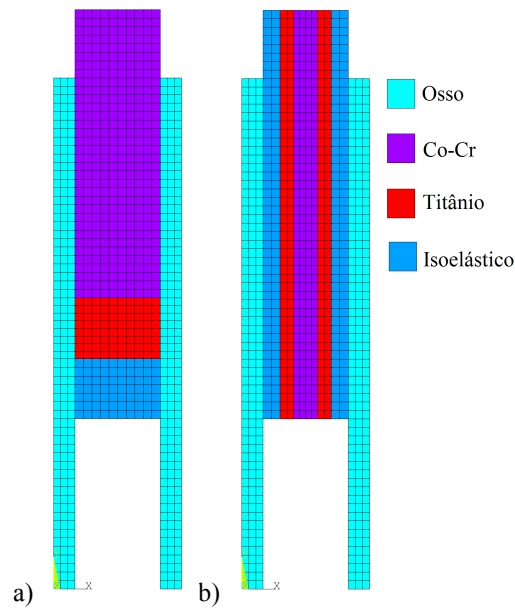


Figura 25: Modelos finais otimizados em flexão: a) $RV_o(T)_M$ e b) $RV_o(L)_M$.

Através da figura acima verifica-se que há uma maior concentração de material de Co-Cr tanto no modelo $RV_o(T)_M$ como no modelo $RV_o(L)_M$. O material que se encontra em menor quantidade é o Titânio em ambos os modelos. Na figura 26 estão apresentados os valores das tensões na interface dos modelos representados e comparados com os modelos do capítulo anterior.

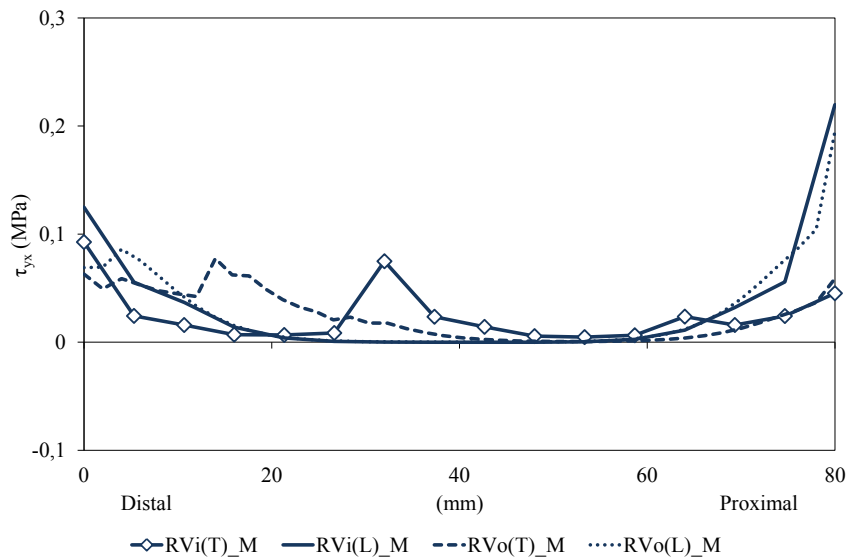


Figura 26: Resultados dos modelos RV_o_M comparados com RV_i_M .

Verifica-se uma diminuição de tensões a distal, nos modelos otimizados, como era pretendido. Na zona proximal as tensões mantêm-se muito semelhantes aos modelos não otimizados. No modelo $RV_o(T)_M$ verificam-se tensões elevadas nas zonas onde há alteração de material, como já se tinha verificado anteriormente no modelo $RV_i(T)_M$. No modelo $RV_o(L)_M$ as tensões continuam lineares na zona medial.

5.3.2. Tensões na interface osso-prótese otimizado em carga axial

Pretende-se otimizar os modelos do capítulo anterior quando sujeitos a uma carga axial, o código aplicado no modelo $RV_o(T)_P350$ permite variar H1 e H2 entre 10 e 40mm. O valor de H1 pode variar entre 1 e 5mm e o valor de H2 entre 1 e 6mm no modelo $RV_o(L)_P350$. Quanto ao modelo $RV_o(T)_P25$ e $RV_o(L)_P25$, os valores de H1 e H2 podem variar entre 10 e 40mm e entre 2 e 6mm, respetivamente. Na figura 27 visualizam-se os resultados nos modelos otimizados quando sujeitos a uma carga axial

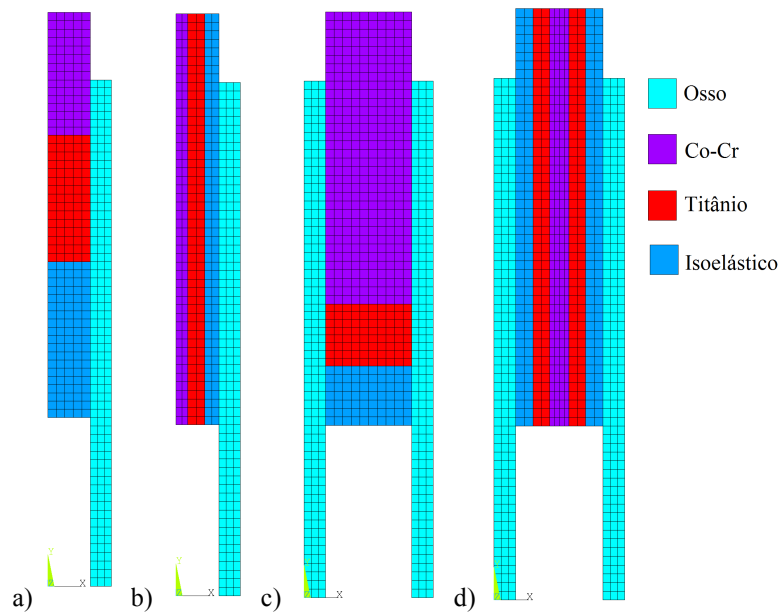


Figura 27: Modelos finais otimizados em carga axial: a) $RV_o(T)_P350$, b) $RV_o(L)_P350$, c) $RV_o(T)_P25$ e d) $RV_o(L)_P25$.

No caso dos modelos sujeitos a uma carga axial, no que diz respeito à distribuição de material transversalmente, não há uma concordância, no caso do primeiro modelo ($RV_o(T)_P350$) o material com maior abundância é o isoelástico, já no modelo $RV_o(T)_P25$ o material isoelástico é o que apresenta menor área. Quanto aos modelos

com variação de material longitudinalmente os modelos $RV_o(L)_P350$ e $RV_o(L)_P25$ apresentam ambos mais área de Co-Cr.

Nas figuras 28 e 29 é possível visualizar os resultados obtidos na interface dos modelos RV_o_P350 e RV_o_P25 comparados com os modelos RV_i_P350 e RV_i_P25 .

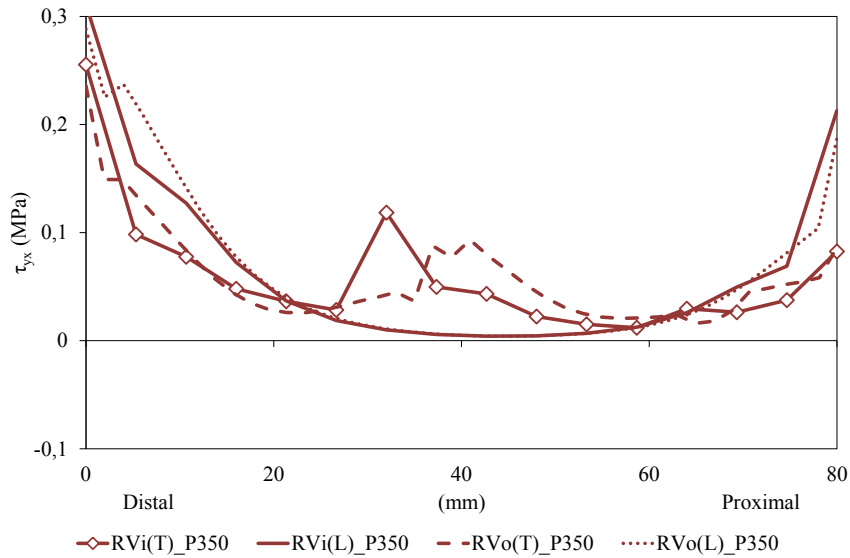


Figura 28: Resultados dos modelos RV_o_P350 comparados com RV_i_P350 .

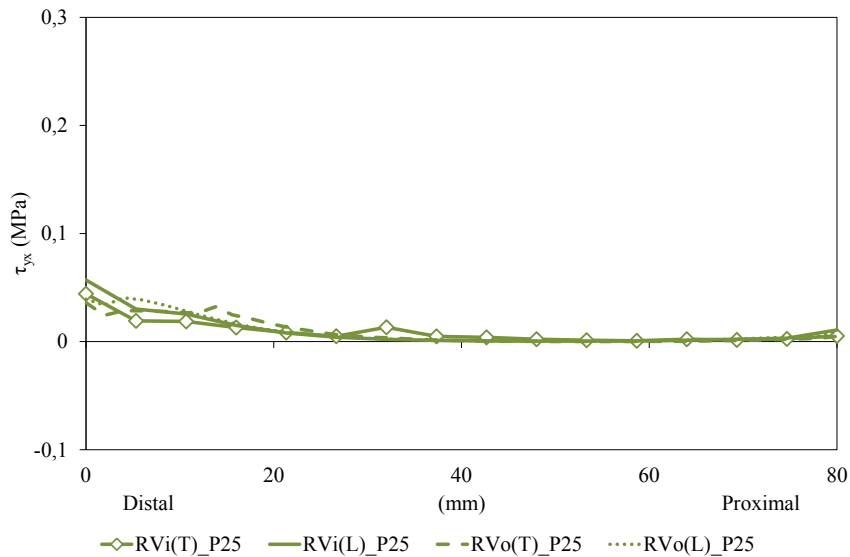


Figura 29: Resultados dos modelos RV_o_P25 comparados com RV_i_P25 .

Nas figuras 28 e 29 verifica-se uma diminuição das tensões nas extremidades em quase todos os modelos otimizados, no caso do modelo $RV_o(T)_P350$ há ainda uma diminuição de tensões a medial quando há alteração do material.

Através da tabela 3 é possível observar os resultados das tensões obtidas nas extremidades dos modelos otimizados comparados com os modelos do capítulo anterior.

Tabela 3: Tensões em MPa dos modelos de rigidez variável otimizados e não otimizados.

	$RV_i(T)_M$	$RV_o(T)_M$	$RV_i(L)_M$	$RV_o(L)_M$
Distal	0,0927	0,0631	0,1249	0,0690
Proximal	0,0452	0,0589	0,2198	0,1949
	$RV_i(T)_P350$	$RV_o(T)_P350$	$RV_i(L)_P350$	$RV_o(L)_P350$
Distal	0,2554	0,2359	0,3110	0,2882
Proximal	0,0826	0,0863	0,2129	0,1869
	$RV_i(T)_P25$	$RV_o(T)_P25$	$RV_i(L)_P25$	$RV_o(L)_P25$
Distal	0,0442	0,0360	0,0570	0,0393
Proximal	0,0053	0,0048	0,0108	0,0089

Todos os modelos otimizados apresentam uma diminuição das tensões nas extremidades à exceção do modelo $RV_o(T)_M$ e $RV_o(T)_P350$, que na zona proximal apresentam tensões ligeiramente mais elevadas que os modelos não otimizados. É possível concluir que alterar a quantidade de material pode prevenir a migração da prótese no fémur assim como diminuir o efeito de *stress-shielding* na interface. Tanto o modelo com variação de material longitudinalmente como o modelo com variação de material transversalmente devem apresentar mais material rígido na zona interna ou proximal da prótese, de maneira a não obter tensões elevadas.

6. Modelo numérico fémur proximal- prótese

6.1. Introdução

Este capítulo tem como finalidade apresentar soluções de modelos numéricos representativos do conjunto osso-prótese próximos de uma avaliação mais real. Para tal, foram criados modelos numéricos sujeitos a flexão plana, e posteriormente é apresentada uma metodologia para a análise da morfologia do fêmur proximal, e comparar o registro de medições efetuadas em diferentes imagens médicas de pacientes com estudos de outros autores. Por fim, são apresentados modelos com geometria do fêmur proximal obtidas por medição de uma prótese de tamanho real.

6.2. Modelos de flexão plana

Com o intuito de criar um modelo simplificado que se aproxime do conjunto real osso-prótese, surgiu a necessidade de criar um modelo que combine um momento fletor de 1000Nmm com uma carga axial de 25N, de maneira a simular os esforços a que pode estar sujeito o conjunto fêmur-prótese.

6.2.1. Modelos de rigidez variável em flexão plana

É inicialmente apresentado um problema de flexão plana com a mesma geometria dos modelos do capítulo anterior. A figura 30 apresenta os modelos em estudo com as respectivas cargas e constrangimentos aplicados.

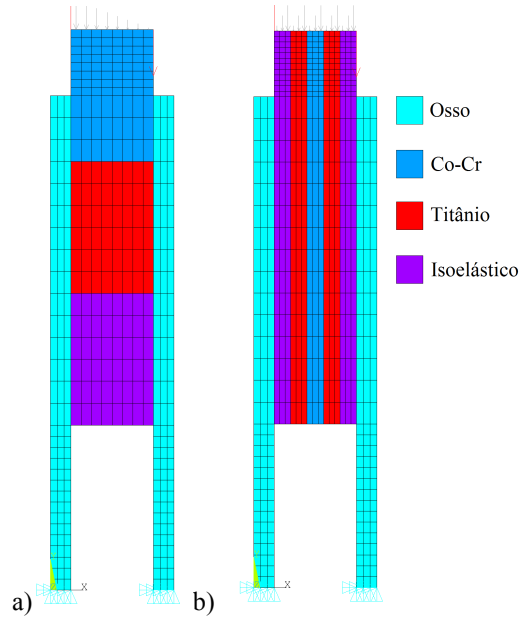


Figura 30: Malhas de modelos com rigidez variável em flexão plana: a) $RV_i(T)_{FP}$ e b) $RV_i(L)_{FP}$.

Nas figuras 31 e 32 verificam-se os resultados obtidos da tensão de corte ao longo da interface osso-prótese do lado esquerdo e direito, comparando com os resultados dos modelos RV_i_M e RV_i_P25 .

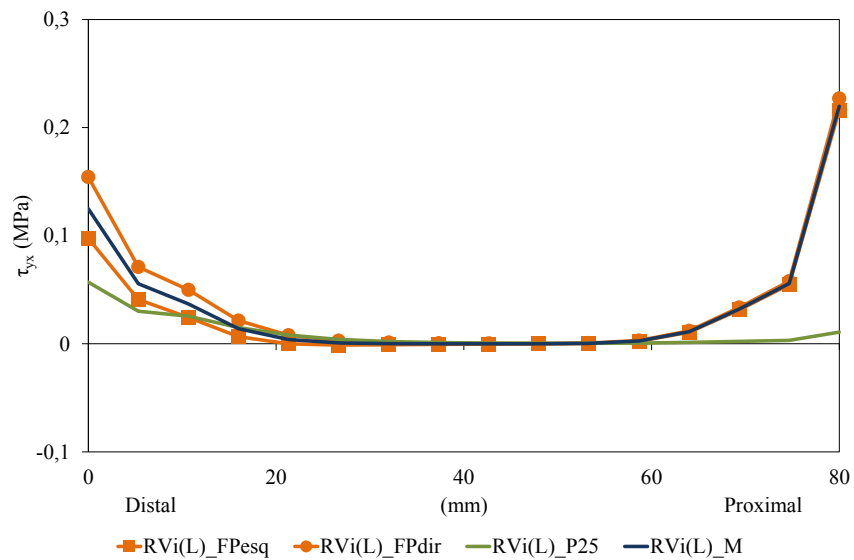


Figura 31: Resultados dos modelos $RV_i(L)_{FP}$ comparados com $RV_i(L)_{P25}$ e $RV_i(L)_M$.

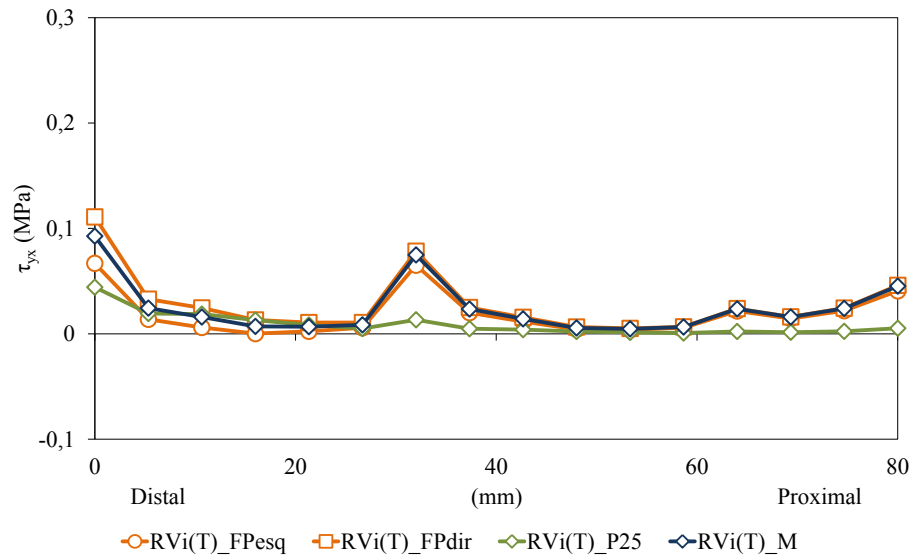


Figura 32: Resultados dos modelos $RV_i(T)_FP$ comparados com $RV_i(T)_P25$ e $RV_i(T)_M$.

Através dos gráficos verifica-se que os modelos, quando sujeitos a um problema de flexão plana, apresentam menores tensões quando sujeitos a forças de tração. Embora tenham um comportamento semelhante do lado esquerdo e direito, o lado direito apresenta tensões mais elevadas. Os modelos $RV_i(T)_FP$ apresentam melhores resultados do que os modelos $RV_i(L)_FP$. Comparando os resultados com os modelos anteriores, confirma-se que têm o mesmo comportamento.

6.2.2. Modelos otimizados de rigidez variável em flexão plana

Tal como nos modelos do subcapítulo anterior foi aplicado um momento fletor de 1000Nmm e uma carga axial de 25N, otimizaram-se os modelos de forma a que as tensões máximas estivessem compreendidas entre -0,8 e 0,3MPa. A figura 33 exhibe os resultados dos modelos em estudo.

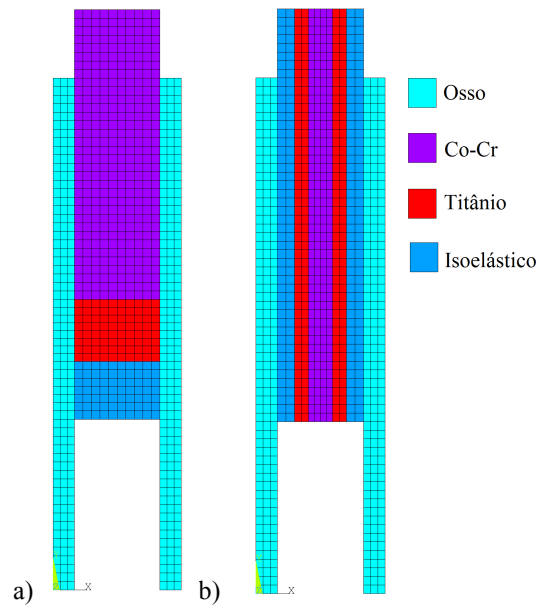


Figura 33: Modelos finais otimizados em flexão plana: a) $RV_o(T)_{FP}$ e b) $RV_o(L)_{FP}$.

O modelo com variação de material transversalmente apresenta maior área de material Co-Cr, assim como o modelo com variação de material longitudinalmente. Apesar de terem sido combinados dois carregamentos, o comportamento é semelhante aos modelos onde foi aplicada uma carga individual. As figuras 34 e 35 demonstram os resultados das tensões dos modelos RV_o_{FP} comparados com os resultados dos modelos RV_i_{FP} .

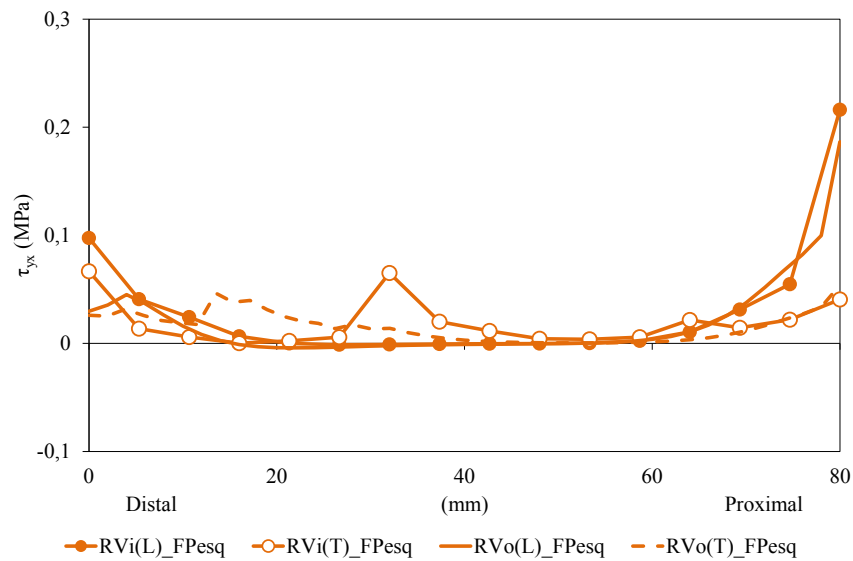


Figura 34: Resultados dos modelos RV_o_{FPesq} comparados com RV_i_{FPesq} .

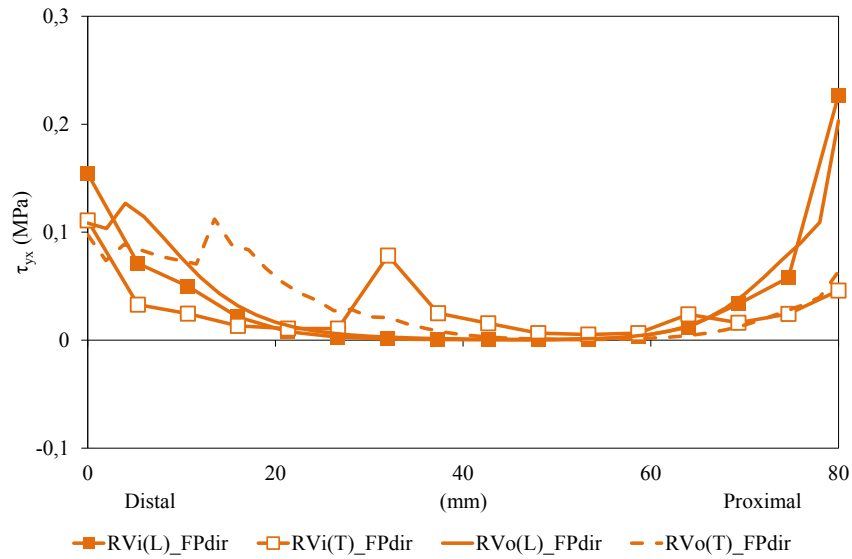


Figura 35: Resultados dos modelos RV_o_FPdir comparados com RV_i_FPdir .

Todos os modelos otimizados apresentam uma diminuição das tensões na zona distal, na zona proximal os modelos que apresentam variação de material transversalmente apresentam tensões ligeiramente mais elevadas do que os não otimizados. Tal como em RV_i_FPesq , os modelos otimizados apresentam tensões mais baixas do lado esquerdo, sendo que esse lado se encontra à tração. A tabela 4 demonstra os resultados a distal e proximal dos modelos RV_o_FP e RV_i_FP .

Tabela 4: Tensões em MPa dos modelos de rigidez variável sujeitos a flexão plana, otimizados e não otimizados.

	$RV_i(L)_FPesq$	$RV_i(L)_FPdir$	$RV_i(T)_FPesq$	$RV_i(T)_FPdir$
Distal	0,0976	0,1543	0,0668	0,1109
Proximal	0,2162	0,2270	0,0407	0,0460
	$RV_o(L)_FPesq$	$RV_o(L)_FPdir$	$RV_o(T)_FPesq$	$RV_o(T)_FPdir$
Distal	0,0297	0,1084	0,0260	0,0976
Proximal	0,1865	0,2032	0,0540	0,0636

Nos modelos RV_o_FPesq é possível ver uma diminuição significativa das tensões na zona distal em comparação com os modelos RV_i_FPesq . Na zona proximal apenas os modelos $RV_o(L)_FP$ apresentam diminuição das tensões em relação aos modelos $RV_i(L)_FP$.

6.3. Análise morfológica do fémur proximal

Com base em 8 tomografias computadorizadas (TCs) de pacientes com idades compreendidas entre os 9 e os 73 anos de ambos os géneros, foi efetuada uma análise morfológica ao fémur proximal. Os exames efetuados foram obtidos numa Clínica de Imagiologia Médica no Porto. Pretende-se efetuar diferentes medições ao longo da geometria óssea, tanto para o fémur esquerdo como direito para cada paciente em estudo. Para a medição foram utilizadas os programas *IQ-View Lite* e *Centricity Dicom Viewer*. A figura 36 representa os diferentes parâmetros a considerar no registo das medições.

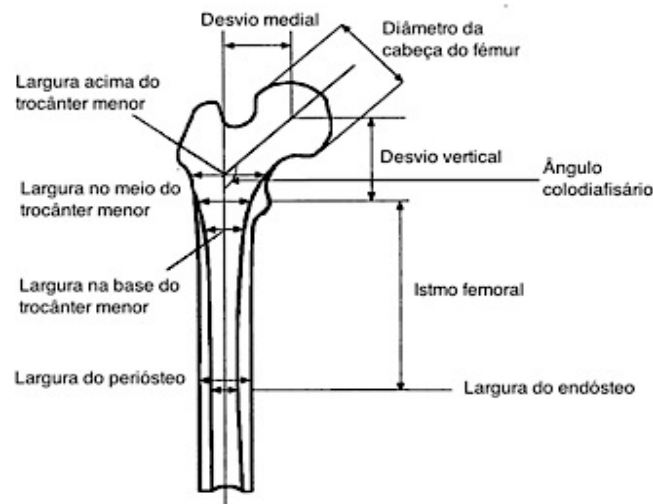


Figura 36: Diferentes parâmetros em análise (adaptado de [32]).

Os parâmetros em análise permitiram o cálculo do desvio medial; diâmetro da cabeça do fémur; desvio vertical; largura acima, na base e a meio do trocânter menor; largura do endóstio e do perióstio; o istmo femoral e o ângulo colodiafisário ao longo da anatomia do osso femoral. Com base nas medições efetuadas e no cálculo da respetiva média, mediana e desvio padrão, foi possível verificar se a morfologia do fémur se altera em função da idade, tendo sido registadas as diferenças entre o fémur esquerdo e o fémur direito. A tabela 5 apresenta o registo efetuado nas diferentes imagens médicas (TCs) para cada um dos pacientes, por género e idade. No anexo III encontram-se as diferentes imagens, relativas ao fémur proximal do lado esquerdo e direito, com todas as medições efetuadas.

Tabela 5: Parâmetros de registo no fémur proximal nos diferentes pacientes.

Esquerdo (Género-idade)	M-9	F-37	F-40	F-41	F-52	F-53	F-56	M-73
Desvio medial (mm)	32,83	43,57	38,51	40,59	40,59	50,14	44,76	46,55
Diâmetro da cabeça do fémur (mm)	32,72	44,22	42,86	42,04	41,11	43,73	42,96	54,17
Desvio vertical (mm)	50,18	53,45	53,80	53,45	57,27	60,55	53,45	58,36
Largura acima do trocânter menor (mm)	31,63	45,96	40,28	37,60	34,02	44,17	41,78	54,31
Largura média do trocânter menor (mm)	21,49	23,87	24,40	21,49	20,29	27,45	23,87	36,41
Largura na base do trocânter menor (mm)	20,29	17,91	19,11	17,31	16,11	20,89	16,71	28,65
Largura do endóstio (mm)	17,91	10,15	11,76	11,34	7,76	11,34	11,34	12,53
Largura do perióstio (mm)	23,28	21,49	25,87	28,65	20,89	23,87	22,68	33,42
Istmo femoral (mm)	9,27	52,36	68,79	44,18	95,45	78,55	56,18	60,55
Ângulo colodiafisário (°)	148	137	138	141	143	136	139	136
Direito (Género-idade)	M-9	F-37	F-40	F-41	F-52	F-53	F-56	M-73
Desvio medial (mm)	31,04	42,38	34,40	42,97	42,38	48,95	44,76	-
Diâmetro da cabeça do fémur (mm)	32,04	39,01	39,24	40,22	39,27	40,83	38,77	-
Desvio vertical (mm)	50,73	58,91	58,80	56,73	57,82	63,82	49,64	-
Largura acima do trocânter menor (mm)	31,04	37,60	37,63	37,60	35,81	44,17	41,18	-
Largura média do trocânter menor (mm)	21,49	23,87	25,87	21,49	22,68	27,45	21,49	-
Largura na base do trocânter menor (mm)	20,89	19,70	19,40	19,10	19,70	24,47	16,11	-
Largura do endóstio (mm)	19,10	10,15	12,64	10,15	9,55	11,94	12,53	-
Largura do perióstio (mm)	22,68	21,49	26,75	27,45	22,68	23,87	23,87	-
Istmo femoral (mm)	7,64	64,36	74,38	40,36	83,45	77,45	60,00	-
Ângulo colodiafisário (°)	160	142	146	143	143	138	143	-

Na tabela anterior não se apresenta o registo para o fémur direito do paciente M-73 por ter uma prótese femoral como se verifica na imagem de TC no Anexo III. Embora cada indivíduo apresente características distintas, através do registo é possível verificar uma tendência para o fémur ser mais estreito em pacientes do género feminino e o ângulo colodiafisário ser maior em indivíduos mais jovens, diminuindo com o aumento da idade do paciente.

A tabela 6 apresenta o registo da média, mediana e desvio padrão sendo possível verificar se há alguma alteração morfológica do lado esquerdo em relação ao lado direito do fémur.

Tabela 6: Média, mediana e desvio padrão dos casos em estudo.

Parâmetros de registo no fémur	Lado	Média	Mediana	Desvio Padrão
Desvio medial (mm)	esq.	42,19	42,08	5,30
	dir.	40,98	42,38	6,16
Diâmetro da cabeça do fémur (mm)	esq.	42,98	42,91	5,82
	dir.	38,48	39,24	2,93
Desvio vertical (mm)	esq.	55,06	53,63	3,36
	dir.	56,64	57,82	4,94
Largura acima do trocânter menor (mm)	esq.	41,22	41,03	7,18
	dir.	37,86	37,60	4,12
Largura média do trocânter menor (mm)	esq.	24,91	23,87	5,15
	dir.	23,48	22,68	2,39
Largura na base do trocânter menor (mm)	esq.	19,62	18,51	4,02
	dir.	19,91	19,70	2,49
Largura do endósteo (mm)	esq.	11,77	11,34	2,87
	dir.	12,29	11,94	3,25
Largura do periósteo (mm)	esq.	25,02	23,58	4,21
	dir.	24,11	23,87	2,21
Istmo femoral (mm)	esq.	58,17	58,37	25,49
	dir.	58,23	64,36	26,41
Ângulo colodiafisário (°)	esq.	139,75	138,50	4,13
	dir.	145,00	143,00	7,02

A média apresentada, resultou no cálculo aritmético da combinação dos diferentes valores de registo. Os valores apresentados indicam a maior concentração dos dados para cada um desses registos. Os valores obtidos na média são semelhantes para o lado esquerdo e para o lado direito como já se tinha verificado anteriormente.

Relativamente à mediana, medida de tendência central, metade das pacientes terá valores inferiores ou iguais e as restantes terá valores superiores ou iguais à mediana.

O desvio padrão, medida de dispersão, verifica a variabilidade do registo efetuado à volta da média. No caso concreto, os valores mais baixos indicam uma variabilidade de resultados mínima em relação à média, sendo que os mais elevados não cumprem esse objetivo. No estudo efetuado, o facto dos pacientes pertencentes à amostra possuírem idades distintas, e na zona do istmo femoral os valores obtidos variarem bastante, em relação à posição da altura do fémur, demonstram a elevada variabilidade dos valores obtidos no desvio padrão

Os parâmetros registados são ainda comparados com valores médios indicados em diferentes estudos referenciados sobre a morfologia do fémur [32] [33], [34]. O primeiro estudo referenciado é relativo a uma população do Paquistão, sendo que o segundo ocorreu na Suíça e o último na França. O resultado da comparação efetuada é demonstrado na tabela 7.

Tabela 7: Comparação dos parâmetros de registo da morfologia do fémur proximal, valores médios.

	Estudo atual	Umer et al. [32]	Rubin et al [33]	Massin et al [34]
Amostra do estudo	8	136	32	200
Desvio medial (mm)	41,63	41,90	47,00	41,00
Diâmetro da cabeça do fémur (mm)	40,88	50,10	43,40	45,60
Desvio vertical (mm)	55,80	56,00	56,10	58,70
Largura acima do trocânter menor (mm)	39,65	47,40	43,10	-
Largura média do trocânter menor (mm)	24,24	28,30	27,90	26,50
Largura na base do trocânter menor (mm)	19,76	21,10	21,00	19,60
Largura do endósteo (mm)	12,01	11,00	13,10	12,40
Largura do periósteo (mm)	24,60	27,90	26,70	27,60
Istmo femoral (mm)	58,20	106,70	105,70	-
Ângulo colodiafisário (°)	142,20	130,30	122,90	123,10

Embora a amostra do presente estudo seja pequena, comparada com os restantes trabalhos referenciados, é de notar que os resultados obtidos são muito próximos. Apenas o valor do istmo femoral difere consideravelmente aos referenciados, conforme seria previsível.

Com os resultados do presente trabalho pretende-se obter parâmetros da geometria óssea do fémur. Estes resultados vão permitir numa fase posterior elaborar a geometria óssea do fémur, permitindo obter os parâmetros das variáveis de projeto num processo de otimização na conceção de uma prótese femoral. Assim, dos resultados obtidos, apenas irão ser utilizadas as medidas morfológicas relativas às pacientes do género feminino. A tabela 8 apresenta os resultados da média, mediana, desvio padrão, máximo e mínimo, das seis pacientes em estudo.

Tabela 8: Média, mediana, desvio padrão, máximo e mínimo de seis pacientes.

Parâmetros de registo no fêmur	Lado	Média	Mediana	Desvio Pad.	Máximo	Mínimo
Desvio medial	esq.	43,03	42,08	4,15	50,14	38,51
	dir.	42,64	42,68	4,74	48,95	34,40
Diâmetro da cabeça do fêmur	esq.	42,82	42,91	1,13	44,22	41,11
	dir.	39,56	39,26	0,80	40,83	38,77
Desvio vertical	esq.	55,33	53,63	2,96	60,55	53,45
	dir.	57,62	58,31	4,60	63,82	49,64
Largura acima do trocânter menor	esq.	40,64	41,03	4,36	45,96	34,02
	dir.	39,00	37,62	3,08	44,17	35,81
Largura média do trocânter menor	esq.	23,56	23,87	2,49	27,45	20,29
	dir.	23,81	23,28	2,43	27,45	21,49
Largura na base do trocânter menor	esq.	18,01	17,61	1,75	20,89	16,11
	dir.	19,75	19,55	2,69	24,47	16,11
Largura do endóstio no fêmur	esq.	10,62	11,34	1,50	11,76	7,76
	dir.	11,16	11,05	1,36	12,64	9,55
Largura do perióstio no fêmur	esq.	23,91	23,28	2,93	28,65	20,89
	dir.	24,35	23,87	2,32	27,45	21,49
Istmo femoral	esq.	65,92	62,49	18,93	95,45	44,18
	dir.	66,67	69,37	15,49	83,45	40,36
Ângulo colodiafisário	esq.	139,00	138,50	2,61	143,00	136,00
	dir.	142,50	143,00	2,59	146,00	138,00

6.4. Modelos fêmur proximal-prótese

Para obtenção de um modelo mais próximo do real, construiu-se um modelo osso-prótese através dos parâmetros morfológicos em análise das TCs das seis senhoras mencionadas anteriormente. A construção do modelo fêmur proximal-prótese foi baseada numa prótese não cimentada com composição TA6V da Landos Orthopedic. A figura 37 apresenta a prótese em estudo.



Figura 37: Prótese em estudo.

A partir das medidas retiradas da prótese e das TCs em estudo, foi possível construir um modelo onde foi aplicada uma carga axial de 25N que provoca flexão plana ao longo do conjunto em análise.

6.4.1. Modelos não otimizados

Tal como nos capítulos anteriores optou-se por criar dois modelos, um apresenta a variação de material longitudinalmente e outro a variação de material transversalmente. A figura 38 apresenta os modelos em estudo.

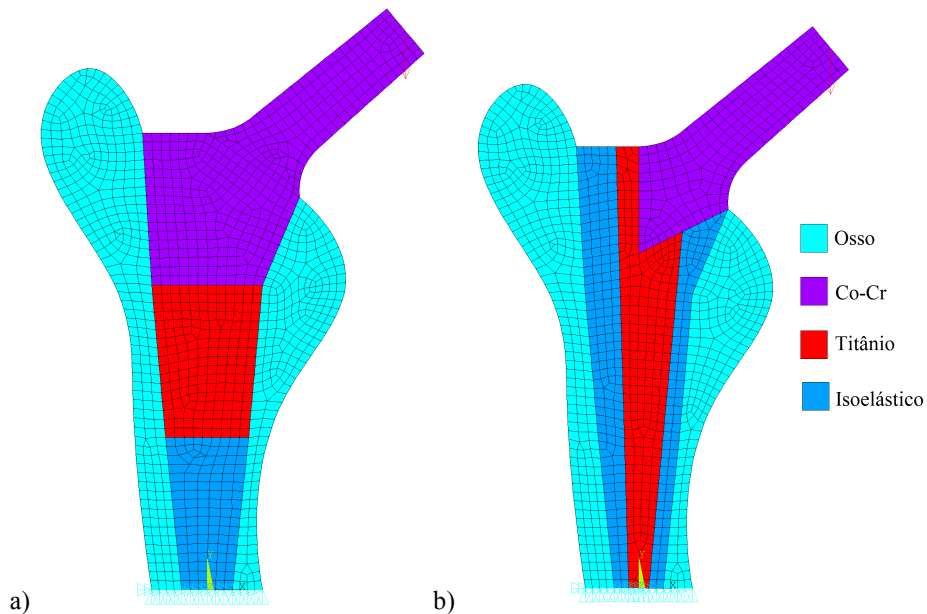


Figura 38: Malhas de modelos não otimizados: a) MF_i(T) e b) MF_i(L).

As figuras 39 e 40 apresentam os resultados da tensão de corte na interface osso-prótese nos modelos MF_i comparados com os resultados de RV_i_FP.

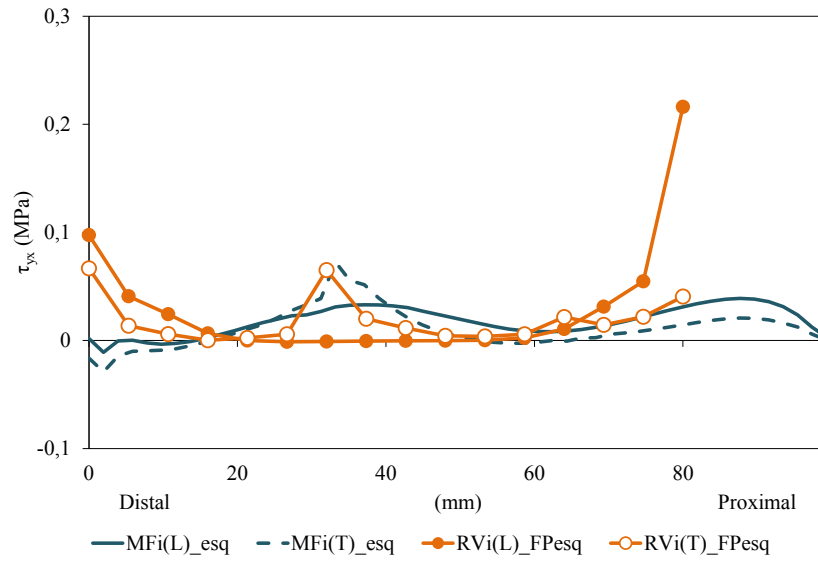


Figura 39: Resultados dos modelos MF_i_esq comparados com RV_i_FPesq .

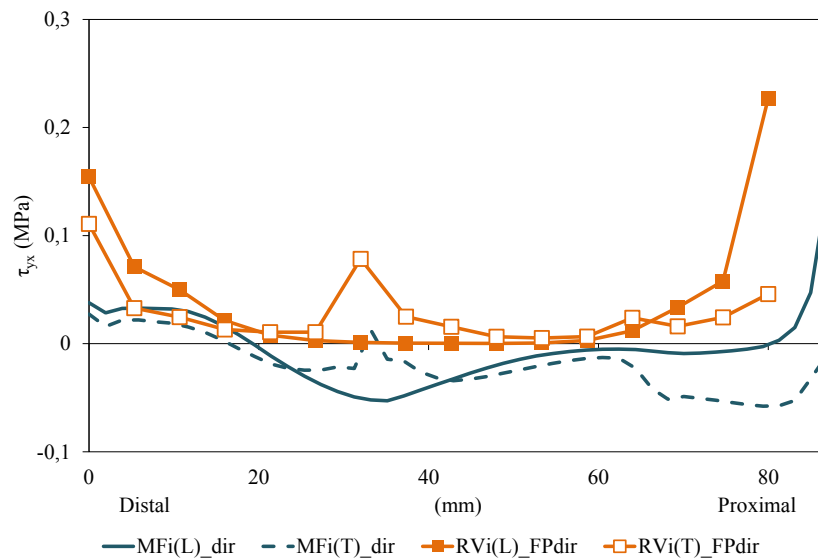


Figura 40: Resultados dos modelos MF_i_dir comparados com RV_i_FPdir .

Os modelos RV_i_FP exibem um tamanho de 80mm na interface, os modelos MF_i apresentam um comprimento de cerca de 99mm do lado direito e 87mm do lado esquerdo na interface osso-prótese. Analisando os resultados obtidos, para o lado esquerdo, verifica-se uma acentuada diminuição das tensões nas extremidades dos modelos MF_i_esq . O modelo $MF_i(T)_esq$ continua a apresentar picos de tensões na zona medial aquando da variação de material na prótese. No modelo $MF_i(L)_esq$, na zona medial

verifica-se um aumento de tensões, o que não se verificava nos modelos anteriores. Pela primeira vez o modelo MF_i(L)_esq apresenta melhores resultados a distal.

Os resultados obtidos para o lado direito nos modelos MF_i expõem maiores tensões quando comparados com o lado esquerdo, contudo apresentam um comportamento semelhante. No entanto, o modelo final exhibe tensões de corte mais baixas que os modelos RV_i_FP

6.4.2. Modelos otimizados

Considerando os modelos do subcapítulo anterior, pretende-se otimizá-los de forma a diminuir as tensões, alterando a localização de material na prótese. A figura 41 demonstra os resultados obtidos nos modelos otimizados.

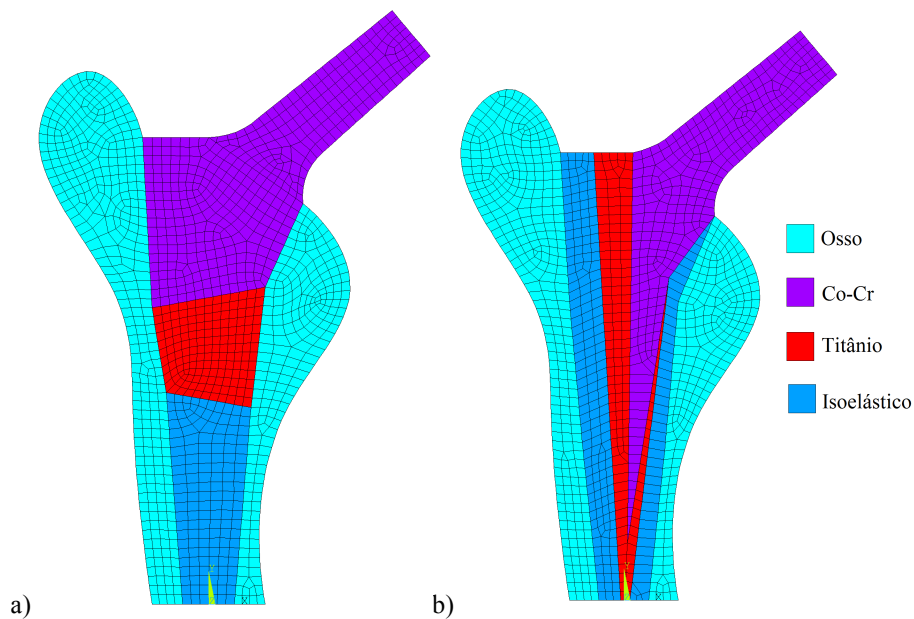


Figura 41: Modelos finais otimizados: a) MF_o(T) e b) MF_o(L).

O modelo MF_o(T) apresenta um resultado diferente dos modelos RV_o(T), nota-se uma maior quantidade de material isoelástico na base, o que não acontecia nos modelos otimizados anteriores, apresentavam uma menor quantidade desse mesmo material.

O modelo MF_o(L) do lado esquerdo apresenta uma maior quantidade de material isoelástico, quanto ao lado direito apresenta uma maior quantidade de material Co-Cr.

As figuras 42 e 43 apresentam os resultados obtidos nos modelos MF_o comparando com os resultados dos modelos MF_i .

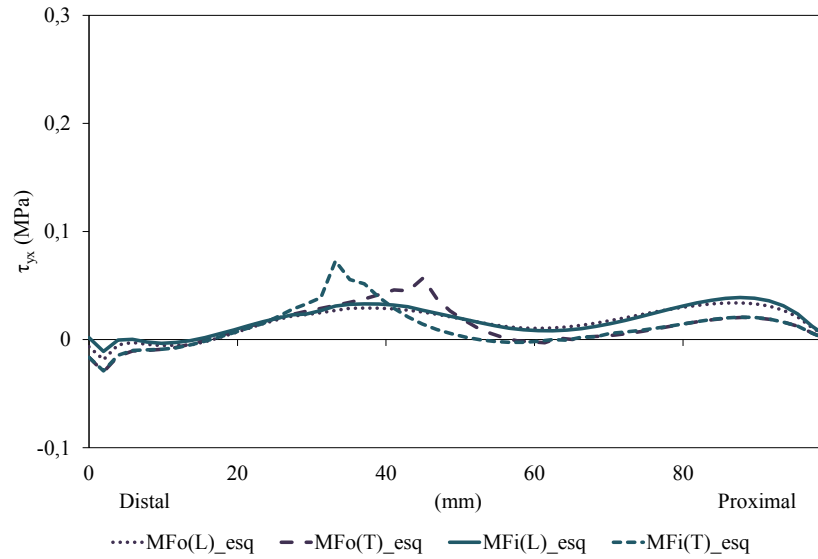


Figura 42: Resultados dos modelos MF_o_{esq} comparados com MF_i_{esq} .

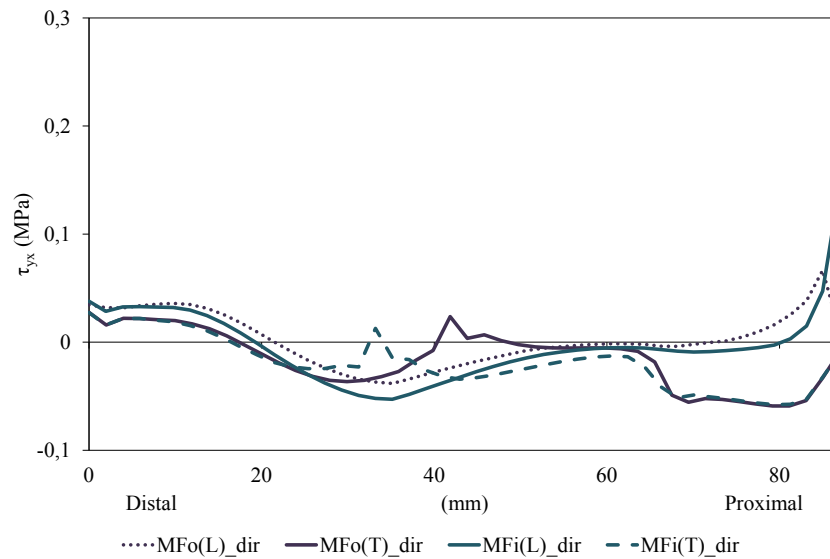


Figura 43: Resultados dos modelos MF_o_{dir} comparados com MF_i_{dir} .

Nos modelos MF_o_{esq} verifica-se uma melhoria a medial, a distal há uma ligeira diminuição das tensões, a proximal os modelos otimizados apresentam tensões mais baixas que os modelos não otimizados. O modelo com variação de material transversalmente apresenta melhores resultados que o de variação longitudinal.

O modelo MF_o(T)_dir na zona medial apresenta maiores picos de tensão quando há variação de material comparado com o modelo não otimizado. As tensões na zona proximal para o modelo MF_o(L)_dir diminuíram significativamente. A tabela 9 apresenta os resultados das tensões no ponto mais distal e mais proximal para todos os modelos MF.

Tabela 9: Tensões em MPa dos modelos finais otimizados e não otimizados.

	MF _i (L)_esq	MF _i (L)_dir	MF _i (T)_esq	MF _i (T)_dir
Distal	0,0018	0,0379	-0,0164	0,0274
Proximal	0,0032	0,1391	0,0005	-0,0113
	MF _o (L)_esq	MF _o (L)_dir	MF _o (T)_esq	MF _o (T)_dir
Distal	-0,0065	0,0346	-0,0163	0,0276
Proximal	0,0031	0,0129	0,0004	-0,0089

A variação das tensões na zona proximal nos modelos MF_o_esq é quase nula, contudo nos modelos MF_o_dir a diminuição das tensões já é maior. A distal, apesar da grande variação de material em ambos os modelos, as tensões são muito semelhantes entre os modelos otimizados e não otimizados.

Nos modelos mais complexos, observa-se um comportamento semelhante aos estudados em capítulos anteriores. Comprovou-se que ao otimizar os modelos, alterando a localização de materiais, é possível obter tensões mais baixas podendo assim minimizar a migração da prótese.

7. Conclusões e Trabalhos Futuros

7.1. Conclusões

A artroplastia da anca tem sido uma das cirurgias com maior progresso na ortopedia no último século, com novas técnicas de fixação e com a evolução na geometria das próteses.

O presente trabalho teve como objetivo desenvolver uma metodologia de análise computacional, utilizando o algoritmo de otimização do Ansys para investigar modelos bidimensionais do conjunto osso-prótese com rigidez variável.

Foram efetuadas análises numéricas em modelos bidimensionais através do programa de elementos finitos, o Ansys. Foram efetuados vários testes numéricos ao longo do estudo, para a análise e a convergência de soluções, tendo unicamente sido apresentados neste relatório 32 desses modelos numéricos com solução final. Os modelos otimizados e com solução possível de projeto encontram-se apresentados no Anexo II.

Os resultados dos modelos com próteses convencionais foram comparados com modelos tridimensionais de um trabalho referenciado, os resultados dos modelos tridimensionais e bidimensionais foram muito semelhantes, tanto nos modelos sujeitos a flexão como a uma carga axial. Após a análise de modelos convencionais efetuou-se o estudo de modelos com rigidez variável, tendo sido considerada uma prótese mais flexível na zona distal e mais rígida na zona proximal, uma prótese mais rígida na zona interna e mais flexível na zona externa. Os resultados confirmaram a diminuição das tensões nas extremidades da prótese.

Com base nos modelos de rigidez variável utilizou-se o módulo de otimização do Ansys, para elaboração de um código que permita a alteração da área do material da prótese, sem alteração da sua geometria do conjunto osso-prótese e diminuição das tensões geradas na interface (Anexo I). Os resultados foram comparados com os modelos não otimizados de rigidez variável e verificou-se uma diminuição das tensões, como pretendido. A área de material da prótese sofreu alterações, verificando-se geralmente um aumento do material mais rígido (Co-Cr).

Foi também realizado um estudo sobre a morfologia do fêmur proximal através de TCs de oito pacientes, verificou-se uma tendência para o fêmur ser mais estreito em pacientes do gênero feminino e o ângulo colodiafisário diminuir com o aumento da idade do paciente. Os resultados foram ainda comparados com trabalhos referenciados, verificando-se semelhança entre eles.

Realizaram-se modelos numéricos com base nestes parâmetros morfológicos registados nas TCs de seis pacientes do gênero feminino e de uma prótese não cimentada. Construíram-se igualmente modelos com variação de material longitudinalmente e transversalmente, os resultados foram semelhantes aos verificados nos modelos mais simples, apresentando igualmente tensões mais elevadas nas extremidades, e no modelo de variação de material transversalmente picos de tensões quando se há alteração de material. Os modelos foram posteriormente otimizados verificando-se uma diminuição dos picos de tensões, tal como anteriormente.

Os modelos que apresentam melhores resultados são os de variação de material transversal, contudo apresentam picos de tensão na zona medial quando há variação de material, o que pode ser prejudicial e não promover uma boa fixação nessa zona. Os modelos de variação de material longitudinal, expõem tensões ligeiramente mais acentuadas, contudo na zona medial da interface osso-prótese apresentam linearidades no resultado das tensões. A otimização dos modelos permitiu criar próteses com áreas de material distintas, permitindo assim uma maior diminuição das tensões nos pontos mais críticos.

7.2. Trabalhos futuros

Com o desenvolvimento deste projeto, propõem-se como trabalhos futuros: Verificar numericamente o comportamento das tensões em próteses de rigidez variável cimentadas; estudar outros parâmetros que possam influenciar os micromovimentos da prótese através da otimização de modelos simplificados e efetuar a análise em modelos tridimensionais reais no conjunto osso-prótese.

Realizar um estudo experimental para validar os modelos numéricos através de técnicas óticas, como por exemplo: fotoelasticidade ou correlação digital de imagem; para os modelos de 25N, utilizar técnicas interferométricas como o ESPI ou Moiré interferométrico.

Referências Bibliográficas

- [1] Seeley, R., Stephens, T., Tate, P.: Anatomia & Fisiologia 8th edn. Lusociência - Edições Técnicas e Científicas, Lda, Portugal, Loures (2011)

- [2] Mourão, A., Vasconcellos, H.: Geometria do fêmur proximal em ossos de brasileiros. Acta Fisiátrica 8(3), 113-119 (2001)

- [3] Relvas, C.: Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Aveiro (2007)

- [4] Floro, C.: A Qualidade de Vida em doentes com Coxartrose Artroplastia Total da Anca: Suporte Social e Estratégias de Coping. Tese de Mestrado, Universidade do Algarve, Faro (2007)

- [5] Smith-Petersen, M. N.: Evolution of mould arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery 30-B(1), 59-75 (1948)

- [6] Gomez, P., Morcuende, J.: Early Attempts at Hip Arthroplasty. The Iowa Orthopedic Journal 25, 25-29

- [7] Simões, J.: Estudo da Componente Femoral de uma Prótese de Anca de Rigidez Controlada. Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto (1998)

- [8] Engh, C. A., Bobyn, J. D., Glassman, A. H.: Porous-coated hip replacement. The

- Journal of Bone and Joint Surgery 69-B(1), 45-55 (1987)
- [9] Charnley, J.: The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 468(12), 3149-3159 (2010)
- [10] Charnley, J.: The long-term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 54-B(1), 61-76 (1972)
- [11] Honda, E., Aristide, R., Ono, N., Polesello, G.: Prótese isoelástica: avaliação clínica e radiográfica. *Revista brasileira de ortopedia* 35(11/12), 435-439 (2000)
- [12] Completo, A., Fonseca, F.: *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelético e Ortopédico*. Publindústria, Edições Técnicas, Porto, Portugal (2011)
- [13] Zimmer: *Hasta Avenir Muller: Técnica Cirúrgica.*, 1-20 (2012)
- [14] Nabais, C.: *Análise Numérica da Interface Osso-Cimento na Artroplastia da Anca*. Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto (2006)
- [15] Park, J.: *The Biomedical Engineering Handbook* 2nd edn. 1. CRC Press LLC, Estados Unidos da América (2000)
- [16] Duarte, G., Alberti, L.: Artroplastia total cimentada do quadril. *Rev. Med. Res* 15(1), 36-49 (2013)
- [17] Macedo, C., Galia, C., Krueel, A., Timm, H., Feder, M., Sprinz, C., Klein, D.: Avaliação cintilográfica de artroplastia total não-cimentada de quadril. *Rev. Bras. Ortop* 38(7), 391-399 (2003)

- [18] Restrepo, C., Lettich, T., Roberts, N., Parvizi, J., Hozack, W.: Uncemented total hip arthroplasty in patients less than twenty years. *Acta Orthop. Belg.* 74(5), 615-622 (2008)
- [19] Drumond, S., Paiva, E., Almeida, J., Campos, L.: Artroplastias Totais do Quadril com Prótese PCA. *Acta Ortop. Bras* 9(2), 3-10 (2001)
- [20] Geesink, R., Groot, K., Klein, C.: Bonding of bone to apatite-coated implants. *J. Bone Joint Surg.* 70-B(1), 17-22 (1988)
- [21] Taylor, M., Tanner, K.: Fatigue failure of cancellous bone: a possible cause of implante migration and loosening. *J. Bone Joint Surg.* 79-B(2), 181-182 (1997)
- [22] Mjöberg, B.: Fixation and loosening of hip prostheses. *Acta Orthop. Scand.* 62(5), 500-508 (1991)
- [23] Huiskes, R.: Stress-analyses of implanted orthopaedic joint prostheses for optimal design and fixation. *Acta Ortopaedica Belgica* 6(46), 711-727 (1980)
- [24] Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T. J.: Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J. Biomechanics* 20(11/12), 1135-1150 (1987)
- [25] Kuiper, J. H., Huiskes, R.: Mathematical Optimization of Elastic Properties: Application to cementless Hip Stem Design. *Journal of Biomechanical Engineering* 119, 166-174 (1997)
- [26] Simões, J. A., Marques, A. T., Jeronimidis, G.: Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis. *Composites Science and Technology* 60(2000), 559-567 (1999)

- [27] Simões, J. A., Marques, A. T.: Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials and Design* 26(2005), 391-401 (2004)
- [28] Huiskes, R.: Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for a cure. *Acta Orthop Scand* 64(6), 669-716 (1993)
- [29] Kuiper, J. H., Huiskes, R.: Numerical optimization of hip prosthetic stem material. *Recent advances in computer methods in biomechanics and biomecal engineering*, 76-84 (1992)
- [30] Moaveni, S.: *Finite element analysis. Theory and application with ansys*. Prentice-Hall, New Jersey (1999)
- [31] Trias, D.: *Optimization for the mechanical design*. (2011)
- [32] Umer, M., Sepah, Y., Khan, A., Wazir, A., Ahmed, M., Jawad, M.: Morphology of the proximal femur in a Pakistani population. *Jornal of Orthopaedic Surgery* 18(3), 279-281 (2010)
- [33] Rubin, P., Leyvraz, P., Aubaniac, J., Argenson, J., Estève, P., Roguin, B.: The morphology of the proximal femur. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 74-B(1), 28-32 (1992)
- [34] Massin, P., Geais, L., Astoin, E., Simondi, M., Lavaste, F.: The Anatomic Basis for the Concept of Lateralized Femoral Stems. *The Journal of Arthroplasty* 15(1), 93-101 (2000)

Anexos

Anexo I – Código dos modelos otimizados

Modelo RV₀(T)_M

```

/REP7
*SET,H1,30
*SET,H2,30
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,30,0,,
K,2,30,40,,
...
K,21,0,40+H1+H2,,
K,22,0,120,,
LSTR, 6, 1
LSTR, 1, 2
...
LSTR, 17, 11
LSTR, 11, 10
FLST,2,4,4
FITEM,2,1
FITEM,2,2
FITEM,2,12
FITEM,2,13
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,28
FITEM,2,20
FITEM,2,30
FITEM,2,29
AL,P51X
FLST,5,8,5,ORDE,4
FITEM,5,1
FITEM,5,-4
FITEM,5,9
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,5
FITEM,5,-6
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,12,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,22
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,17
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,17
FK,P51X,FY,50
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,11
FK,P51X,FY,-50
FINISH
/SOL
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,VOLU,
SSUM
*GET,TVOLUME,SSUM, ,ITEM,VOLU
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,SMAX,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)
_M'
/OPT
opanl,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)_M'
opvar,H1,dv,10,40
opvar,H2,dv,10,40
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV₀(L)_M

```

*SET,h1,4
*SET,h2,4
/PREP7
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0,3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0,3
K,1,30,,
K,2,30,40,,
...
K,28,15,120,,
K,29,15,136,,
L, 1, 4
L, 1, 2
...
L, 29, 28
L, 28, 27
FLST,2,4,4
FITEM,2,14
FITEM,2,15
FITEM,2,8
FITEM,2,29
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,16
FITEM,2,25
FITEM,2,2
FITEM,2,1
AL,P51X
FLST,5,4,5,ORDE,3
FITEM,5,7
FITEM,5,14
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,4,5,ORDE,4
FITEM,5,3
FITEM,5,-4
FITEM,5,10
FITEM,5,-11
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,16,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,23
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,23
FK,P51X,FY,50
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,7
FK,P51X,FY,-50
FINISH
/SOL
ANTYPE,0
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE,volume,VOLU,
SSUM
*GET,volume,SSUM, ,ITEM,VOLUME
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,smax,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)
_M'
/OPT
opanl,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)_M'
opvar,H1,dv,2,6
opvar,H2,dv,2,6
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV_o(T)_P25

```

/REP7
*SET,H1,30
*SET,H2,30
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,30,0,,
K,2,30,40,,
...
K,22,0,120,,
LSTR, 6, 1
LSTR, 1, 2
...
LSTR, 17, 11
LSTR, 11, 10
FLST,2,4,4
FITEM,2,1
FITEM,2,2
FITEM,2,12
FITEM,2,13
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,28
FITEM,2,20
FITEM,2,30
FITEM,2,29
AL,P51X
FLST,5,8,5,ORDE,4
FITEM,5,1
FITEM,5,-4
FITEM,5,9
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,5
FITEM,5,-6
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,12,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,22
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,1,4,ORDE,1
FITEM,2,32
SFL,P51X,PRES,25/(20*15),
FINISH
/SOL
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,VOLU,
SSUM
*GET,TVOLUME,SSUM, ,ITEM,VOLU
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,SMAX,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\teste'
/OPT
opanl,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\teste'
opvar,H1,dv,10,40
opvar,H2,dv,10,40
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV₀(L)_P25

```

*SET,h1,4
*SET,h2,4
/PREP7
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,30,,
K,2,30,40,,
...
K,28,15,120,,
K,29,15,136,,
L, 1, 4
L, 1, 2
...
L, 29, 28
L, 28, 27
FLST,2,4,4
FITEM,2,14
FITEM,2,15
FITEM,2,8
FITEM,2,29
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,16
FITEM,2,25
FITEM,2,2
FITEM,2,1
AL,P51X
FLST,5,4,5,ORDE,3
FITEM,5,7
FITEM,5,14
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,4,5,ORDE,4
FITEM,5,3
FITEM,5,-4
FITEM,5,10
FITEM,5,-11
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,16,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,23
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,6,4,ORDE,4
FITEM,2,11
FITEM,2,-14
FITEM,2,41
FITEM,2,-42
SFL,P51X,PRES,25/(20*15),
FINISH
/SOL
ANTYPE,0
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE,volume,VOLU,
SSUM
*GET,volume,SSUM, ,ITEM,VOLUME
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,smax,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\Modelo
novo\Optimizacao\RV2(L)'
/OPT
opanl,'optimize','lgw',
'C:\Users\Kelly\Desktop\Modelonovo\Optimizacao\RV2(L)'
opvar,H1,dv,2,6
opvar,H2,dv,2,6
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV_o(T)_P350

```

/GO
*SET,h1,30
*SET,h2,30
/PREP7
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,1
KEYOPT,1,6,0
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,15,,
K,2,15,40,,
...
K,15,,120,,
K,16,,136,,
L, 1, 6
...
L, 11, 10
L, 7, 6
FLST,2,4,4
FITEM,2,23
FITEM,2,12
FITEM,2,2
FITEM,2,1
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,15
FITEM,2,14
FITEM,2,13
FITEM,2,11
AL,P51X
FLST,5,4,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-4
CM,_Y,AREA
ASEL,, , ,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, , 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,5
FITEM,5,-6
CM,_Y,AREA
ASEL,, , ,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, , 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2, , ,1, , ,1,
MSHKEY,0
FLST,5,8,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-8
CM,_Y,AREA
ASEL,, , ,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
ANTYPE,0
FLST,2,4,1,ORDE,3
FITEM,2,2
FITEM,2,22
FITEM,2,-24
/GO
D,P51X, , , , ,ALL, , , ,
FLST,2,1,4,ORDE,1
FITEM,2,21
/GO
SFL,P51X,PRES,1.115,
FINISH
/SOL
ANTYPE,0
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE,volume,VOLU,
SSUM
*GET,volume,SSUM, ,ITEM,VOLUME
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,smax,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)
_P'
/OPT
opanl,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)_P'
opvar,H1,dv,10,40
opvar,H2,dv,10,40
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV₀(L)_P350

```

*SET,h1,2
*SET,h2,4
/PREP7
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,1
KEYOPT,1,6,0
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,15,,
K,2,15,40,,
...
K,15,,120,,
K,16,,136,,
L, 4, 1
L, 1, 2
...
L, 11, 8
L, 14, 15
FLST,2,4,4
FITEM,2,16
FITEM,2,17
FITEM,2,19
FITEM,2,15
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,12
FITEM,2,6
FITEM,2,2
FITEM,2,1
AL,P51X
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,7
FITEM,5,-8
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1,, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-2
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4,, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,8,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-8
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
ANTYPE,0
FLST,2,1,4,ORDE,1
FITEM,2,1
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,3,4,ORDE,3
FITEM,2,8
FITEM,2,17
FITEM,2,-18
SFL,P51X,PRES,1.115,
/SOL
ANTYPE,0
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE,volume,VOLU,
SSUM
*GET,volume,SSUM, ,ITEM,VOLUME
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,smax,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)
_P'
/OPT
opanel,'optimize','lgw', 'C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)_P'
opvar,H1,dv,1,5
opvar,H2,dv,1,6
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV_o(T)_FP

```

/REP7
*SET,H1,30
*SET,H2,30
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,30,0,,
K,2,30,40,,
...
K,21,0,40+H1+H2,,
K,22,0,120,,
LSTR, 6, 1
LSTR, 1, 2
...
LSTR, 17, 11
LSTR, 11, 10
FLST,2,4,4
FITEM,2,1
FITEM,2,2
FITEM,2,12
FITEM,2,13
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,28
FITEM,2,20
FITEM,2,30
FITEM,2,29
AL,P51X
FLST,5,8,5,ORDE,4
FITEM,5,1
FITEM,5,-4
FITEM,5,9
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,5
FITEM,5,-6
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,12,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-12
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,22
DL,P51X,,ALL,
FLST,2,1,4,ORDE,1
FITEM,2,32
SFL,P51X,PRES,25/(20*15),
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,17
FK,P51X,FY,50
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,11
FK,P51X,FY,-50
FINISH
/SOL
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0,,
ETABLE,,VOLU,
SSUM
*GET,TVOLUME,SSUM,,ITEM,VOLU
AVPRIN,0,,
ETABLE,,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1,,
*GET,SMAX,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)
_FP'
/OPT
opanel,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(T)_FP'
opvar,H1,dv,10,40
opvar,H2,dv,10,40
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo RV₀(L)_FP

```

*SET,h1,4
*SET,h2,4
/PREP7
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,30,,
K,2,30,40,,
...
K,28,15,120,,
K,29,15,136,,
L, 1, 4
L, 1, 2
...
L, 29, 28
L, 28, 27
FLST,2,4,4
FITEM,2,14
FITEM,2,15
FITEM,2,8
FITEM,2,29
AL,P51X
...
FLST,2,4,4
FITEM,2,16
FITEM,2,25
FITEM,2,2
FITEM,2,1
AL,P51X
FLST,5,4,5,ORDE,3
FITEM,5,7
FITEM,5,14
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
FLST,5,4,5,ORDE,4
FITEM,5,3
FITEM,5,-4
FITEM,5,10
FITEM,5,-11
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1 ...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2,,,1,,,1,
MSHKEY,0
FLST,5,16,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-16
CM,_Y,AREA
ASEL,,,P51X
CM,_Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,2,4,ORDE,2
FITEM,2,1
FITEM,2,23
DL,P51X,,ALL,
FLST,2,6,4,ORDE,4
FITEM,2,11
FITEM,2,-14
FITEM,2,41
FITEM,2,-42
SFL,P51X,PRES,25/(15*20),
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,23
FK,P51X,FY,50
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,7
FK,P51X,FY,-50
/SOL
ANTYPE,0
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0,,
ETABLE,volume,VOLU,
SSUM
*GET,volume,SSUM,,ITEM,VOLUME
AVPRIN,0,,
ETABLE,,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1,,
*GET,smax,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)_FP'
/OPT
opanel,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\RV2(L)_FP'
opvar,H1,dv,2,6
opvar,H2,dv,2,6
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2

```


Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo MF₀(T)

```

/REP7
*SET,H1,33
*SET,H2,33
*SET,H3,66
*SET,H4,66
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,,,,
K,2,43,121,,
...
K,26,-36,98.94,,
FLST,3,6,3
FITEM,3,22
FITEM,3,21
FITEM,3,26
FITEM,3,7
FITEM,3,17
FITEM,3,5
BSPLIN, ,P51X
FLST,3,4,3
FITEM,3,6
FITEM,3,18
FITEM,3,16
FITEM,3,4
BSPLIN, ,P51X
LARC, , 19, 23, 20
LARC, , 25, 6, 24
L, , 9, 19
...
L, , 23, 6
FLST,2,5,4
FITEM,2,1
FITEM,2,10
FITEM,2,11
FITEM,2,12
FITEM,2,13
AL,P51X
...
FLST,2,5,4
FITEM,2,23
FITEM,2,12
FITEM,2,14
FITEM,2,15
FITEM,2,21
AL,P51X
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-2
CM, _Y,AREA
ASEL, , , ,P51X
CM, _Y1,AREA
CMSEL,S, _Y
CMSEL,S, _Y1
AATT, , 1, , 1, , 0,
CMSEL,S, _Y
CMDELE, _Y
CMDELE, _Y1
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,3
FITEM,5,-4
CM, _Y,AREA
ASEL, , , ,P51X
CM, _Y1,AREA
CMSEL,S, _Y
CMSEL,S, _Y1
...
AATT, , 4, , 1, , 1, , 0,
CMSEL,S, _Y
CMDELE, _Y
CMDELE, _Y1
LESIZE,ALL,2, , , ,1, , ,1,
MSHKEY,0
FLST,5,6,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-6
CM, _Y,AREA
ASEL, , , ,P51X
CM, _Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S, _Y
AMESH, _Y1
CMDELE, _Y
CMDELE, _Y1
CMDELE, _Y2
FLST,2,4,4,ORDE,2
FITEM,2,13
FITEM,2,-16
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,2
FK,P51X,FY,-25
/SOL
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,VOLUME,
SSUM
*GET,TVOLUME,SSUM, ,ITEM,VOLU
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,SMAX,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users\Kelly\Desktop\MF2_T'
/OPT
opanl,'optimize','lgw', 'C:\Users\Kelly\Desktop\MF2_T'
opvar,H1,dv,20,45
opvar,H2,dv,20,45
opvar,H3,dv,40,70
opvar,H4,dv,40,70
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2,h3,h4

```

Anexo I – (cont.) Código dos modelos otimizados

Modelo MF₀(T)

```

/PREP7
*SET,H1,5.1
*SET,H2,0
*SET,H3,0
*SET,H5,9.77
*SET,H6,79.84
*SET,H4,75
*SET,H7,2.25
*SET,H8,2.25
ET,1,PLANE182
KEYOPT,1,1,0
KEYOPT,1,3,3
KEYOPT,1,6,0
R,1,15,
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,20000
MPDATA,PRXY,1,,0.3
...
MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,4,,20000
MPDATA,PRXY,4,,0.3
K,1,,,,
...
K,32,H5,H6,,
FLST,3,6,3
FITEM,3,22
FITEM,3,21
FITEM,3,26
FITEM,3,7
FITEM,3,17
FITEM,3,5
BSPLIN, ,P51X
FLST,3,4,3
FITEM,3,6
FITEM,3,18
FITEM,3,16
FITEM,3,4
BSPLIN, ,P51X
LARC, 23, 29, 30
LARC, 27, 6, 3
L, 22, 25
...
L, 32, 24
FLST,2,5,4
FITEM,2,1
FITEM,2,12
FITEM,2,13
FITEM,2,14
FITEM,2,15
AL,P51X
...
FLST,2,9,4
FITEM,2,3
FITEM,2,8
FITEM,2,9
FITEM,2,10
FITEM,2,11
FITEM,2,4
FITEM,2,26
FITEM,2,25
FITEM,2,24
AL,P51X
FLST,5,2,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,5
CM, _Y,AREA
ASEL, , , ,P51X
CM, _Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
AATT, 1, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CM, _Y,AREA
ASEL, , , , 6
CM, _Y1,AREA
CMSEL,S,_Y
CMSEL,S,_Y1
...
AATT, 4, 1, 1, 0,
CMSEL,S,_Y
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
LESIZE,ALL,2, , , ,1, , ,1,
MSHKEY,0
FLST,5,6,5,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,-6
CM, _Y,AREA
ASEL, , , ,P51X
CM, _Y1,AREA
CHKMSH,'AREA'
CMSEL,S,_Y
AMESH,_Y1
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
FLST,2,6,4,ORDE,2
FITEM,2,15
FITEM,2,-20
DL,P51X, ,ALL,
FLST,2,1,3,ORDE,1
FITEM,2,2
FK,P51X,FY,-25
/SOL
/STATUS,SOLU
SOLVE
FINISH
/POST1
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,VOLU,
SSUM
*GET,TVOLUME,SSUM,
,ITEM,VOLU
AVPRIN,0, ,
ETABLE, ,S,XY
ESORT,ETAB,SXY,0,1, ,
*GET,SMAX,SORT,,MAX
LGWRITE,'optimize','lgw','C:\Users
\Kelly\Desktop\MF2_L'
/OPT
opanl,'optimize','lgw',
'C:\Users\Kelly\Desktop\MF2_L'
opvar,H1,dv,2,8
opvar,H2,dv,0,2
opvar,H3,dv,0,1
opvar,H4,dv,10,80
opvar,H5,dv,8,10
opvar,H6,dv,60,85
opvar,H7,dv,0,3
opvar,H8,dv,0,3
opvar,smax,sv,-0.8,0.3
opvar,tvolume,obj,,0.0001
optype,subp
opexe
oplist,all
plvaropt,smax
plvaropt,h1,h2,h3,h4,h5,h6,h7,h8

```

Anexo II – Simulações dos modelos otimizados

Modelo $RV_o(T)_M$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,54	-0,54	-0,54	-0,54	-0,54
H1 (DV)	30,00	35,42	21,64	26,13	13,99
H2 (DV)	30,00	23,72	30,77	28,54	14,38

Modelo $RV_o(L)_M$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,59	-0,61	-0,67	-0,77	-0,59
H1 (DV)	4,00	5,39	3,55	4,15	4,00
H2 (DV)	4,00	3,83	4,77	4,47	3,21

Modelo $RV_o(T)_P25$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	0,03	-0,03	0,03	0,03	0,03
H1 (DV)	30,00	35,42	21,64	26,13	13,79
H2 (DV)	30,00	23,72	30,77	28,54	14,40

Modelo $RV_o(L)_P25$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,05	-0,04	-0,05	0,04	-0,05
H1 (DV)	4,00	5,39	3,55	4,15	4,00
H2 (DV)	4,00	3,83	4,77	4,47	3,80

Modelo $RV_o(T)_P350$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	0,22	0,22	0,23	0,22	0,22
H1 (DV)	30,00	35,42	21,64	26,14	36,93
H2 (DV)	30,00	23,72	30,77	28,54	30,00

Anexo II – (cont.) Simulações dos modelos otimizados

Modelo $RV_o(L)$ _P350

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(FEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,45	0,41	-0,38	0,38	-0,41
H1 (DV)	2,00	4,39	2,55	3,15	2,71
H2 (DV)	4,00	3,29	4,46	4,09	4,00

Modelo $RV_o(T)$ _FP

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,54	-0,54	-0,54	-0,54	-0,54
H1 (DV)	30,00	35,42	21,64	26,13	13,51
H2 (DV)	30,00	23,72	30,77	28,54	14,55

Modelo $RV_o(L)$ _FP

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,59	-0,61	-0,67	-0,77	-0,59
H1 (DV)	4,00	5,39	3,55	4,15	4,00
H2 (DV)	4,00	3,83	4,77	4,47	3,21

Modelo $MF_o(T)$

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,56	-0,56	-0,56	-0,56	-0,56
H1 (DV)	33,00	41,18	33,44	31,73	37,38
H2 (DV)	33,00	31,43	35,45	28,01	21,75
H3 (DV)	66,00	51,64	65,44	63,78	50,42
H4 (DV)	66,00	60,77	40,10	57,46	43,37
	SET 6	*SET 7*			
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)			
SMAX (SV)	-0,56	-0,56			
H1 (DV)	33,24	41,70			
H2 (DV)	44,74	44,84			
H3 (DV)	58,95	67,20			
H4 (DV)	44,53	62,81			

Anexo II – (cont.) Simulações dos modelos otimizados

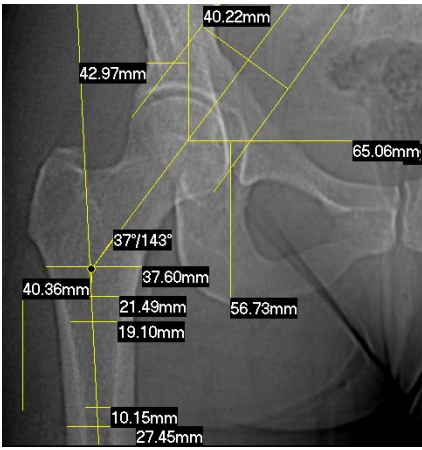
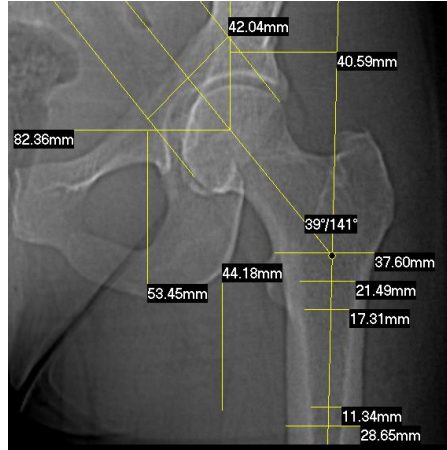
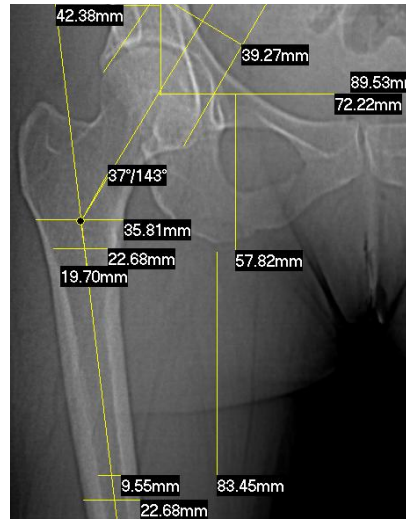
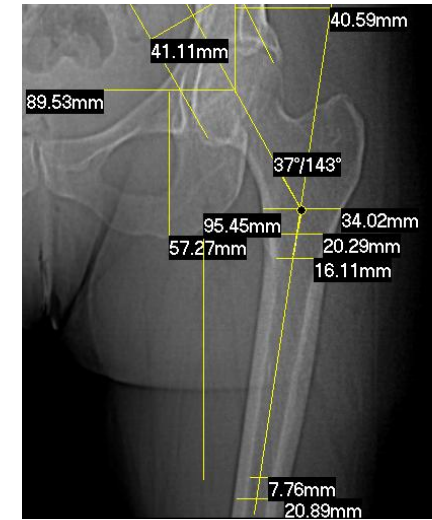
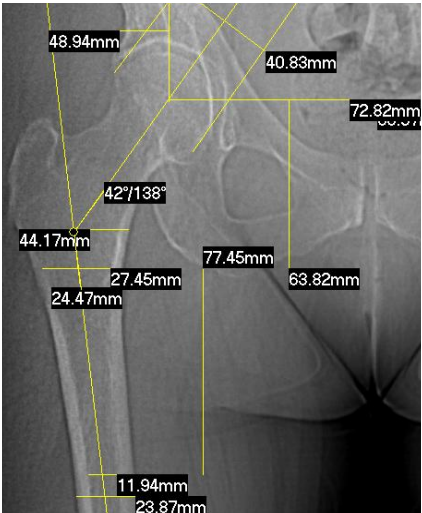
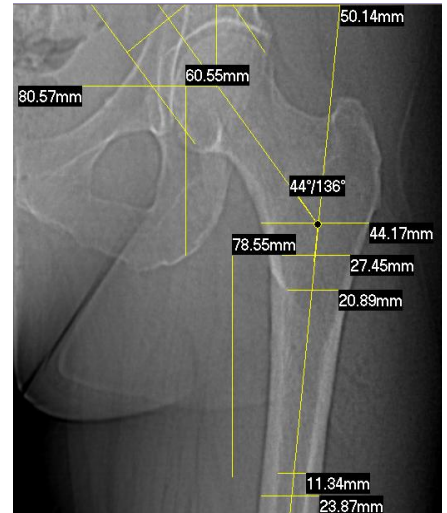
Modelo MF₀(L)

	SET 1	*SET 2*	*SET 3*	*SET 4*	*SET 5*
	(INFEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,57	-0,57	-0,54	-0,58	-0,57
H1 (DV)	5,10	7,08	4,81	5,18	7,02
H2 (DV)	0,00	0,92	0,64	1,98	0,24
H3 (DV)	0,00	0,39	0,79	0,63	0,76
H4 (DV)	75,00	58,47	50,75	20,56	59,95
H5 (DV)	9,77	8,15	8,78	9,09	8,36
H6 (DV)	79,84	75,45	61,75	73,87	61,58
H7 (DV)	2,25	2,54	1,04	1,43	1,11
H8 (DV)	2,25	0,01	0,34	2,41	0,07
	SET 6	*SET 7*	*SET 8*	*SET 9*	*SET 10*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,56	-0,58	-0,58	-0,59	-0,55
H1 (DV)	4,72	4,30	6,30	3,60	2,58
H2 (DV)	1,69	0,12	0,80	1,81	1,38
H3 (DV)	0,32	0,02	0,75	0,31	0,69
H4 (DV)	52,99	42,59	70,53	43,99	43,31
H5 (DV)	9,10	8,19	6,05	8,82	9,42
H6 (DV)	77,69	60,89	75,63	72,57	60,47
H7 (DV)	0,29	0,15	1,51	2,08	1,05
H8 (DV)	1,74	1,90	0,42	2,70	0,67
	SET 11	*SET 12*	*SET 13*	*SET 14*	*SET 15*
	(FEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(INFEASIBLE)	(INFEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,55	-0,55	-0,58	-0,58	-0,60
H1 (DV)	2,83	2,21	6,51	7,56	3,66
H2 (DV)	1,99	2,00	2,00	2,00	2,00
H3 (DV)	0,19	0,79	0,20	0,76	0,95
H4 (DV)	63,63	75,69	78,90	79,58	39,66
H5 (DV)	9,73	7,02	6,21	6,07	6,03
H6 (DV)	82,07	66,26	61,79	60,51	79,01
H7 (DV)	1,52	2,68	0,58	0,16	0,04
H8 (DV)	0,66	0,18	0,05	2,14	0,64
	SET 16	*SET 17*	*SET 18*	*SET 19*	*SET 20*
	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)	(FEASIBLE)
SMAX (SV)	-0,56	-0,59	-0,58	-0,60	-0,57
H1 (DV)	2,14	2,05	6,37	2,58	6,64
H2 (DV)	1,99	2,00	2,00	2,00	2,00
H3 (DV)	0,39	0,45	0,44	0,09	0,79
H4 (DV)	74,74	26,35	40,51	19,21	12,64
H5 (DV)	9,94	8,40	8,09	9,48	9,99
H6 (DV)	71,45	82,05	72,13	69,19	71,27
H7 (DV)	0,29	0,08	2,10	2,78	0,73
H8 (DV)	0,20	0,88	1,12	1,27	1,37

Anexo III - Registos no fémur proximal.

Género-Idade	Fémur direito	Fémur esquerdo
M-9		
F-37		
F-40		

Anexo III - (cont.) Registos no fémur proximal.

Género-Idade	Fémur direito	Fémur esquerdo
F-41		
F-52		
F-53		

Anexo III - (cont.) Registos no fémur proximal.

Género-Idade	Fémur direito	Fémur esquerdo
F-56		
M-73		