



Dissertação

Mestrado em Engenharia da Concepção e Desenvolvimento do Produto

Análise de Próteses da Anca Cimentadas

Ângela Soares Pedrosa

Leiria, Novembro de 2012



Dissertação

Mestrado em Engenharia da Concepção e Desenvolvimento do Produto

Análise de Próteses da Anca Cimentadas

Ângela Soares Pedrosa

Dissertação de Mestrado realizada sob a orientação do Doutor Rui B. Ruben, Professor da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria.

Leiria, Novembro de 2012

À Minha Família

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

1 Agradecimentos

Ao Prof. Doutor Rui Ruben, como professor ao longo do meu percurso académico e como orientador, pelo apoio e paciência na realização deste projecto e dissertação.

A todos os professores e colegas de curso que de alguma forma contribuíram para este trabalho.

Às minhas colegas de trabalho e directora, pela compreensão demonstrada e pelos momentos de descontração que ajudaram a ultrapassar a preocupação pelo pouco tempo destinado a esta tese.

Às pessoas mais importantes que estão na minha vida. Aos meus pais e irmãos, pela paciência e compreensão demonstrados durante toda a minha vida. Aos meus afilhados, Hugo e Rodrigo, pelo carinho incondicional. Ao meu namorado Luís que sempre esteve presente e me apoiou. À Kateryna que é o meu braço direito, mesmo à distância.

Um obrigado muito especial à minha madrinha pela presença, embora curta, que teve na minha vida, que nunca se esquecia de mim e sempre valorizou as minhas escolhas e me apoiou na progressão da minha vida académica, por muito complicado que se tornasse esse caminho.

À Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria (ESTG – IPL).

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

2 *Resumo*

Este trabalho apresenta o estudo computacional de características que podem ser adicionadas às secções transversais de hastes femorais cimentadas para a substituição total da articulação da anca. A inserção de flanges no aspecto lateral e a assimetria tem sido efectuada em próteses comerciais com sucesso clínico, mas ainda existem poucos estudos acerca do seu desempenho. O objectivo deste estudo é comparar hastes simétricas e assimétricas, com e sem flanges. As secções transversais das diferentes hastes femorais cimentadas são definidas através de parâmetros geométricos com o auxílio da programação de 24 variáveis geométricas. São aplicadas forças iguais em cada tipo de haste a fim de comparar as tensões de contacto na interface cimento-haste, cimento-osso, a tensão no próprio manto de cimento e a remodelação óssea. A presença de flanges nas hastes femorais cimentadas permite uma melhor fixação inicial da prótese, aumentando o seu desempenho.

Palavras-chave: Artroplastia da Anca, Haste Cimentada, Método dos Elementos Finitos, Flanges.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

3. **Abstract**

This work presents a computational study of parameters which may be added to transversal sections of cemented femoral stems for total hip replacement. Flanges on the lateral aspect and asymmetry had been used in commercial stems with clinical success; however there still exist few studies about their performance. The aim of this work is to compare symmetric and asymmetric stems and with or without flanges. The transversal sections of different cemented femoral stems are defined through geometric parameters with the aid of programming 24 geometric variables. Equal loading was applied in each stem type to compare contact stress in cement-stem and cement-bone interfaces, cement stress and bone remodeling. The presence of flanges in cemented femoral stems allows a better initial fixation of the implant, increasing its performance.

Key-Words: Hip Arthroplasty, Cemented Stem, Finite Elements Method, Flanges.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice de Figuras

Figura 1 – Articulação coxo-femoral vista pela a) face anterior e pela b) face posterior (fonte: Pina, 1999).	2
Figura 2 – a) Cabeça do fémur e b) Cavidade acetabular (fonte: Pina, 1999).	2
Figura 3 – Haste ABG II da Stryker (fonte: Stryker.com).	7
Figura 4 – Localização dos componentes da prótese cimentada para artroplastia total da anca (fonte: Tritschler <i>et al.</i> , 1999).	8
Figura 5 – Exemplos de hastes não cimentadas: a) ABG II da Stryker (fonte: Stryker); b) Taperloc da Biomet (fonte: Biomet); c) Corail da Depuy (fonte: Depuy); d) CLS Spotorno da Zimmer (fonte: Zimmer).....	10
Figura 6 – Exemplos de hastes cimentadas: a) Exeter V40 da Stryker (fonte: Stryker); b) Muller da Biomet (fonte: Biomet); c) Muller da Zimmer (fonte: Zimmer); d) Muller da OHST (fonte: Ohst).	11
Figura 7 – Prótese de Charnley (fonte: aaos75th.org).	13
Figura 8 – Medidas das secções transversais estudadas por Sangiorgio <i>et al.</i> , 2011, e respectivas localizações (fonte: Sangiorgio <i>et al.</i> , 2011).	18
Figura 9 – a) Haste femoral MS-30 da Zimmer; c) Distribuição de forças na referida haste; c) Espessura do cimento ao longo da haste femoral (fonte: Zimmer).	28
Figura 10 – Exemplo de secção (fonte: Abaqus 6.10, 2010).....	29
Figura 11 – Malha da haste femoral e as respectivas secções transversais e zonas correspondentes (fonte: Abaqus 6.10, 2010).....	32
Figura 12 – Localização dos principais parâmetros geométricos.....	33
Figura 13 – Componentes da análise de desempenho efectuada: a) haste femoral; b) cimento; c) fémur. Distribuição de tecido ósseo no fémur: d) osso cortical; e) osso trabecular.	35
Figura 14 – Casos de carga e respectivo posicionamento no fémur e na haste (fonte: Ruben <i>et al.</i> , 2011).	37
Figura 15 – Músculos internos da coxa: a) Músculo médio e pequeno adutor e b) Músculo grande adutor (fonte: Pina, 1999).....	38

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

5. Índice de Tabelas

Tabela 1 – Parâmetros geométricos principais e respectiva explicação.	33
Tabela 2 – Diferença entre haste cônica e haste recta.	34
Tabela 3 – Diferentes secções possíveis que evidenciam as alterações possíveis com os parâmetros geométricos.	34
Tabela 4 – Diferenças entre as hastes cônicas e simétricas analisadas.	40
Tabela 5 – Diferenças entre as hastes rectas e simétricas analisadas.	41
Tabela 6 – Diferenças entre as hastes cônicas e assimétricas analisadas.	41
Tabela 7 – Diferenças entre as hastes rectas e assimétricas analisadas.	42
Tabela 8 – Diferenças em hastes ao nível do tamanho das flanges.	42
Tabela 9 – Diferenças ao nível da assimetria da secção transversal.	43
Tabela 10 – Diferenças ao nível da espessura do manto de cimento.	43
Tabela 11 – Diferenças ao nível do eixo da haste e distribuição de valores de parâmetros geométricos na secção 4, secção mais proximal da haste.	44
Tabela 12 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (cônica), assimetria e flanges.	45
Tabela 13 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 1 e 2.	46
Tabela 14 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 7 e 8.	47
Tabela 15 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 1 e 2.	48
Tabela 16 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 7 e 8.	48
Tabela 17 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 1 e 2.	49
Tabela 18 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 7 e 8.	50

Tabela 19 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (recta), assimetria e flanges.	50
Tabela 20 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 4 e 5.....	51
Tabela 21 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 10 e 11...	52
Tabela 22 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 4 e 5.....	52
Tabela 23 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 10 e 11....	53
Tabela 24 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 4 e 5.	53
Tabela 25 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 10 e 11.	54
Tabela 26 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (cónica e recta), com simetria e sem flanges.	54
Tabela 27 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 3 e 2.....	55
Tabela 28 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 6 e 5.....	56
Tabela 29 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 3 e 2.....	57
Tabela 30 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 6 e 5.....	57
Tabela 31 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 3 e 2.	58
Tabela 32 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 6 e 5.	58
Tabela 33 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em hastes com alteração da secção transversal ao nível da forma mais ou menos elipsóide e assimetria.	59
Tabela 34 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 9 e 8.....	60
Tabela 35 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 12 e 11...	60
Tabela 36 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 9 e 8.....	61
Tabela 37 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 12 e 11....	61
Tabela 38 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 9 e 8.	62
Tabela 39 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 12 e 11.	62
Tabela 40 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em hastes com alteração do tamanho das flanges.	63
Tabela 41 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 13 e 14..	64

Tabela 42 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 15.	64
Tabela 43 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 13 e 14....	65
Tabela 44 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 15.	65
Tabela 45 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 13 e 14.	66
Tabela 46 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 15.	66
Tabela 47 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da assimetria....	67
Tabela 48 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 16 e 7....	68
Tabela 49 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 17.	68
Tabela 50 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 16 e 7....	69
Tabela 51 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 17.	69
Tabela 52 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 16 e 7.	70
Tabela 53 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 17.	70
Tabela 54 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da espessura do manto de cimento.	71
Tabela 55 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 18 e 2....	72
Tabela 56 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 19.	73
Tabela 57 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 18 e 2....	74
Tabela 58 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 19.	74
Tabela 59 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 18 e 2.	75
Tabela 60 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 19.	76
Tabela 61 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da zona do cotovelo da haste e posição da haste.	77
Tabela 62 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 20 e 21...	78
Tabela 63 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 22.	78
Tabela 64 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 20 e 21....	79
Tabela 65 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 22.	79

Tabela 66 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 20 e 21.	80
Tabela 67 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 22.	81
Tabela 68 – Quadro resumo dos valores obtidos relativos às funções objectivo do estudo efectuado.	83

6 Lista de Siglas

LSM: *Level Set Method*

RPA: Relatório Português de Artroplastias

IPO: Instituto Português de Oncologia

IMC: Índice de Massa Corporal

E: Módulo de elasticidade

f_{cs} : Função da tensão normal de contacto na interface cimento-haste

f_{cb} : Função da tensão normal de contacto na interface cimento-osso

f_{cmt} : Função da tensão de von Mises no manto de cimento ósseo

f_{rem} : Função da remodelação óssea

NC: Número de casos de carga

α_p : Peso de cada um dos casos de carga em que $\sum_{p=1}^{NC} \alpha_p = 1$

τ_n^{cs} : Tensão normal de contacto a interface cimento-haste Γ_{cs}

τ_n^{cb} : Tensão normal de contacto a interface cimento-haste Γ_{cb}

Γ_{cs} : Superfície da interface cimento-haste

Γ_{cb} : Superfície da interface cimento-osso

Ω_{VM}^{cmt} : Tensão de von Mises no manto de cimento Ω_{cmt}

Ω_{cmt} : Volume ocupado pelo manto de cimento

U_j : Densidade da energia de deformação

N_{bp} : Número de elementos finitos na parte proximal do fémur – onde existe osso trabecular

p : Índice referente ao caso de carga

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice

1.	AGRADECIMENTOS.....	III
2.	RESUMO	V
3.	ABSTRACT	VII
4.	ÍNDICE DE FIGURAS	IX
5.	ÍNDICE DE TABELAS	XI
6.	LISTA DE SIGLAS	XV
7.	ÍNDICE.....	XVII
1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	ARTICULAÇÃO DA ANCA.....	1
1.1.1	<i>Biologia óssea.....</i>	3
1.2	PROBLEMAS NA ARTICULAÇÃO	5
1.3	ARTROPLASTIA DA ANCA.....	7
1.3.1	<i>Tipos de hastes.....</i>	9
1.3.2	<i>Evolução histórica</i>	12
1.3.3	<i>Registos ortopédicos</i>	14
1.3.4	<i>Problemas associados à artroplastia</i>	16
1.4	ANÁLISES DE HASTES FEMORAIS	18
1.5	OBJECTIVO E ESTRUTURA DA TESE.....	26
2.	ESTUDO COMPUTACIONAL.....	27
2.6	METODOLOGIA.....	27
2.6.1	<i>Introdução.....</i>	27
2.6.2	<i>Sequência de trabalho.....</i>	29
2.6.3	<i>Variáveis geométricas.....</i>	32
2.7	ANÁLISE DE DESEMPENHO	34
3.	RESULTADOS.....	39
3.1	APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS	44
4.	CONCLUSÕES	85
4.8	TRABALHOS FUTUROS	87
5.	BIBLIOGRAFIA	89

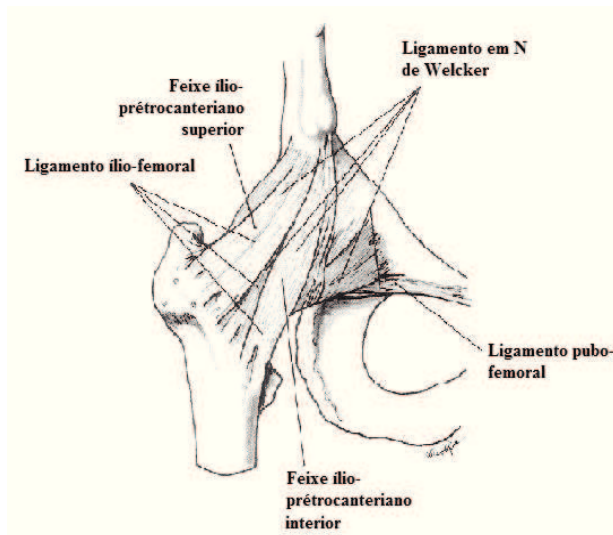
Esta página foi intencionalmente deixada em branco

1. Introdução

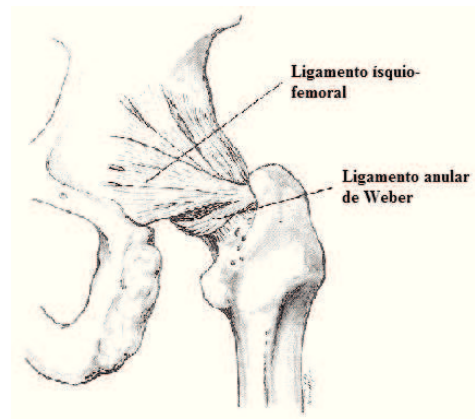
Nesta primeira parte descreve-se o funcionamento da articulação da anca, bem como as principais causas que levam ao seu processo degenerativo. Também se apresenta o processo cirúrgico de artroplastia da anca, utilizado para a correcção de muitas patologias. Vão ser tidas em conta as causas do sucesso e insucesso deste tipo de cirurgia, tanto no pré como no pós-operatório e cirurgia de revisão, bem como uma breve nota histórica e tipos de próteses utilizados. Para tal, a biologia óssea do fémur é citada a ponto de perceber a complexidade do problema de substituição da articulação da anca. Por último, indica-se qual o objectivo e estrutura da presente dissertação.

1.1 Articulação da anca

Uma das articulações mais importantes do corpo humano é a articulação da anca (ver figura 1). É composta pela cabeça do fémur e o acetábulo, isto é, a cavidade do osso pélvico. A cabeça do fémur, que é uma das extremidades do osso mais longo do corpo humano, encaixa-se no interior da cavidade acetabular (ver figura 2). É, portanto, uma grande articulação adaptada para suportar o peso do corpo, para distribuir esforços e permitir uma gama de movimentos como flexão, extensão e rotação dos membros inferiores. É conseguida através dos ligamentos iliofemoral, pubofemoral e isquiofemoral (Pina, 1999).

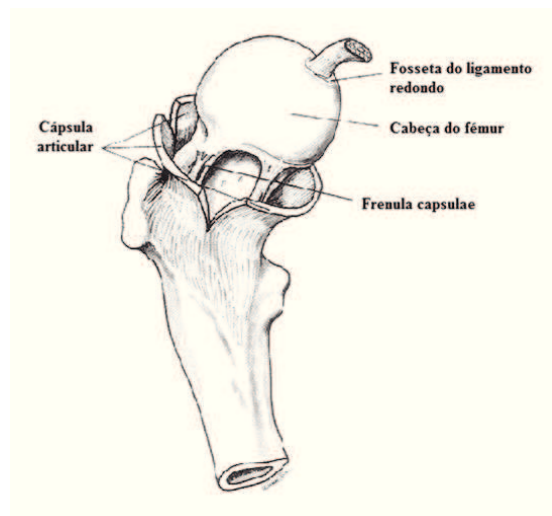


a)

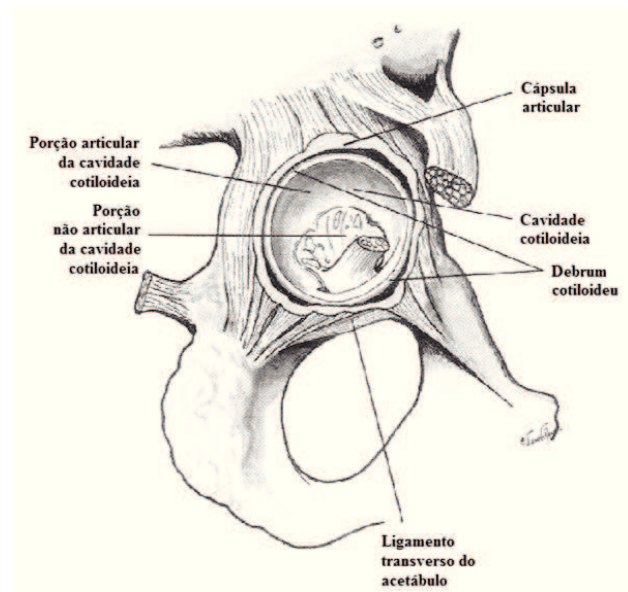


b)

Figura 1 – Articulação coxo-femoral vista pela a) face anterior e pela b) face posterior (fonte: Pina, 1999).



a)



b)

Figura 2 – a) Cabeça do fêmur e b) Cavidade acetabular (fonte: Pina, 1999).

1.1.1 Biologia óssea

É no tecido ósseo onde se situam as reservas de cálcio e fósforo. Estes elementos conferem ao osso a sua mineralização e conseqüente dureza. No entanto, a sua densidade não é constante, existindo zonas onde o tecido ósseo é mais ou menos compacto, o que lhe concede diferentes propriedades. Portanto, às zonas onde o osso é mais compacto dá-se o nome de osso cortical, e as zonas onde o osso é mais esponjoso – menos compacto – denominam-se por osso trabecular. Este último possui elevada porosidade (entre os 75% e os 95%). A composição do osso cortical e do osso trabecular é a mesma, mas as suas diferenças prendem-se com os níveis de organização. A porosidade do osso cortical encontra-se na ordem dos 5 a 10%. O tecido ósseo é constituído por diversas estruturas que levam aos diferentes níveis de organização e, automaticamente, a diferenças ao nível da porosidade. Os sistemas Haversianos ou osteões são cilindros enrolados em espiral posicionados ao longo do eixo do osso, dando uma excelente organização e baixa porosidade ao osso cortical. Existem canais Haversianos que se encontram dentro dos sistemas Haversianos, que permitem a passagem dos vasos sanguíneos e linfáticos, e do sistema nervoso. Os canais de Volkmann são transversais ao eixo do osteão e estabelecem ligação entre os canais Haversianos e o exterior do osso. O osso trabecular ou esponjoso é constituído por trabéculas com 200 µm de espessura, que se encontram com uma orientação ortogonal ou aleatória. Nos espaços do osso trabecular existe medula óssea (Martin *et al.*, 1998; Yuan-Cheng *et al.*, 1993).

Quanto ao formato dos ossos que compõem a articulação da anca, o fémur considera-se um osso longo, enquanto o osso pélvico apresenta um formato mais irregular. O fémur tem uma zona central tubular denominada por diáfise, constituída por osso cortical e medula óssea. As suas extremidades são denominadas como metáfises e são constituídas por osso cortical e trabecular. Existe ainda a epífise – composta por osso trabecular e é onde ocorre o crescimento dos ossos longos – onde se situa a placa epifisiária. É nesta estrutura que, nas pessoas jovens, se encontra a metáfise ainda separada. Na fase final do crescimento, a placa epifisiária funde-se com a metáfise. A metáfise é constituída, maioritariamente por osso trabecular, embora também esteja coberta por uma fina camada de osso cortical. É a predominante quantidade de osso trabecular que confere à metáfise uma grande capacidade de deformação. E, deste modo, a diáfise oferece sempre mais resistência a esforços axiais e a momentos flectores e torsões (Martin *et al.*, 1998; Yuan-Cheng *et al.*, 1993).

Ao processo de adaptação óssea que os ossos sofrem diariamente de modo a manterem as suas propriedades e a corrigir micro-fissuras por fadiga, chama-se remodelação óssea. Este

fenómeno também permite alterações dos limites exteriores do osso. De facto, no interior do osso existe constante reparação devido a danos por fadiga e possíveis alterações fisiológicas e mecânicas do osso podem provocar grandes mudanças na estrutura óssea (Martin *et al.*, 1998; Yuan-Cheng *et al.*, 1993).

O fenómeno que compreende as alterações no interior do osso é a remodelação interna. Esta, depende, entre outros factores, das solicitações mecânicas, portanto aumenta com o aumento das cargas e, caso contrário, haverá perda de massa óssea. Este processo de remodelação é composto por uma sequência de cinco etapas: activação, reabsorção, inversão, formação e mineralização. A fase inicial, ou fase de activação, é quando o processo inicia. A fase que se segue demora cerca de três semanas e consiste na reabsorção. Esta fase compreende um processo que se baseia na desmineralização no osso e conseqüente absorção do colagénio. A etapa que se segue é uma fase de transição que consiste na inversão e demora cerca de um mês, na qual o processo de absorção termina. Para formação do novo tecido ósseo deverá existir previamente a formação do tecido que irá dar lugar ao novo osso: osteóide. Esta fase pode durar cerca de três meses. Após 10 dias, terá lugar o início do processo de mineralização (Martin *et al.*, 1998; Yuan-Cheng, 1993).

A osteointegração, entendida como sendo uma justaposição íntima e interdigitação do osso a um biomaterial, é normalmente vista como a maior condição a longo termo do sucesso clínico de implantes ósseos. Claramente, a fixação de alguns implantes ao tecido ósseo está intimamente ligada à formação de novo osso entre o implante e a superfície de osso na periferia do implante e depende de factores como a microtopografia da superfície, a composição química e geometria do implante, as propriedades do osso circundante e o processo mecânico de carga (Moreo *et al.*, 2008).

Consequentemente, na concepção de próteses endósseas, há que ter em conta todos os aspectos descritos no que respeita à biologia óssea, a fim de ser possível compreender os fenómenos que leva à falha de implantes.

1.2 Problemas na articulação

A anca é uma articulação sujeita a elevados esforços e que compreende uma gama de movimentos que levam a que precise de estar preparada para responder prontamente às cargas geradas por esses movimentos. Como tal, podem advir problemas relativos a desgaste, traumas, entre outros. Esses problemas podem resultar num processo degenerativo que consiste num processo biológico no qual uma estrutura viva perde as suas características iniciais. Os movimentos normais do corpo humano tornam-se dolorosos e limitados. Isto está relacionado com o desgaste mecânico, lesões do osso subcondral ou doença inflamatória crónica, que podem determinar diferentes graus de função articular diminuída (Macedo, 2012).

Podem surgir processos degenerativos na articulação da anca, como em qualquer parte do corpo humano, que levam à perda de parte dos referidos movimentos e conseqüente dor e mau-estar, a ponto de impedir as actividades diárias. A necrose vascular, por trauma ou doença, pode aparecer a partir de lesões em artérias em torno da base do pescoço femoral. A cabeça femoral recebe suprimento sanguíneo por estas artérias. A cápsula articular é uma estrutura fibrosa, com firmeza reforçada, revestida internamente por tecido sinovial que produz o líquido que lubrifica e contribui para o baixo atrito das estruturas articulares e circunda a articulação da anca (Macedo, 2012).

Na área do trocânter maior – lado superior do fémur – ocorrem muitas fracturas da anca e por causa da sua forma protuberante, está relacionado com a bursite trocântérica, devido à sua cavidade virtual, que facilita as estruturas deslizantes. O perfil das extremidades dos ossos, a resistência da cápsula, os ligamentos e a acção dos músculos envolvidos na articulação conferem estabilidade ao conjunto. As juntas têm um desenho intrincado na qual a cartilagem e o osso subcondral que suporta agem em conjunto para absorver as pressões de grandes dimensões que são transmitidas através das superfícies. O apoio da anca equivalente a três vezes o peso exercido pelo corpo durante a posição vertical normal e o movimento de andar equivale a sete vezes mais durante actividades mais exigentes, como subir escadas, corrida e outras actividades desportivas (Macedo, 2012).

Nas articulações, as extremidades ósseas estão cobertas com cartilagem hialina articular. Esta cartilagem é um tecido branco com aproximadamente 2 mm de espessura, brilhante, polido e muito resistente, o que permite o deslizamento, sem atrito e sem dor óssea. No entanto, esta cartilagem articular pode perder brilho, espessura e polidez quando as suas características

primitivas se começam a deteriorar, levando ao aumento do atrito e desgaste elevado. Quando a cartilagem articular degenera, perde propriedades dos movimentos articulares e estes tornam-se dolorosos. As queixas clínicas dos pacientes dependem da extensão do processo degenerativo. No nível de região inguinal é onde começa a dor, durante ou após o exercício. Depois de algum tempo, a dor pode surgir após caminhadas curtas, em movimentos logo após um pouco de descanso e, finalmente, mesmo em repouso. A dor pode ser referida em algumas regiões diferentes do corpo humano como a coluna lombar, anca, joelho e perna. A limitação pode determinar a impossibilidade de fazer a própria higiene dos membros inferiores, bem como dificuldade para colocar meias e sapatos. Pode ser necessário o uso de meias e outros objectos relacionados para poder, simplesmente, andar (Macedo, 2012).

Para contrariar a dor na anca, o corpo tende a fazer alguns movimentos não naturais e irregulares como coxear. Estes movimentos são resultado de uma contracção involuntária antálgica. A dor na anca limita a amplitude de movimento normal. Depois de algum tempo, estes movimentos levam a um aumento da rigidez na articulação, e o resultado final é a redução gradual dos movimentos determinados por dor e destruição da cartilagem. Os sintomas do processo degenerativo já não são apenas esporádicos e tornam-se constantes e resistentes a anti-inflamatórios e analgésicos. Após o início do desvanecimento da cartilagem, os sintomas não melhoram de forma espontânea, pelo contrário, vão piorando. Existem várias causas para a ocorrência do processo degenerativo irreversível da cartilagem articular como osteoartrite ou osteoartrose, artrite crónica, lesão óssea subcondral, trauma e outras razões (Macedo, 2012).

A osteoartrite ou osteoartrose aparece devido ao desgaste normal da articulação da anca durante o passar do tempo ou devido a motivos de ordem genética, sem ter qualquer outra razão, como, por exemplo, trauma. A artrite crónica está relacionada com a inflamação da membrana sinovial. Os resultados traumáticos da artrite levam a graves lesões, com prejuízo directo para a cartilagem articular. A necrose vascular, tal como já foi referida, acontece quando a cabeça femoral está privada do seu suprimento sanguíneo, levando a lesão óssea subcondral. Este problema encontra-se relacionado com alcoolismo, fracturas-luxações da anca e o uso prolongado de corticosteróides para o tratamento de outras doenças (Macedo, 2012).

Existem outras causas que conduzem a problemas na anca, e que tornam necessária a cirurgia de substituição da articulação. A displasia da anca é uma malformação congénita anatómica

com área de contacto reduzida e fraca cobertura da cabeça femoral pela cavidade acetabular. Pode ainda existir uma incongruência no colo do fémur que leva a um incorrecto impacto femoral-acetabular. Por outro lado, pode ocorrer um excesso de cobertura da cabeça femoral pelo acetábulo. O labrum acetabular pode sofrer lesões que acontecem quando a fibrocartilagem periacetabular (labrum) é submetida a pressão ou forças indevidas. O entesopatia e bursite são ambos ferimentos extra-articulares (Macedo, 2012).

Para diagnosticar o processo degenerativo da articulação é utilizada radiografia simples, tomografia computadorizada ou outras técnicas de imagiologia. O tratamento para a maioria dos problemas expostos é, hoje em dia, a cirurgia. No entanto, existem algumas precauções que devem ser tomadas, como a perda de peso, redução da actividade física, fisioterapia e actividade aquática. Nem todos os problemas degenerativos na anca precisam da cirurgia de substituição como tratamento inicial. O melhor tratamento para o desgaste do conjunto é sempre a prevenção, quando possível.

1.3 Artroplastia da anca

A artroplastia da anca consiste num tipo de cirurgia de substituição de parte ou da totalidade da articulação da anca. No caso de se tratar de uma artroplastia total da anca, a prótese é constituída por dois componentes principais: cúpula acetabular e pela haste femoral. Como exemplo, encontra-se, na figura 3, a haste ABG II da Stryker e respectivo acetábulo.



Figura 3 – Haste ABG II da Stryker (fonte: Stryker.com).

Mais detalhadamente, a prótese total da anca é constituída por quatro partes: um encaixe que substitui o velho encaixe da anca que é, normalmente, feito de metal; o revestimento que vai

cobrir o encaixe é, geralmente, composto por material polimérico – alguns cirurgiões estão, nos dias de hoje, a considerar a inclusão de outros materiais como a cerâmica e o metal – sendo que este revestimento permite que a anca se mova suavemente; um componente com o formato de uma bola (quase inteira – três quartos), feito de cerâmica ou metal, e que substitui a cabeça do fêmur – acetábulo. Por último, existe a haste de metal que é encaixada no eixo do fêmur de modo a permitir um movimento articular completo e estável. Na figura 4 é possível ver um exemplo de prótese total da anca e de todos os seus componentes.

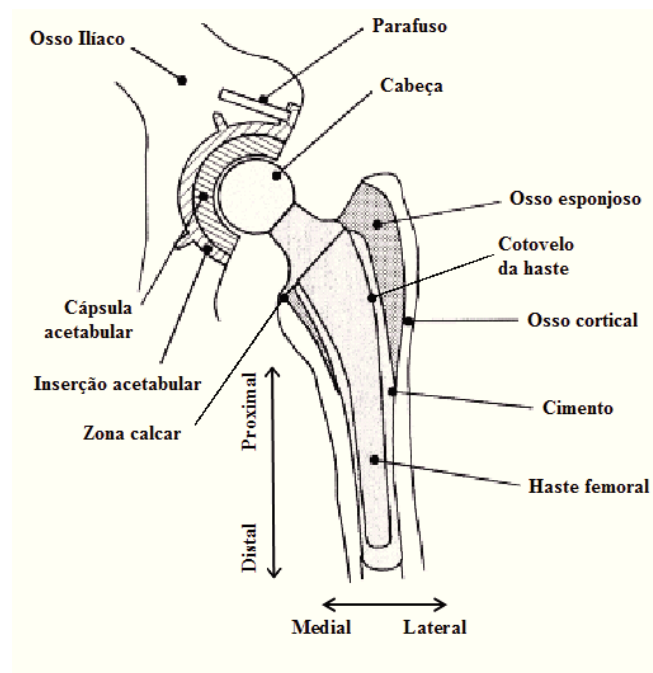


Figura 4 – Localização dos componentes da prótese cimentada para artroplastia total da anca (fonte: Tritschler *et al.*, 1999).

Este tipo de prótese pode ser aplicado através de duas técnicas: não cimentada em que o processo de fixação é conseguido graças ao processo de osteointegração da prótese ao osso; e o outro método passa pela utilização de um cimento que auxilia a fixação da prótese ao osso. Por outro lado, tanto o formato como as matérias-primas utilizadas no fabrico destas próteses têm uma relevância especial no seu desempenho. Logo, relativamente aos materiais, o que melhores resultados apresenta é o titânio, devido particularmente à sua compatibilidade com o corpo humano – biocompatibilidade. Além disso, o formato da prótese tem uma grande influência na fixação da prótese. No presente trabalho pretende-se quantificar e perceber, através de um estudo computacional, até que ponto esse formato influencia tanto a fixação

como o desempenho das próteses cimentadas. O insucesso das hastes cimentadas deve-se, principalmente, à laxação da prótese, resultado da elevada fissuração do manto de cimento ou da perda de fixação nas interfaces cimento-haste ou cimento-osso. De facto, a fissuração do cimento e a perda de fixação nas interfaces deve-se a tensões elevadas (Moreo *et al.*, 2006). A prótese pode apresentar um formato mais cónico, ter diferentes comprimentos, possuir ou não flanges na face lateral e fazer com que diminua essas tensões. É este último tópico, a existência de flanges, que é um dos pontos a abordar na presente tese. Pretende-se saber se a sua existência, juntamente com outros parâmetros, implicará na fixação e desempenho da prótese.

Secções transversais assimétricas, primeiro, e assimétricas com flanges na face lateral, numa fase posterior, têm sido aplicadas em modelos comerciais de próteses cimentadas (como por exemplo a MS-30 da Zimmer). Este tipo de soluções tem sido aplicado com sucesso, sobretudo quando a prótese é cónica na metade distal (Sangiorgio *et al.*, 2011). No entanto, para hastes com metade distal recta o sucesso é superior para secções simétricas e sem flanges (Sangiorgio *et al.*, 2004). De facto, o desempenho dos implantes cimentados está fortemente relacionado com toda a geometria da haste, e não apenas com a geometria das secções transversais.

1.3.1 Tipos de hastes

Dos vários tipos de hastes femorais que compõem as próteses da anca existem as que apresentam diferenças ao nível da sua forma geométrica e tamanho, do material utilizado e do método de fixação. Pelo Relatório Português de Artroplastias (RPA) conseguiu-se obter informação, em termos estatísticos, acerca das próteses mais utilizadas em Portugal (RPA, 2010-2011).

Para que exista sucesso nas artroplastias totais da anca, há que ter em conta a fixação que deverá ser ideal nos primeiros momentos após a cirurgia e que se deverá manter da melhor forma nos anos seguintes à sua aplicação. Portanto, a fixação aquando da cirurgia pode ser efectuada através da introdução de um cimento ósseo ou simplesmente feita através da introdução da haste directamente no fémur, e esperar que o processo de osteointegração suceda para fixar o implante. Mais precisamente, as próteses estão divididas, em termos de fixação, do seguinte modo: cimentadas, hemiartroplastia, híbrida (sendo a haste femoral a componente cimentada), não cimentada e o método de resurfacing (RPA, 2010-2011).

A não utilização de um cimento ósseo pressupõe outro tipo de fixação que consiste na osteointegração no tecido ósseo, isto é, o novo osso formado em volta dos componentes que compõem a prótese permite que estes se fixem da melhor forma. De entre as marcas utilizadas, no que toca às artroplastias da anca com hastes femorais não cimentadas, destacam-se as seguintes: ABG II da Stryker, Taperloc da Biomet, Corail da Depuy, CLS Spotorno da Zimmer, entre outras (ver figura 5).

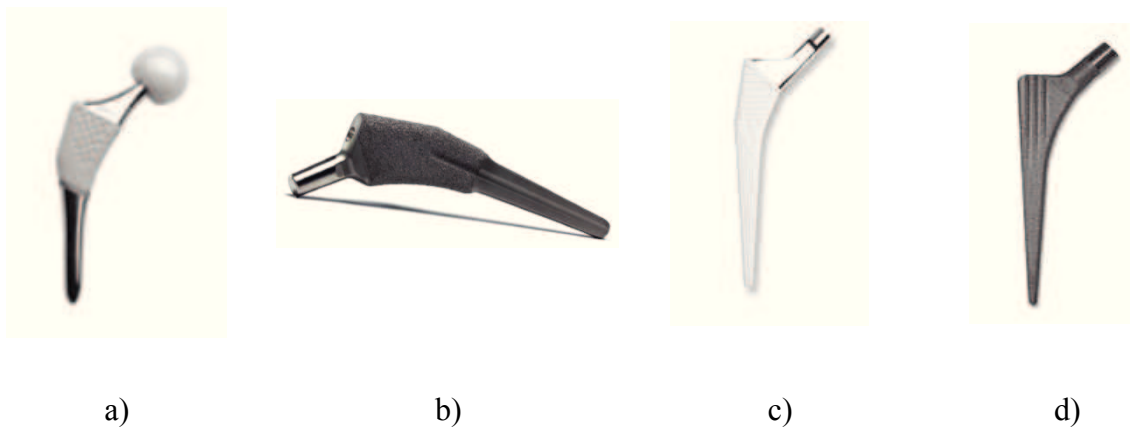


Figura 5 – Exemplos de hastes não cimentadas: a) ABG II da Stryker (fonte: Stryker); b) Taperloc da Biomet (fonte: Biomet); c) Corail da Depuy (fonte: Depuy); d) CLS Spotorno da Zimmer (fonte: Zimmer).

Para ser possível apontar algumas marcas e tipos de prótese dentro do método de fixação com cimento ósseo, há que ter em conta que tanto podem ser cimentados ambos os componentes da prótese, como apenas um deles. As próteses cimentadas totais consistem na aplicação dos componentes acetabular e femoral no osso pélvico e no fémur, respectivamente, recorrendo à utilização de um cimento ósseo para o efeito. Em particular, este método de fixação pode então ser apenas aplicado num só componente, acetábulo ou haste femoral, designando a prótese como híbrida, no que diz respeito à sua fixação. Tendo em conta a denominação existente no RPA, as híbridas verdadeiras consistem nas próteses em que a haste é cimentada e o acetábulo não cimentado, enquanto as híbridas invertidas consistem no contrário, haste não cimentada e acetábulo cimentado. Este último tipo de híbridas tem tido um crescimento significativo nos últimos anos, comparando com a predominância das híbridas verdadeiras. Na figura 6 estão representados alguns exemplos de hastes femorais cimentadas mais aplicadas em Portugal: Exeter V40 da Stryker, Muller da Biomet, Muller da Zimmer e Muller da OHST (RPA, 2010-2011).

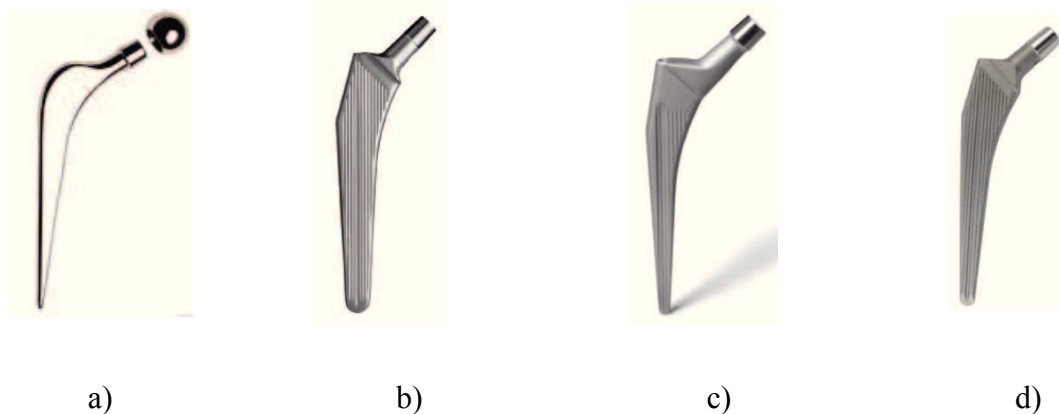


Figura 6 – Exemplos de hastes cimentadas: a) Exeter V40 da Stryker (fonte: Stryker); b) Muller da Biomet (fonte: Biomet); c) Muller da Zimmer (fonte: Zimmer); d) Muller da OHST (fonte: Ohst).

As marcas de cimentos mais utilizados são os da Heraeus, Biomet, Depuy, Tecres e Zimmer. Isto leva a crer que as marcas de hastes fabricam o seu próprio cimento para garantirem melhores resultados. No que toca à sua composição, o cimento da Depuy, por exemplo, é um composto à base de polimetilmetacrilato, que contém um antibiótico, mais propriamente, sulfato de gentamicina. É um composto de auto-cura, radiopaco e é tendencialmente utilizado para próteses poliméricas ou de metal (Depuy). Tem-se ainda o cimento Palacos, da Heraeus, (Heraeus Medical) o qual apresenta a mesma composição que o cimento da Depuy, bem como o cimento da Biomet (Biomet). O cimento Hi-Fatigue da Zimmer (Zimmer) também é dos mais utilizados (RPA, 2010-2011).

Denominando o conjunto cabeça da haste/cúpula acetabular como par articular, existem determinadas combinações de materiais que são mais ou menos utilizadas. Em maior número surge a combinação metal/polietileno, seguida da cerâmica/polietileno e metal/metal. Existem ainda outros tipos de combinações menos utilizadas: cerâmica/cerâmica, cerâmica/metal e outras. Tendo em conta os valores encontrados no RPA, existe uma tendência que faz com que o par articular metal/metal esteja a ser descontinuado, em prol da maior aplicação do par articular metal/polietileno (RPA, 2010-2011).

1.3.2 Evolução histórica

A história de cirurgias de substituição, para aliviar e restaurar os movimentos da anca comprometidos por processos degenerativos, teve o seu início em 1890, com Gluck T., na Alemanha. Ele foi o primeiro a cortar o marfim para substituir a cabeça do fémur (News Medical). Então, em 1919 e 1926, Delber e Hey-Groves, respectivamente, fizeram implantes em marfim. No ano de 1923, o cirurgião norte-americano Smith-Petersen efectuou a colocação da primeira calote esférica a substituir a cabeça do fémur. Essa calote era feita de vidro que foi posteriormente substituída por baquelite e pirex (Ruben, 2009). Em 1938, Wiles implantou uma prótese constituída por componentes acetabulares e femorais em seis pacientes com doença de Still. No ano de 1939, o mesmo cirurgião norte-americano supracitado, Smith-Petersen, utilizou Vitallium, uma liga de crómio, cobalto e molibdénio, que já era utilizada em componentes dentários com sucesso (Coventry, 1996). Apresentava boas propriedades de biocompatibilidade e as cirurgias foram efectuadas com maior sucesso e com menos dor no pós-operatório. No entanto, continuavam a existir problemas, como o encurtamento do fémur (Coventry, 1996) e a formação de fibrocartilagem devido aos movimentos da calote, que levava ao imobilismo da articulação (Prendergast, 2002).

Nos anos 40, foi introduzida por McKee a utilização de parafusos para fixar o componente acetabular, bem como o novo conceito de próteses femorais: endopróteses em acrílico com boa biocompatibilidade mas com elevado atrito e desgaste do osso da bacia, que levam a uma rápida laxação. No entanto, antes das endopróteses serem abandonadas, os irmãos Junet desenvolveram uma técnica que permitia corrigir algumas anomalias na cabeça do fémur com a introdução do implante (Ruben, 2009).

Na década de 50 surgiram as primeiras próteses cefálicas com hastes intramedulares com Thompson e Moore. Moore utilizou o composto já aplicado anteriormente por Smith-Petersen, Vitallium, em hastes femorais com colar, que apresentavam fendas de modo a reduzir o peso e a permitir o intracrescimento ósseo. Foi deste modo que surgiu a questão relacionada com o uso do cimento ou a osseointegração como um meio de fixação da prótese. O modelo de Moore serviu, portanto, para corrigir problemas do anterior: mais comprido, com uma zona ligeiramente curva e composto por apenas um componente: a haste intramedular articulava directamente na bacia. O problema que adveio deste novo conceito foi o rápido desgaste no osso. A utilização de uma prótese com dois componentes distintos foi proposta por Gilberty e Bateman. Basicamente consistiu na combinação de uma endoprótese com um acetábulo, o que levou à diminuição do atrito. Foram efectuados vários testes de

combinações de materiais, como por exemplo, a aplicação de acrílico e polietileno nas cabeças da haste, o que lhes conferiu boa capacidade de amortecimento mas uma elevada taxa de desgaste. Pelo contrário, as cabeças de aço polido e de cromo-cobalto-molibdênio permitem uma elevada resistência ao desgaste (Ruben, 2009).

Em 1951, Haboush usou pela primeira vez o cimento acrílico estomatológico para a fixação dos referidos componentes. Em seguida, os componentes de cromo-cobalto foram utilizados em Norwich por McKee e Farrar, sendo o material mais inerte no momento. As primeiras tentativas de uso sistematizado de prótese foram realizadas por Judet em 1946, que propôs uma haste da prótese cefálica recta e uma cabeça curta em acrílico (News Medical).

A utilização de metacrilato de metilo como cimento aconteceu pela primeira vez em 1958, em Londres, por Charnley: permitiu a fixação da haste femoral ao fêmur e componente acetabular à bacia. Portanto, Charnley foi pioneiro na utilização de um componente acetabular de polietileno que possibilitou a redução do atrito na articulação (ver figura 7). Este componente era feito em *teflon* ou, mais propriamente, de politetrafluoretileno (Ruben, 2009).

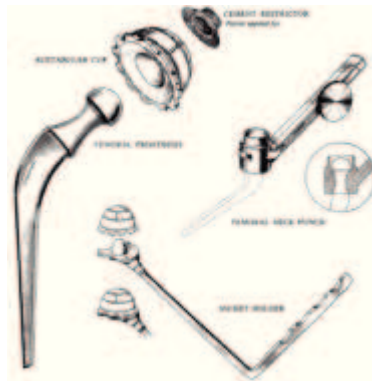


Figura 7 – Prótese de Charnley (fonte: aaos75th.org).

Em 1960, San Baw foi o pioneiro a utilizar o marfim em próteses para substituir fracturas não consolidadas do colo do fêmur (News Medical). Também por essa altura, o cirurgião Maurice E. Müller e John Charnley produziram uma prótese cimentada em aço. No ano de 1966, a Sulzer iniciou a produção da referida haste em cromo-cobalto, modelo ainda hoje comercializado pela Zimmer devido às características geométricas bem como outros modelos que têm como base a haste de Müller – cimentadas e não cimentadas – como são exemplo a

Tri-Lock da Depuy e Taperloc da Biomet (Ruben, 2009).

As próteses europeias, com diferentes geometrias, características e materiais, apareceram para tentar dar solução aos problemas então atribuídos ao cimento. Foi desenvolvida uma nova prótese por Judet, Lord, Mittelmeyer, Parhoffer, Camille Roy e outros, além das já conhecidas hastes americanas de Thompson e Moore. Mais tarde, surgiram também as hastes de Zweissmuller e Spotorno, que consolidaram a forma “quadrada”, *design* cuneiforme e ligas de titânio como matérias-primas. No início dos anos 80, havia outros cirurgiões americanos que defendiam o uso de titânio como matéria-prima, e outros a utilização da liga crómio-cobalto para implantes não cimentados.

O desenvolvimento posterior de revestimentos da haste que melhoram significativamente a estabilidade do implante e consequente fixação biológica a longo prazo provou ser uma alternativa válida às hastes cimentadas.

Hoje ainda se efectuam artroplastias de superfície, que são constituídas por uma calote esférica com pequena endoprótese e por um componente acetabular. Ambos os componentes são feitos de metal, uma vez que os acetábulos de polietileno apresentam elevado desgaste que levam ao rápido insucesso da cirurgia. Este tipo de artroplastias são tendencialmente efectuadas em pacientes jovens, até aos 35 anos de idade, uma vez que implica menor perda de quantidade de fémur. De seguida, as cirurgias de revisão de uma artroplastia de superfície, consistem em artroplastias totais (Beaulé *et al.*, 2003).

Actualmente, o material utilizado nas hastes é o titânio ou o crómio-cobalto. Os revestimentos porosos são constituídos por hidroxiapatite ou produzidos através de micro-esferas metálicas, sendo que a hidroxiapatite é o principal constituinte da fracção mineral do osso.

1.3.3 Registos ortopédicos

O registo deste tipo de cirurgias já ocorre em muitos países há algumas décadas, o que só ultimamente se implementou em Portugal. Deste modo, surgiram, o 1º e 2º relatórios do Registo Português de Artroplastias (RPA), que se delimitam da seguinte forma:

- 1º ano (1º relatório): segundo semestre de 2009 e primeiro semestre de 2010 (RPA, 2010-2011);

- 2º ano (2º relatório): segundo semestre de 2010 e primeiro semestre de 2011 (RPA, 2010-2011).

Em Portugal, durante o primeiro ano, foram efectuadas 5964 artroplastias totais da anca. No segundo ano, este número aumentou, mais de 5%, para 6271 (RPA, 2010-2011).

No que diz respeito a artroplastias parciais da anca, durante o primeiro ano ocorreram 1092 e no segundo 1230. Além das artroplastias parciais e totais, existem ainda as cirurgias de revisão. No primeiro ano ocorreram 1054 e no segundo houve um decréscimo deste número para 989 (RPA, 2010-2011).

Os relatórios do RPA também fornecem informação acerca dos números de artroplastias realizadas por hospital ou centro hospitalar e zona do país onde se efectuaram, bem como por idades, tipo de prótese utilizada (cimentada ou não cimentada). O hospital que se destaca por efectuar mais artroplastias primárias é o Hospital de Santo André, em Leiria. De entre os hospitais com menor número deste tipo de cirurgias destaca-se o IPO, no Porto. Verificando o número de artroplastias registadas, a zona litoral é a que apresenta maior número, muito pelo motivo de ser a zona com mais população do país (RPA, 2010-2011).

Quanto ao género, a população feminina lidera na realização de artroplastias, no entanto a diferença é ligeira: no primeiro ano, o predomínio é do sexo feminino com 56% para 44% do sexo masculino; no segundo ano, a proporção é de 55% para 45% (RPA, 2010-2011).

A distribuição etária faz-se tendencialmente pelo aumento da idade: mais artroplastias realizadas na população mais idosa. O pico de artroplastias realizadas encontra-se na faixa etária dos 70 aos 80 anos. O índice de massa corporal (IMC) também demonstra o maior desgaste da articulação associado ao peso mais elevado e à conseqüente necessidade de substituição. Portanto, é de referir que o maior número de artroplastias realizadas, perto de metade, é efectuada em pacientes que já apresentam um nível de IMC correspondente ao peso considerado acima do normal. Logo de seguida, o número de artroplastias realizadas é efectuado em pacientes com o peso dentro dos parâmetros normais. Estes valores encontram-se em muito relacionados com outro motivo que leva à realização de uma artroplastia da anca, isto é, a actividade física de cada paciente é tida em conta a fim de conseguir apurar o porquê do processo degenerativo da articulação. O maior número de artroplastias realizadas encontra-se na faixa de pacientes com actividade ligeira e moderada, seguidos de pacientes sedentários e sem actividade física (RPA, 2010-2011).

No que diz respeito à lateralidade da cirurgia, o lado onde se efectuam mais artroplastias é o lado direito. A cirurgia prévia sucede menos vezes e encontra-se quase sempre relacionada com a osteossíntese de fracturas no caso de coxoartrose secundária a trauma ou ainda qualquer gesto prévio no caso de necrose avascular (RPA, 2010-2011).

Em Portugal, a utilização de cimento em artroplastias da anca têm vindo a ter um crescimento (de 18% para 19% de artroplastias registadas), sendo que as mais realizadas continuam a ser as artroplastias não cimentadas (60% de artroplastias registadas). No meio da tabela encontra-se a hemiartroplastia e a cirurgia híbrida, que compreende apenas a componente cimentada no fémur (RPA, 2010-2011).

Quanto às causas que levam à realização da artroplastia da anca, a artrose primária é a maior causa que leva a este tipo de cirurgia, na ordem dos 60%. Segue-se a fractura do colo com cerca de 20%, existindo ainda outras causas como a displasia, necrose avascular, pós-traumatismo, reumático, cirurgia secundária e outras causas (RPA, 2010-2011).

1.3.4 Problemas associados à artroplastia

A redução de assepsia na prótese é considerada uma das maiores causas de perda do implante. Este processo ocorre quando pequenas partículas são geradas no par articular da prótese de substituição. Uma vez que a maioria das substituições de articulações utiliza polietileno (material polimérico), como uma das superfícies de apoio, e uma vez que este é normalmente o material mais macio, a maioria das micro-partículas serão de polietileno. Os que causam a maioria dos problemas são tão pequenos que o seu tamanho é medido em μm , ou mesmo em nm. Esta redução também pode ser causada por pequenas partículas de cimento, metal ou material cerâmico. No entanto, é o tamanho e o número de partículas que contam para haver falha, em vez do tipo de material de que são feitas. Uma substituição típica do conjunto descrito pela parte acetabular e a cabeça femoral vai gerar milhões destas partículas a cada ano, mesmo funcionando tal como foi projectado. O polímero irá sofrer desgaste que irá resultar nas tais pequenas partículas. O desgaste do polímero não irá, portanto, ser detectável através de radiografias comuns, o que induz em erro o paciente e o clínico, que assume, à primeira vista, que estará tudo bem com a prótese. Como tal, poderá ocorrer redução de assepsia, isto é, as partículas geradas vão atrair um tipo de célula chamada macrófago. Essas células vão tentar digerir as partículas que são analisadas como estranhas para o corpo, assumindo-as como bactérias. Esta é então uma parte natural e essencial de mecanismo de

defesa do corpo humano. Infelizmente, os macrófagos não conseguem digerir as micro-partículas de polímero, acabando por perecer o que faz com que libertem enzimas e outros produtos químicos. São estas enzimas e compostos químicos que causam o maior desgaste ósseo. Se a quantidade de macrófagos não for muito elevada, o dano também não será muito elevado. Se, no entanto, existir uma quantidade elevada, a perda do implante é mais provável, surgindo linhas ao redor das próteses ou cavidades isoladas nas radiografias. Este problema foi observado pela primeira vez nas décadas de 1960 e 1970, mas atribuíam-se a causa a problemas com o cimento, entre outras razões. Em conclusão, foi esta a maior razão para a posterior aplicação de próteses não cimentadas (The Hip Clinic). Segundo Moreo *et al.* (2006), uma das principais causas de insucesso das hastes cimentadas é a laxação da prótese, sendo que este fenómeno se deve à elevada fissuração do manto de cimento ou à perda de fixação nas interfaces cimento-haste ou cimento-osso. Essa fissuração é provocada por fadiga resultante de tensões cíclicas elevadas no manto de cimento ósseo. A perda de fixação entre o cimento e a haste ou o osso, também está relacionada com as elevadas tensões nas interfaces (Moreo *et al.*, 2006).

No entanto, mesmo com a aplicação de próteses não cimentadas, o problema de desgaste permaneceu e passou a ser chamado de osteólise. Em resumo, todas as próteses cimentadas ou não cimentadas estão em risco de falhar como resultado de redução de assepsia e a posterior osteólise. Isto é especialmente verdadeiro para os modelos que utilizam polietileno como uma das superfícies de apoio. Pacientes menos activos geram menos partículas do que um paciente mais activo. No entanto, um bom *design* e uma boa técnica cirúrgica irão, pelo contrário, promover taxas de sobrevivência superiores a 95% (The Hip Clinic).

1.4 Análises de hastes femorais

O método de elementos finitos é uma excelente ferramenta para a análise do desempenho de hastes femorais de artroplastias totais. Estas hastes podem ser cimentadas ou não cimentadas e essas diferenças de fixação devem ser incluídas e analisadas nos estudos efectuados. Neste subcapítulo dá-se especial destaque aos estudos efectuados tendo em conta as hastes cimentadas e diferenças de geometria. Não obstante, serão também tidos em consideração os estudos com hastes não cimentadas com análise de desempenho baseados na alteração do seu formato.

Dos estudos com mais importância e relação com a análise descrita nesta tese, destacam-se os estudos de Sangiorgio *et al.* (2004 e 2011). No estudo de 2004 utilizaram-se hastes com e sem flanges, e todas tinham um aspecto recto, polido e sem colar. Através das medições efectuadas e dos micro-movimentos existentes, permitiu-se concluir que as flanges têm uma grande influência nas tensões existentes. Basicamente, as flanges produzem maiores tensões na superfície medial, e menores na superfície anterior, mas o micro-movimento do cimento aumenta. Portanto, a presença de flanges, no estudo de Sangiorgio *et al.* (2004), faz aumentar a fixação entre a haste e o cimento e faz decrescer a laxação proximal-medial. No entanto, estas são vantagens que ocorrem com o aumento do movimento na interface cimento-osso, o que pode levar à perda do implante. Embora já se utilizem flanges na zona proximal das próteses de artroplastias totais, a influência de flanges dorsais anteroposteriores ainda não foi perfeitamente estudada, a fim de perceber se a estabilidade da haste se altera (Sangiorgio *et al.*, 2004, Sangiorgio *et al.*, 2011). No estudo efectuado em 2011 pretendeu-se quantificar a importância relativa das flanges e do acabamento superficial de hastes cónicas cimentadas (ver figura 8).

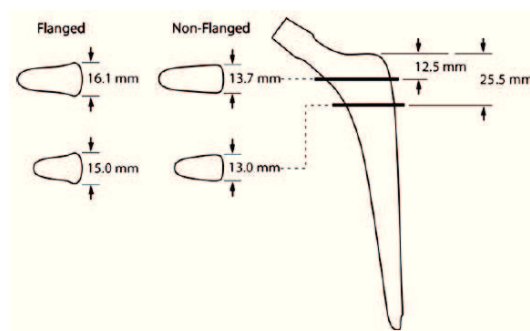


Figura 8 – Medidas das secções transversais estudadas por Sangiorgio *et al.*, 2011, e respectivas localizações (fonte: Sangiorgio *et al.*, 2011).

As principais conclusões foram a grande influência na fixação das flanges dorsais, superior à do acabamento superficial. As flanges melhoram a fixação na interface cimento-haste e têm uma tendência a aumentar também na interface cimento-osso. Uma limitação desse estudo foi ainda não ter sido validado na literatura o modelo específico da presença de uma pequena camada de tecido fibroso na interface cimento-osso: pretendia-se simular a presença dessa camada, uma vez que já tinha sido observado na dita interface em recuperações estáveis da condição *post-mortem*. Houve também investigadores que simularam a descolagem na interface cimento-osso e outros utilizaram materiais mais espessos que simularam a descolagem da haste. O estudo de Sangiorgio *et al.* (2011) foi efectuado apenas para a fixação inicial e não a mais tardia. Outros sugerem que, com o tempo, as hastes polidas podem-se tornar mais estáveis, apesar da baixa estabilidade inicial. O mecanismo pelo qual as hastes sem flanges mais estreitas transferem a sua carga para o fémur é a fixação de forma fechada (*shape-closed*), que difere das hastes com duas flanges em que o mecanismo é a de força fechada ou fechadura em cone (*taper-lock*). Concluiu-se, portanto, que o acabamento de superfície tem um efeito menor comparado com as flanges.

Ainda em Sangiorgio *et al.* (2011), observou-se o estudo relativo às próteses Masburg em liga de titânio efectuado por Hinrichs *et al.* (2003), onde as hastes com maior sobrevivência foram as de acabamento superficial mate, ao invés das polidas. No entanto, o mesmo acabamento foi prejudicial para a performance clínica de Exeter mas não foram reportados efeitos clínicos em revisões ou radiografias para a MS-30 após 10 anos (Berli *et al.*, 2005; Howie *et al.*, 1998; Ling, 1992; Middleton *et al.*, 1998; Morscher *et al.*, 2005; Morscher and Wirz, 2002). A haste Masburg é, portanto, semelhante à MS-30 estudada em Sangiorgio *et al.* (2011): sem colar e com flanges evidentes. É de ver que as flanges da Masburg e da MS-30 têm um importante papel na fixação apresentando melhores resultados. No entanto, até à data, nenhum estudo examinou as interações entre o acabamento de superfície e as flanges na fixação.

Em Sangiorgio *et al.* (2011), para hastes cónicas, as flanges dorsais, independentemente do acabamento de superfície, aumentam a fixação axial inicial das hastes femorais cimentadas. Estes resultados são geralmente consistentes com o sucesso clínico das hastes cónicas com flanges e sem colar nos dois acabamentos de superfície: mate ou altamente polidas. Conjuntamente, estes resultados laboratoriais e observações clínicas sugerem que as flanges dorsais são mais importantes para a fixação em componentes femorais cimentados cónicos do que o acabamento superficial. Portanto, Sangiorgio *et al.* (2011) concluíram que as flanges são vantajosas para a fixação de hastes cónicas.

O estudo computacional efectuado por Simões *et al.* (2005) utilizou um modelo bidimensional de uma estrutura multi-material com rigidez controlada numa análise de elementos finitos. Tirou como conclusões que as próteses cimentadas produzem distribuição de tensão óssea mais desejável. No caso das próteses não cimentadas, a tensão produzida surge acima do limite de falha por fadiga de 4 MPa. Parece ser desejável ter uma haste rígida para minimizar as tensões no osso esponjoso, uma vez que as próteses que produzem tensões mais baixas são as de cromo-cobalto, comparando com as de titânio. Em conclusão, Simões *et al.* (2005) sugere que combinando um material rígido com um mais flexível é possível obter um *design* desejável de rigidez controlada para satisfazer os requerimentos do compromisso entre os dois parâmetros estudados: laxação e migração (Simões *et al.*, 2005).

Pérez *et al.* (2006) realizou uma análise probabilística da influência do grau de união da interface cimento-haste na performance das próteses da anca cimentadas. Comparou o dano acumulado na camada de cimento entre duas situações possíveis: interface cimento-haste perfeitamente unida e interface com atrito. Efectuou o estudo computacional através de uma análise comparativa e probabilística de elementos finitos. Como resultado, numa interface ligada aparecem sítios críticos nas partes distal e medial do cimento, enquanto para interfaces com atrito as regiões críticas são encontradas na zona distal e proximal da haste. Considera-se, então, que, em interfaces ligadas, a probabilidade de falha é maior do que nas que não se encontram ligadas. Muitas investigações experimentais têm demonstrado que a acumulação de dano por fadiga na camada de cimento é uma das maiores causas de falha do implante. Tem de se ter em conta que as propriedades da fadiga do cimento são altamente variáveis e dependem da técnica de mistura do cimento e que as forças que actuam sobre a anca têm um elevado grau de variabilidade (Pérez *et al.*, 2006).

O estudo de Bah e Browne (2003), recorrendo à análise de elementos finitos, concluiu que os parâmetros mais importantes que afectam a fadiga do cimento são o diâmetro e comprimento do osso, a espessura do cimento e a carga axial na articulação (Browne *et al.*, 2003).

Foi apresentado por Moreo *et al.* (2006) um modelo de falha para a interface cimento-osso de próteses da anca cimentadas, que inclui o comportamento mecânico da interface cimento-osso debaixo de carga de modo misto, reproduzindo o comportamento linear inicial até a um certo nível de tensão, seguido por uma região de tensão com amolecimento exponencial. Concluiu-se que o modelo por falha de modo misto na interface permite simulações mais realistas do processo de descolamento na interface cimento-osso. O dano numa direcção não é

independente do que acontece noutra e o descolamento da interface cimento-osso é um dos cenários mais importantes neste tipo de implantes. Com uma haste polida, a suposição de considerar a interface completamente descolada com a fricção parece ser uma boa abordagem. A deterioração da interface é muito rápida neste tipo de superfícies e não há nenhuma adesão relevante entre a haste e o cimento. A integração do osso com cimento é também influenciada pelo ambiente mecânico local e propriedades químicas e a rugosidade de superfície do implante. A interface cimento-osso deve ser modelada como sendo uma interface evolutiva associada a efeitos biológicos e mecânicos de modo a simular os eventos biológicos que têm lugar nessa região (Moreo *et al.*, 2006).

O principal propósito do trabalho de Moreo *et al.* (2007) foi desenvolver um modelo computacional para interfaces vivas com implantes ósseos, para modelar o comportamento mecânico dessas interfaces. O modelo está apto para capturar qualitativamente a evolução do comportamento destas interfaces: deterioração e crescimento ósseo. A dependência do padrão de crescimento ósseo na rigidez da haste foi estudada, concluindo que quanto mais rígida for a haste melhor é a fixação primária. Além do mais, uma análise de sensibilidade foi realizada para estudar a deterioração e a osteointegração de interfaces ósseas vivas, obtendo resultados que qualitativamente se encontram em conformidade com as observações clínicas (Moreo *et al.*, 2007).

Pérez *et al.* (2008) efectuou uma simulação computacional da osteointegração de um implante ósseo através de análise de frequência de ressonância. O objectivo deste estudo foi prognosticar a evolução da frequência de ressonância da interface osso-implante num implante dentário através de simulação de elementos finitos. Foi aplicado um modelo de interface fenomenológica apto para simular os efeitos mecânicos do processo de osteointegração na interface osso-implante e foi comparado com alguns testes efectuados em coelhos. Foi prevista pelas simulações a fase precoce do lento crescimento ósseo, seguida por uma fase de rápida osteointegração até que chega a uma estabilidade final. A evolução da frequência da ressonância do implante e dos tecidos circundantes ao longo do período de simulação foi também obtida, observando um crescimento três vezes maior na primeira frequência principal. Estes resultados estão quantitativamente em conformidade com as medições experimentais e sugerem que o modelo pode ser útil para avaliar a influência de factores mecânicos como a geometria do implante ou a carga sobre ele aplicada numa avaliação indirecta do processo de osteointegração do implante. O estudo de Pérez *et al.* (2008) foi feito com base em estudos anteriores que consideravam o implante como

totalmente osteointegrado. No entanto, nenhum desses estudos computacionais estava apto para demonstrar a evolução da estabilidade do implante dentário, porque a interface osso-implante é, de facto, uma interface viva cujas propriedades mecânicas estão continuamente a adaptarem-se devido a factores mecânicos e biológicos. O modelo computacional proposto por Pérez *et al.* (2008) mostrou ser uma ferramenta de sucesso na simulação de interfaces vivas e está apto para reproduzir resultados duma técnica não invasiva como a análise de frequência de ressonância. Pode ser utilizado para estudar a influência de factores mecânicos, como a geometria e propriedades mecânicas do implante ou o nível de carga, no processo de osteointegração de implantes não cimentados e portanto, constitui uma ferramenta válida para projectar estes componentes médicos (Pérez *et al.*, 2008).

Moreo *et al.* (2008) apresentou um modelo matemático para analisar o crescimento ósseo na superfície de implantes dentários colocados dentro do osso. A principal contribuição do seu trabalho foi propor um quadro matemático baseado num conjunto de equações de reacção-difusão que tentam modelar as principais interacções biológicas que ocorrem na superfície dos implantes e definiu-se como sendo apto a reproduzir a maior parte das características biológicas do processo de osteointegração. Foram realizadas simulações tridimensionais de elementos finitos do processo de crescimento ósseo. O trabalho efectuado por Moreo *et al.* (2008) abre linhas interessantes à pesquisa relacionada com o *design* de implantes ósseos. Em primeiro, foi proposto o referido quadro que se apresentou como perfeitamente válido para o estudo, através de simulações computacionais, do efeito de algumas técnicas que têm sido investigadas ultimamente acerca do melhoramento da cura óssea, tais como a funcionalização da superfície ou a libertação controlada de factores de crescimento osteogénicos. Em segundo, a formulação pode ser utilizada para analisar o efeito da geometria do implante no processo de osteointegração. Note-se que a inclusão de certas características geométricas como as estrias na superfície da linha do implante, pode certamente alterar o desenvolvimento da formação óssea. Por último, a carga mecânica moderada pode melhorar determinados processos biológicos, que estimulam a formação óssea, que pode ser facilmente estudada neste modelo (Moreo *et al.*, 2008).

A análise *in vitro* de fendas por fadiga para a prótese cimentada Lubinus SPII foi efectuada por Ramos *et al.* (2009). O dano por fadiga do manto de cimento das próteses cimentadas de substituição tem sido bastante estudado. As diferentes conclusões têm em conta o mecanismo de micro fendas. Um estudo *in vitro* de fémures sintéticos cimentados foi efectuado para determinar se a formação de micro fendas no manto de cimento acontece preferencialmente

na interface cimento-haste ou na interface cimento-osso. Os resultados (micro-fendas e descolagem) foram influenciados pelas geometrias criadas durante o processo cirúrgico e pela prótese, e pelo processo técnico de substituição. A análise da densidade das fendas e do dano acumulado mostram que a fadiga induz no dano do cimento e depende da posição axial da haste e aumenta para a zona proximal. O objectivo do estudo de Ramos *et al.* (2009) foi analisar padrões de fraccionamento e descolagem das próteses cimentadas perante aplicações de carga. Todas as próteses foram testadas identicamente e as fendas e a descolagem foram observadas nas interfaces. No entanto, a simulação do comportamento *in vivo* pode ter sido negativamente afectada pela natureza anatómica das próteses utilizadas no estudo e pela configuração de carga ao qual são submetidos durante os testes. Foi observado o dano acumulado na região proximal da prótese tal como outros estudos reportaram, avaliando a densidade das fendas. Outro caminho para analisar o problema foi contar o número de fendas em cada secção. O maior número de fendas foi encontrado na parte distal do manto de cimento. Outros autores referem a influência da espessura do cimento e, deste modo, foram observados a concentração de dano e o mínimo de espessura do manto de cimento na interface cimento-haste. O dano total (em ambas as interfaces) aumenta com o decréscimo da espessura do cimento, e antes dos 2 mm de espessura mantém-se inalterado. Para a interface cimento-haste, a espessura mínima para estabelecer algum dano foi de 1 mm. Aparentemente, a espessura do manto de cimento não afecta a interface cimento-osso, e depende apenas da geometria do mandril utilizado para abrir a zona de inserção da prótese na cirurgia. Ramos *et al.* (2009) concluíram que são necessários mais estudos para estabelecer a relação entre a geometria das próteses e o sistema de cargas que pode provocar mais ou menos tensões nas próteses e nos materiais circundantes. Portanto, a influência da área de transmissão de carga e os sistemas de força, predominantemente na dobra ou compressão, deverão ser analisados em detalhe em pesquisas futuras, para determinar em que medida o teste padrão de fadiga é adequado para próteses anatómicas. Pôde-se ainda observar que a densidade das fissuras depende da posição do cimento. Na interface cimento-haste a densidade das fissuras foi maior e ocorreu mais dano na região proximal. Isto sugere que a descolagem na interface cimento-osso é largamente responsável pelo início da falha na região proximal. A limitação mais óbvia do modelo é a não presença de remodelação óssea. A interface encontra-se mais danificada quando está presente osso esponjoso do que osso cortical (Ramos *et al.*, 2009).

Dos mesmos autores, Ramos *et al.* (2009), surge o estudo da influência da espessura do manto de cimento e da geometria da haste no dano por fadiga em duas próteses femorais cimentadas diferentes. Os modelos experimentais podem ser usados para testes pré-clínicos de próteses de

substituição cimentadas e outros tipos. Os cenários de falha da substituição total da anca incluem, entre outros, a acumulação de dano no cimento e o acesso de grandes magnitudes de tensões às interfaces do manto de cimento (cimento-haste e cimento-osso) e pode ser utilizado para prevenir a falha mecânica. O processo de perda das próteses ainda não está completamente compreendido, e métodos de avaliação de dispositivos médicos estão a ser desenvolvidos para melhorar a performance clínica.

O objectivo do estudo de Ramos *et al.* (2009b) foi verificar o comportamento *in vitro* de duas próteses femorais cimentadas tendo em conta a fadiga por formação de fendas. Os danos causados por essa fadiga apresentam-se em várias direcções: medial, lateral, anterior e posterior, tanto para a prótese Lubinus SPII como para a Charnley. Todas as próteses sofreram cargas e foram testadas com o movimento de subir escadas durante um milhão de ciclos a 2Hz. Depois das experimentações, cada fémur sintético foi seccionado e analisado. Foi observado mais dano, fendas por área, para a Lubinus SPII, principalmente na zona proximal da haste. A formação de pequenas fendas iniciou-se na interface cimento-haste e cresceu segundo a direcção do osso cortical. No geral, a interface cimento-osso parece ser crucial para o sucesso da substituição da anca. A prótese Charnley provocou maior dano nessa interface. Um índice de falha considerado (o comprimento máximo da fenda/espessura máxima do cimento) foi maior para a interface cimento-haste da Lubinus SPII. Para um manto de cimento com uma espessura superior a 5 mm, as fissuras iniciaram-se na interface cimento-osso e depende do processo de abertura do canal (procedimento de *reaming* e instrumentação). A análise também mostra que o dano por fadiga induzida no manto de cimento aumenta proximalmente, e depende da posição axial da haste. A espessura do cimento é um factor importante no sucesso de artroplastias totais da anca e este estudo evidencia que se a espessura do manto de cimento for maior que 2 mm, isto não afecta o comportamento mecânico do cimento e induz mais formação de fissuras na interface cimento-osso (Ramos *et al.*, 2009b).

O estudo supracitado mostrou que a interface cimento-haste é crucial para a iniciação do mecanismo de dano para a prótese Lubinus SPII, em oposição ao que foi observado na Charnley. A espessura do manto é importante no mecanismo de formação de fendas. A espessura do manto de cimento determina a interface onde as fendas começam. Para mantos mais estreitos as fendas começam na interface cimento-haste. O processo de abertura em cirurgia e a geometria do canal parecem ser importantes para o início da formação de fendas se existir um manto espesso de cimento. Apesar de tudo, os resultados do estudo mostram que

o dano no manto de cimento pode não ser crucial para o sucesso das substituições da articulação da anca (Ramos *et al.*, 2009b).

Coelho *et al.*, 2011 apresenta um modelo multi-escala do tecido ósseo com controlo de superfície e permeabilidade. Apresentou um modelo multiescalar para a adaptação do tecido ósseo que considera os dois níveis de topo: o osso no total e a arquitectura trabecular. A distribuição de densidade do osso é calculada no nível macroescalar (osso total) e a estrutura trabecular no nível microescalar e tem em conta as propriedades mecânicas bem como a densidade da superfície e permeabilidade. O processo de remodelação óssea é formulado como sendo o problema da distribuição de material em ambas as escalas. No nível local, a informação biológica obtida da densidade e permeabilidade da superfície caracteriza a estrutura trabecular. O modelo foi testado através de uma simulação tridimensional da adaptação do tecido ósseo para o fémur humano. A distribuição da densidade do modelo mostra uma boa conformidade com a actual distribuição da densidade óssea. A permeabilidade no nível microestrutural assegura a interconectividade dos poros, que imita a interconectividade do osso trabecular essencial para a vascularização e transporte de nutrientes. A importância do modelo multiescalar transmite a flexibilidade do controlo de parâmetros morfométricos que caracterizam a estrutura trabecular. Portanto, o presente modelo pode ser uma ferramenta válida para definir a qualidade do osso, para auxiliar no diagnóstico da osteoporose e para apoiar o desenvolvimento de materiais substitutos do osso (Coelho *et al.*, 2011). O modelo tem em conta o comportamento mecânico do osso bem como características biológicas como a densidade da superfície óssea e permeabilidade. Caracteriza a morfologia do osso num nível macroscópico bem como num nível microscópico: osso trabecular. A vantagem do modelo de Coelho *et al.* (2011) é determinar a distribuição da densidade e caracterizar a estrutura trabecular (Coelho *et al.*, 2011).

O maior contributo do trabalho de Coelho *et al.* (2011) é a possibilidade de nos aproximarmos das características do osso trabecular através de um *design* microescalar. Isto é possível através da introdução de um novo conjunto de constrangimentos no problema microescalar. Os constrangimentos locais têm um papel muito importante desde que estejam relacionados com as características biológicas do osso considerado no modelo, densidade e permeabilidade (Coelho *et al.*, 2011).

Resumidamente, o modelo de Coelho *et al.* (2011) representa uma nova predição computacional aproximada à adaptação do osso em duas escalas e pode ser uma ferramenta

válida para ganhar conhecimento acerca da estrutura do osso, para estudar o mecanismo de doenças ósseas bem como suportar o *design* de *scaffolds* em engenharia de tecidos (Coelho *et al.*, 2011).

1.5 Objectivo e estrutura da tese

Existem muitos estudos que abordam a análise de desempenho das hastes femorais cimentadas. No entanto, os estudos computacionais que existem não analisam o efeito da existência de flanges no aspecto proximal/lateral da prótese, nem a influência das secções transversais assimétricas. De facto, os estudos computacionais existentes apenas contemplam hastes com secções simétricas e sem flanges como se verificou no sub-capítulo anterior. Mas, a utilização de próteses cimentadas com flanges e assimetria nas secções transversais da metade proximal têm vindo a crescer na última década (Garellick *et al.*, 2009). Os estudos que existem sobre o desempenho de hastes com estas características são apenas clínicos e experimentais e ainda não são totalmente conclusivos (Sangiorgio *et al.*, 2004 e 2011).

Como tal, neste trabalho foi desenvolvido um modelo computacional que permite estudar a influência de diversos parâmetros geométricos no desempenho de próteses cimentadas. Na lista dos parâmetros geométricos incluem-se as flanges, a assimetria das secções, bem como outras características mais estudadas anteriormente como a conicidade da metade distal ou a curva da metade proximal. Neste trabalho também se analisa a influência da espessura do manto de cimento no desempenho do implante.

Em suma, são analisados diversos parâmetros geométricos da haste e do manto do cimento, de modo a compreender a sua relação com a durabilidade da artroplastia total da anca, nomeadamente para os implantes cimentados.

2. Estudo computacional

Existem variados estudos efectuados tanto recorrendo a próteses cimentadas como a próteses não cimentadas. Os problemas inerentes às interfaces cimento-osso, cimento-haste, haste-osso são as maiores causas de falha por fadiga, que podem levar a um desconforto na utilização da prótese e provável perda do implante. Estas próteses são endósseas, o que faz com que todas as reacções que acontecem no osso como tecido vivo, possam promover a descolagem das mesmas.

O presente estudo teve como propósito a análise de hastes femorais de artroplastias totais cimentadas. Logo, as interfaces estudadas são a cimento-haste e a cimento-osso, sendo que a haste se encontra cimentada e não existirá interface haste-osso, tal como nas não cimentadas.

2.6 Metodologia

Recorreram-se a vários programas informáticos para efectuar o presente estudo. Para obtenção dos modelos geométricos utilizou-se o programa comercial Microsoft Visual Studio 2008, e a linguagem Fortran 90. A análise de elementos finitos e os resultados obtidos foram observados através do programa Abaqus/CAE 6.10-1. Todo o mecanismo de modelação da prótese e posterior aplicação de forças e obtenção de resultados foi possível através destes programas e efectuou-se uma análise comparativa.

2.6.1 Introdução

A modelação da haste femoral teve como base o formato da haste comercial cimentada MS-30 da Zimmer (ver figura 9).

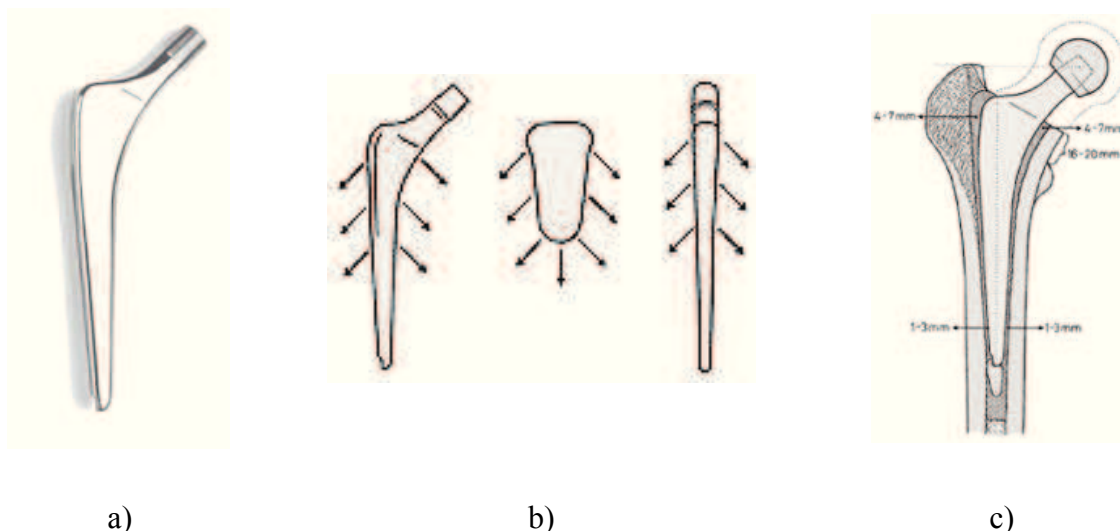


Figura 9 – a) Haste femoral MS-30 da Zimmer; b) Distribuição de forças na referida haste; c) Espessura do cimento ao longo da haste femoral (fonte: Zimmer).

A haste femoral MS-30, da Zimmer, teve como base um *design* biomecânico, que teve em conta as forças que são distribuídas normalmente num fémur intacto, que actuam primeiramente na cabeça do fémur e são distribuídas pelas trabéculas e pela camada cortical, partindo da zona proximal do osso, até chegar à diáfise femoral. Portanto, a MS-30 foi projectada a fim de efectuar a distribuição destas forças através dos três componentes: cimento, prótese e osso. A prótese MS-30 foi concebida para distribuir uniformemente as forças de compressão medial, minimizando as forças de tensão laterais no interior do manto de cimento.

Observando a camada de cimento aplicada (Figura 9-c), tendo em conta o melhor desempenho do implante, a sua espessura na zona proximal do fémur é de 4 a 7 mm, decrescendo da zona calcar à zona distal, onde já apresenta uma espessura da ordem dos 1 a 3 mm. Com a haste cimentada MS-30, pode ser obtida uma pressão consistente do cimento através do uso de um centralizador de vedação de cimento durante a haste de inserção e polimerização final. Esta pressão consistente irá permitir a formação de um manto de cimento homogéneo e ininterrupto que se interliga com osso trabecular (Zimmer).

O projecto da prótese teve como base a construção de uma secção transversal a qual, através de diversos parâmetros, foi possível alterar e modelar a prótese por inteiro. Os métodos para modelação da prótese foram o método de Level Set (LSM) (Osher *et al.*, 1988) e a parametrização de Pedersen *et al.* 2005 (Pedersen *et al.*, 2005), aplicados na secção

transversal. Através de *splines* foi possível suavizar transições e obter hastes de próteses clinicamente admissíveis.

2.6.2 Sequência de trabalho

Para o presente estudo, teve-se em conta uma determinada sequência de trabalho. Inicialmente foi projectada uma secção transversal da haste femoral simples, recorrendo a parâmetros geométricos simples que foram uma elipse. De seguida foram inseridos outros parâmetros que permitem alterações na secção para que sejam possíveis vários formatos. Esses parâmetros são a distorção a fim de ser possível aplicar assimetria à secção transversal da haste, o parâmetro que torna a secção mais elipsóide ou mais quadrangular e a altura das flanges.

Inicialmente, através do método de Level Set, foi possível construir a malha do centro da secção. O método de Level Set (LSM) é uma técnica numérica para interfaces de rastreamento e formas. A principal vantagem deste método é a realização de cálculos numéricos que envolvem curvas e superfícies sobre um referencial cartesiano sem ter de parametrizar estes objectos – método Euleriano (Osher *et al.*, 2008). Este método permite a rápida e correcta modelação de diversos objectos como a inflação de um airbag. Assim sendo, na modelação da secção transversal das hastes femorais necessárias a este trabalho foi aplicado o método de LSM demonstrado de seguida figura 10:

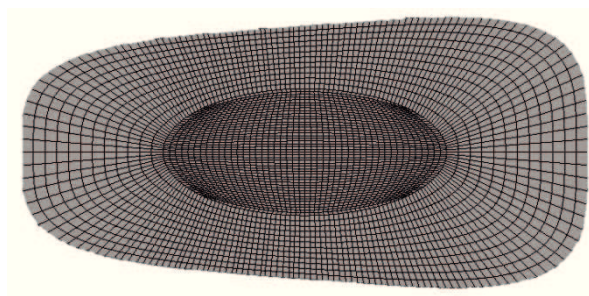


Figura 10 – Exemplo de secção (fonte: Abaqus 6.10, 2010).

Basicamente, a utilização do método de Level Set neste trabalho consistiu em evitar que os elementos mais distorcidos da malha, que se encontram na parte mais exterior da forma interior da malha (ver figura 10), fiquem na zona de contacto com o manto de cimento, o que

pode interferir posteriormente com os resultados.

Para obtenção da secção transversal, utilizou-se o método de Level Set do seguinte modo: primeiro partiu de um vector normal aos pontos da secção interior para se obterem as fatias exteriores. Depois definiu-se o número de pontos exteriores onde se calcula a distância da normal a cada um dos pontos. Foi determinada a distância mínima. É possível, deste modo, efectuar o *spline* total exterior da secção transversal e definir o número de pontos entre os dois pontos escolhidos. Este é mais um dos parâmetros possível de alterar no modelo proposto.

Para alterar o formato da secção transversal, através da aplicação de parâmetros que permitem alterar a distorção e a forma mais ou menos elipsóide e/ou quadrangular, recorreu-se ao método de parametrização de Pedersen *et al.*, 2005.

Em Pedersen *et al.* (2005), encontra-se descrito este método de posição, orientação e forma. Basicamente, a parametrização da malha obtida com o método de LSM foi efectuada com o método de Pedersen. A forma inicial é representada por:

$$x = a \cdot \cos(t)^{(2/\eta)} \quad y = b \cdot \sin(t)^{(2/\eta)} \quad (2.1)$$

A forma inicial pode ser melhorada adicionando quatros parâmetros geométricos. Adicionando a variável c , designada como distorção, à coordenada y , pode-se obter um formato mais triangular:

$$y = (1 + c \cdot x) \cdot b \cdot \sin(t)^{(2/\eta)} \quad c \in \left[\frac{-1}{a}; \frac{1}{a} \right] \quad (2.2)$$

De seguida, é adicionado às equações de parametrização inicial o centro do orifício da forma obtida, x_0, y_0 , e a rotação α , sendo que temos então a equação 2.3 e 2.4:

$$x_h = x_0 + \cos(\alpha) \cdot a \cdot \cos(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} - \sin(\alpha) \cdot \left(1 + c \cdot a \cdot \cos(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} \right) \cdot b \cdot \sin(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} \quad (2.3)$$

$$y_h = y_0 + \sin(\alpha) \cdot a \cdot \cos(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} + \cos(\alpha) \cdot \left(1 + c \cdot a \cdot \cos(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} \right) \cdot b \cdot \sin(t)^{\left(\frac{2}{\eta}\right)} \quad (2.4)$$

Os parâmetros somados no final são os comprimentos dos eixos a e b , o poder de super-elipse, a distorção c , ao posição do centro x_0, y_0 , e o ângulo α .

De seguida foram projectadas as flanges. Basicamente, através dos métodos referidos acima, conseguiu-se obter uma elipse perfeita que, ao alterar o parâmetro c das equações de Pedersen *et al.* (2005), se apresentou como assimétrica. Para a criação das flanges acrescentou-se um “defeito” à secção “perfeita”. Obteve-se um polinómio de terceiro grau para projectar as flanges, tendo em conta a altura que estas poderiam apresentar, com a possibilidade de alterar posteriormente. Para aplicação na secção, primeiro achou-se o ponto correspondente ao valor máximo – através de uma matriz – do canto da secção, aplicou-se o polinómio a partir desse ponto e posteriormente suavizaram-se as transições através de curvas *spline*. Uma *spline* é uma curva definida por dois ou mais pontos de controlo designados por nós. Os outros pontos definem uma tangente à curva nos respectivos nós, efectuando as transições de forma suave e realista.

No entanto, as flanges construídas a partir desse ponto máximo não ficaram com o aspecto mais correcto, o que foi posteriormente alterado: as flanges passaram a ser projectadas a partir do ponto mais à direita da secção.

Após a concepção da secção transversal e posteriormente da malha da prótese por inteiro, o programa apresenta o cimento ósseo tendo em vista o formato da prótese modelada e a zona de medula óssea no interior do fémur. Por último, é gerado o fémur, para que toda a análise seja efectuada.

Teve-se em conta no modelo apresentado, sendo o osso um tecido não homogéneo, as zonas com osso cortical ($E=17$ GPa) e osso trabecular ($E=1$ GPa). O material de que é feito a haste é o titânio com um módulo de elasticidade $E=115$ GPa. As propriedades do osso são a isotropia e a linearidade elástica, com um módulo de elasticidade de 2.2 GPa. O coeficiente de Poisson é igual a 0.3 e constante para todos os materiais (Ruben *et al.*, 2011).

O coeficiente de atrito na interface cimento-haste é de 0.25, considerando a haste polida, e o contacto perfeitamente unido – aquando das condições pós-operatórias, fase em que a referida interface ainda apresenta dano (Ruben *et al.*, 2011). De referir que o baixo atrito das articulações no seu estado natural é uma das características que se perde com a aplicação de uma prótese, uma vez que, comparado com o valor acima referido, o coeficiente de fricção seca nas superfícies da cartilagem é da ordem dos 0.0026 (Fung, 1993).

No que se refere à espessura do cimento, esta não é constante em toda a zona onde é aplicado. Assim sendo, inicialmente a espessura foi distribuída do seguinte modo: ponta da haste com 2 mm de espessura; a meio da haste com 3 mm; e na zona proximal com 4 mm (Ruben *et al.*,

2011).

2.6.3 Variáveis geométricas

As variáveis geométricas referidas acima são parâmetros que foram utilizados para conseguir a análise comparativa pretendida, com a aplicação de flanges, assimetria e alteração de outros parâmetros, a fim de designar a presença de flanges como uma mais-valia ao nível das hastes femorais.

A malha da prótese é construída tendo em conta 4 secções como descritas na figura 11:

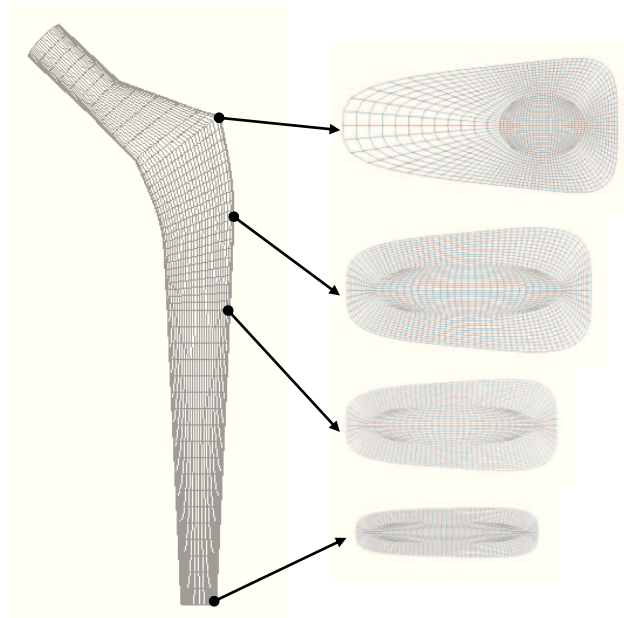


Figura 11 – Malha da haste femoral e as respectivas secções transversais e zonas correspondentes (Abaqus 6.10, 2010).

Portanto, tendo em conta a Figura 11, nas 4 secções que permitem criar a malha da prótese, temos vários parâmetros, como se definem na tabela 1.

a_1	Parâmetro que define a distância entre o eixo vertical da secção e o bordo lateral esquerdo.
a_2	Parâmetro que define a distância entre o eixo vertical da secção e o bordo lateral direito. Coloca-se com valores negativos, uma vez que é lida a partir do eixo.
b	Altura da elipse que define a secção, a partir do eixo horizontal.
c	Parâmetro de confere distorção à secção. Nunca pode ser maior do que $1/a_2$. Permite atribuir assimetria à elipse.
p	Permite um formato mais ou menos elipsóide da secção.
altura das flanges	Altura conferida às flanges aplicada na secção transversal.

Tabela 1 – Parâmetros geométricos principais e respectiva explicação.

Alguns dos parâmetros acima referidos são apresentados do seguinte modo (ver figura 12):

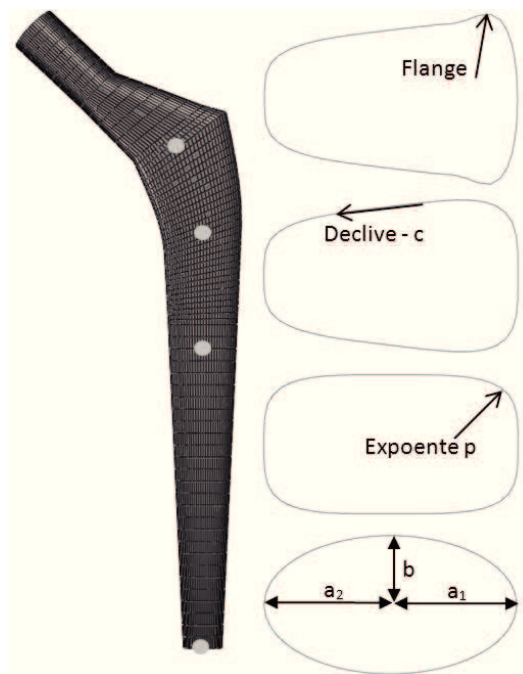


Figura 12 – Localização dos principais parâmetros geométricos.

Para que a malha seja construída a partir das secções, existem outros parâmetros adicionais, tais como o número de pontos, número de fatias, entre outros. Tem-se, portanto, parâmetros como o número de pontos e definição das zonas de osso cortical e osso trabecular, bem como o número de fatias em cada secção transversal, filas de elementos do cimento e osso, entre outros. Um parâmetro também importante e possível de ser alterado é o valor de desvio y , valor que define o desvio da prótese relativamente ao eixo y e permite a existência do chamado cotovelo. Por último, tem-se a definição da espessura do cimento, possível de alterar para que permita alterações em diferentes zonas da prótese, e o valor do atrito em cada

interface: cimento-haste e cimento-osso, em que, se o seu valor for superior a 5, tem-se como *fully bounded* a haste ao cimento, e o osso ao cimento (Ruben *et al.*, 2011).

2.7 Análise de desempenho

Foram efectuadas várias análises a diferentes tipos de hastes. As diferenças encontram-se ao nível do seu formato, sendo que as alterações estão relacionadas com o facto de a haste poder ser cónica ou recta, ser assimétrica ou simétrica, ter presentes as flanges dorsais – com diferentes tamanhos – e ter um formato mais ou menos elipsóide.

As tabelas 2 e 3 demonstram algumas das diferenças enunciadas:

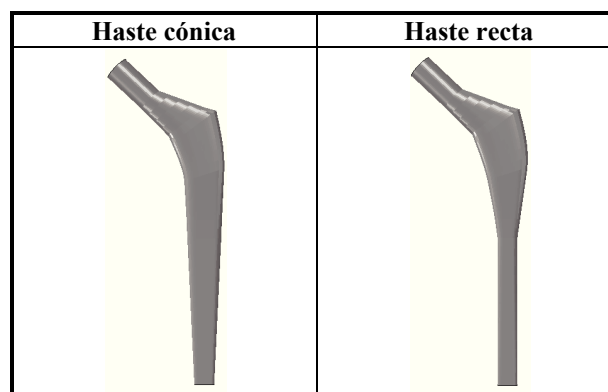


Tabela 2 – Diferença entre haste cónica e haste recta.

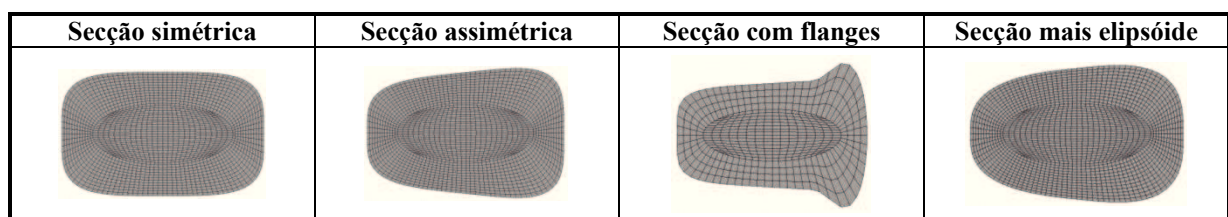


Tabela 3 – Diferentes secções possíveis que evidenciam as alterações possíveis com os parâmetros geométricos.

Relativamente ao cimento, a sua espessura pode variar e obtêm-se, também, resultados diversos.

Tem-se, deste modo, os seguintes intervenientes na análise de desempenho (ver figura 13: a, b, c) e distribuição de tecido ósseo (ver figura 13: d, e):

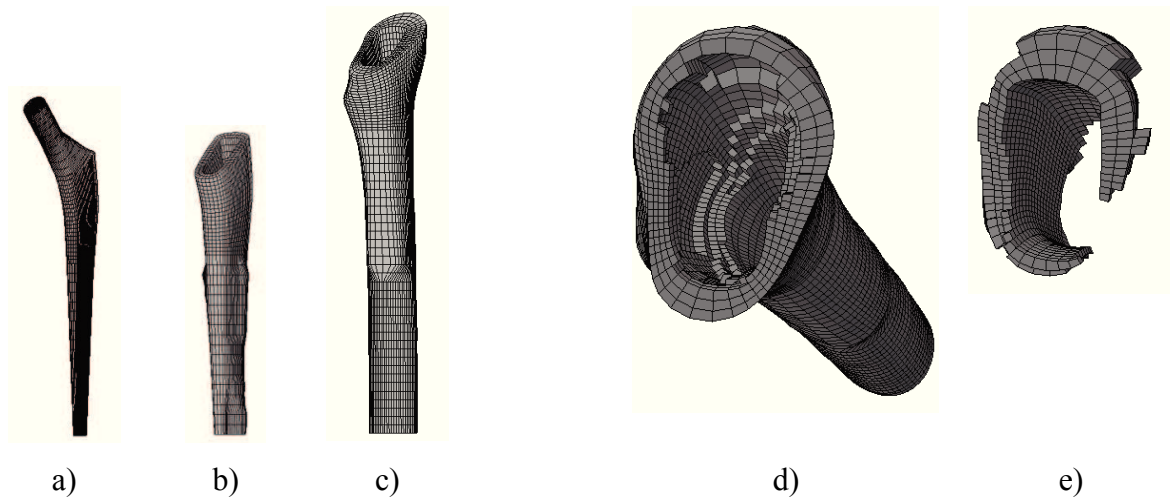


Figura 13 – Componentes da análise de desempenho efectuada: a) haste femoral; b) cimento; c) fémur. Distribuição de tecido ósseo no fémur: d) osso cortical; e) osso trabecular.

Os parâmetros para análise consistem na tensão de von Mises no manto de cimento e a remodelação óssea no fémur proximal e nas tensões de contacto nas duas interfaces existentes: interface cimento-osso e interface cimento-haste.

Os resultados obtidos a partir das análises efectuadas permitem verificar numericamente como influencia a aplicação de flanges nas hastes femorais, bem como a aplicação de alterações ao nível da sua assimetria. Além do mais, estes resultados numéricos são observados através das imagens das simulações efectuadas e consegue-se uma percepção mais fidedigna da distribuição de forças e a sua implicação no desempenho da prótese.

A análise é efectuada tendo em conta os seguintes quatros factores de desempenho, ou funções objectivo (Ruben *et al.*, 2011):

- Função da tensão normal de contacto na interface cimento-haste:

$$f_{cs} = \sum_{P=1}^{NC} \left(\alpha_P \frac{1}{\Gamma_{cs}} \int_{\Gamma_{cs}} |\tau_n^{cs_P}|^2 d\Gamma \right)$$

(2.5)

Em que:

NC: número de casos de carga;

α_P : peso de cada um dos casos de carga em que $\sum_{P=1}^{NC} \alpha_P = 1$;

τ_n^{CS} : tensão normal de contacto a interface cimento-haste Γ_{CS} .

- Função da tensão normal de contacto na interface cimento-fémur:

$$f_{cb} = \sum_{P=1}^{NC} \left(\alpha_P \frac{1}{\Gamma_{cb}} \int_{\Gamma_{cb}} |\tau_n^{cb_P}|^2 d\Gamma \right)$$

(2.6)

Em que:

τ_n^{cb} : tensão normal de contacto a interface cimento-haste Γ_{cb} .

- Função da tensão de von Mises no manto de cimento ósseo:

$$f_{cmt} = \sum_{P=1}^{NC} \left(\alpha_P \frac{1}{\Omega_{cmt}} \int_{\Omega_{cmt}} |\Omega_{VM}^{cmt_P}|^2 d\Omega \right)$$

(2.7)

Em que:

Ω_{VM}^{cmt} : tensão de von Mises no manto de cimento Ω_{cmt} .

- Função da remodelação óssea:

$$f_{rem} = \frac{10^3}{\sum_{P=1}^{NC} \alpha_P \left(\sum_{j=1}^{N_{bp}} U_j \right)_P}$$

(2.8)

Em que:

U_j : densidade da energia de deformação;

$N_{b_{pp}}$: número de elementos finitos na parte proximal do fêmur – onde existe osso trabecular.

As análises foram conseguidas através da variação dos parâmetros acima descritos. Tem-se, então, como principais alterações ao nível do formato a assimetria, a aplicação de flanges dorsais com diversos tamanhos, a apresentação de um formato mais cónico ou recto da haste, secções mais ou menos elipsóides, muita ou pouca assimetria e a variação da espessura do cimento.

As forças aplicadas têm duas componentes, podendo ser aplicadas individualmente ou em multi-carregamento. Os casos de carga aplicados são os que se apresentam na figura 14.

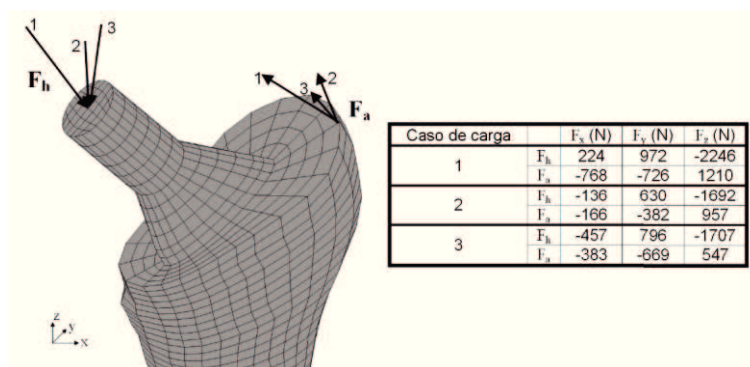
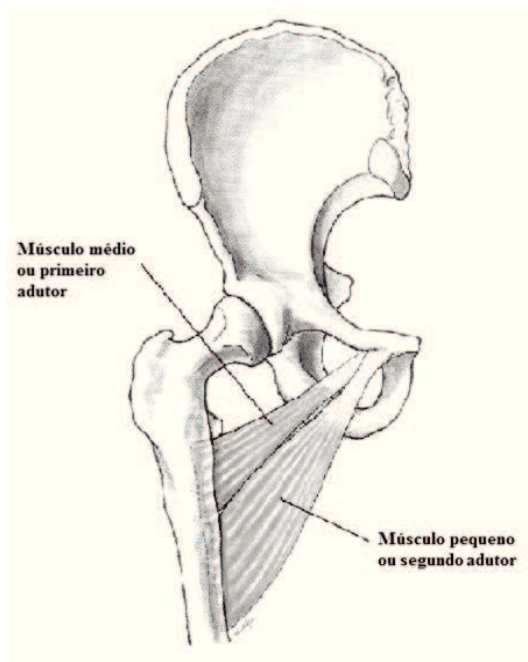
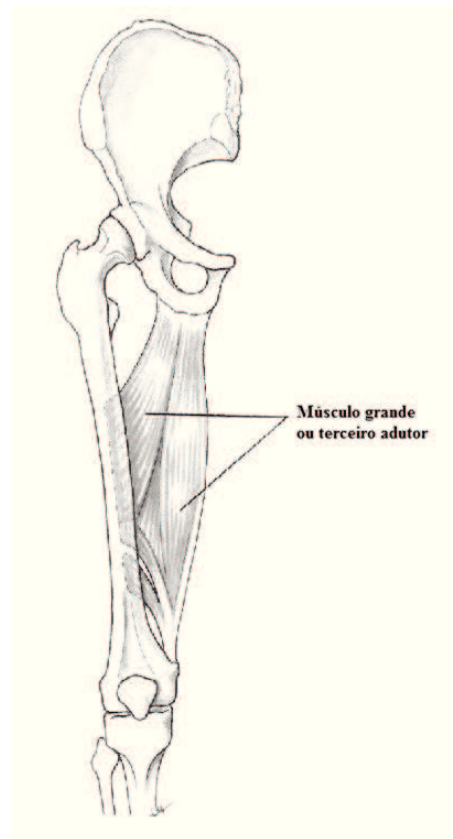


Figura 14 – Casos de carga e respectivo posicionamento no fêmur e na haste (Ruben *et al.*, 2011).

As três forças aplicadas reflectem diferentes actividades diárias de um determinado paciente, mais propriamente, os primeiros dois casos de carga correspondem a fases distintas enquanto se caminha, e o terceiro caso corresponde ao instante mais crítico no movimento de subir escadas (Kuiper, 1993). Para melhor observação e localização das forças, os músculos que permitem o funcionamento da articulação da anca encontram-se localizados do seguinte modo (ver figura 15):



a)



b)

Figura 15 – Músculos internos da coxa: a) Músculo médio e pequeno adutor e b) Músculo grande adutor (fonte: Pina, 1999).

Resultados

Os resultados obtidos para as diversas hastes modeladas permitem verificar até que ponto a inserção de flanges e assimetria podem melhorar a performance das hastes femorais de artroplastias da anca. Para melhor compreensão e comparação, os resultados serão apresentados em formato de tabela, acompanhados de imagens.

Há vários factores que contribuem para um bom desempenho da prótese, sendo que os principais são ter menor reabsorção óssea e menor nível de tensões nas interfaces e manto de cimento. Sendo que alguns parâmetros geométricos melhoram um factor de desempenho piorando outros, então uma boa prótese é aquela que encontra o melhor equilíbrio para cada paciente.

Os resultados obtidos são então as tensões de contacto em ambas as interfaces existentes: cimento-osso e cimento-haste, a tensão de von Mises no manto de cimento e a remodelação óssea na parte proximal do fémur, tal como descritas no capítulo anterior (2.7 Análise de desempenho) com auxílio das funções objectivo.

Antes de efectuar a comparação de resultados como um todo, verificando os melhores valores, mais baixos, para cada função, foram criados alguns grupos para melhor entendimento do que cada modificação do formato das hastes pode influenciar.

Quando se observa a distribuição de forças nas análises efectuadas, devem-se ter em conta diversos aspectos. Nas tensões de contacto na interface cimento-haste não existem valores negativos devido ao facto de haver atrito, podendo existir separação. No caso das tensões de contacto na interface cimento-osso, os valores que surgem já podem ser negativos, resultado da aderência do cimento ao osso e da conseqüente impossibilidade de descolagem do cimento do fémur. Portanto, tem-se tensões de tracção e de compressão, sendo que a tracção significa que o cimento está a puxar o tecido ósseo e a compressão a empurrar.

Nas tabelas 4 à 11, inclusivé, apresentam-se todas as hastes analisadas neste trabalho, sendo que são todas clinicamente admissíveis. Dá-se especial realce às hastes femorais com assimetria e com a presença de flanges, em comparação com aquelas que já foram apresentadas no subcapítulo 1.3.1, próteses comerciais da Zimmer, Stryker, entre outras (ver figura 6). Nas tabelas referidas apresentam-se as principais diferenças em cada uma das hastes analisadas.

Relativamente ao formato geral da prótese, teve-se em conta que esta pode ser cónica ou recta, sendo que a diferença se evidencia como demonstrado na tabela 2, do subcapítulo 2.7.

De entre as hastes cónicas, foi analisado o desempenho de hastes com e sem flanges, com e sem simetria.


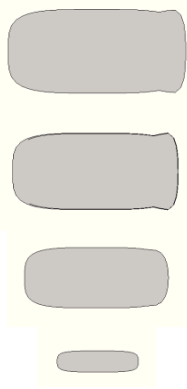
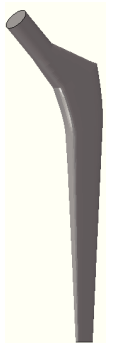
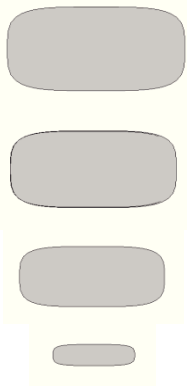

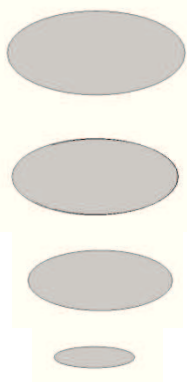
Cónica simétrica com flanges		Cónica simétrica sem flanges		Cónica simétrica sem flanges (+ elipsóide)	
Haste 1		Haste 2		Haste 3	
					
Cónica, simétrica com a presença de pequenas flanges.		Cónica, simétrica mas sem flanges.		Cónica, com secção transversal mais elipsóide, ao invés de uma secção mais quadrangular.	

Tabela 4 – Diferenças entre as hastes cónicas e simétricas analisadas.


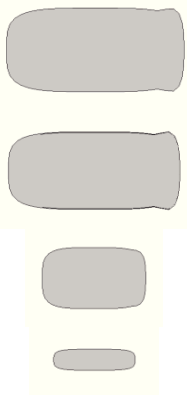

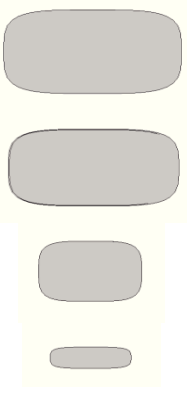

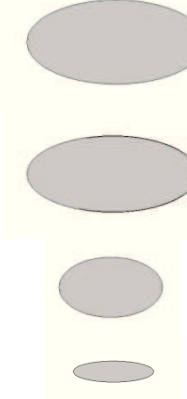
Recta simétrica com flanges		Recta simétrica sem flanges		Recta simétrica sem flanges (+ elipsóide)	
Haste 4		Haste 5		Haste 6	
					
Recta, na metade distal simétrica com a presença de pequena flanges		Recta, simétrica mas sem flanges.		Recta, com secção transversal mais elipsóide ao invés de uma secção mais quadrangular.	

Tabela 5 – Diferenças entre as hastes rectas e simétricas analisadas.

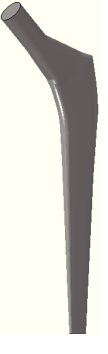
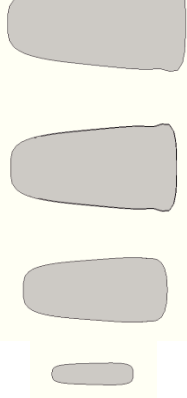
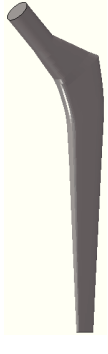
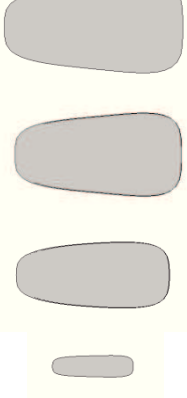

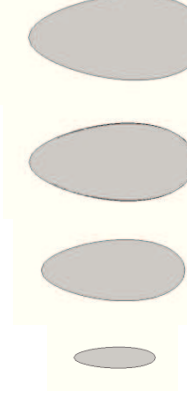
Cónica assimétrica com flanges		Cónica assimétrica sem flanges		Cónica assimétrica sem flanges (+ elipsóide)	
Haste 7		Haste 8		Haste 9	
					
Cónica, com assimetria na secção transversal, e com a presença de pequenas flanges.		Cónica, assimétrica mas sem flanges.		Cónica, assimétrica com secção transversal mais elipsóide, ao invés de uma secção mais quadrangular.	

Tabela 6 – Diferenças entre as hastes cónicas e assimétricas analisadas.


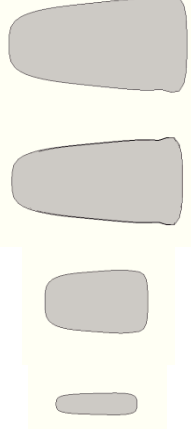

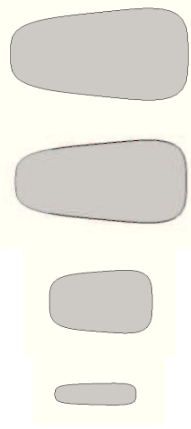

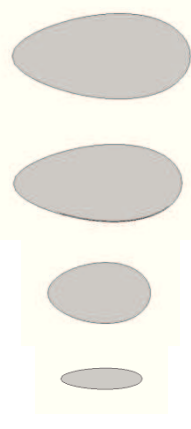
Recta assimétrica com flanges		Recta assimétrica sem flanges		Recta assimétrica sem flanges (+ elipsóide)	
Haste 10		Haste 11		Haste 12	
					
Recta com assimetria na secção transversal e com a presença de pequenas flanges.		Recta assimétrica mas sem flanges.		Recta assimétrica com secção transversal mais elipsóide, ao invés de uma secção mais quadrangular.	

Tabela 7 – Diferenças entre as hastes rectas e assimétricas analisadas.


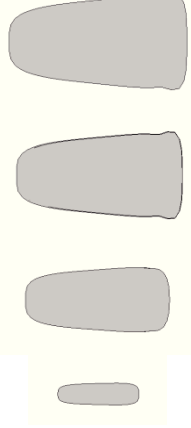

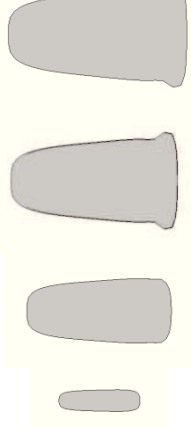

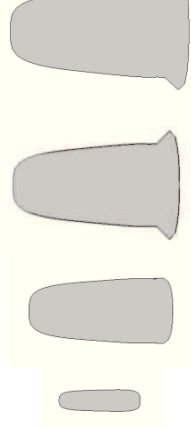
Flanges menores		Flanges médias		Flanges maiores	
Haste 13		Haste 14		Haste 15	
					
Cónica, assimétrica com pequenas flanges.		Cónica, assimétrica com flanges de tamanho médio.		Cónica, assimétrica com flanges maior.	

Tabela 8 – Diferenças em hastes ao nível do tamanho das flanges.

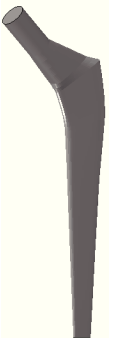
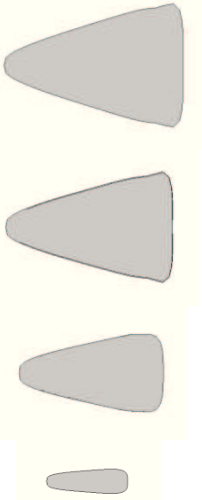
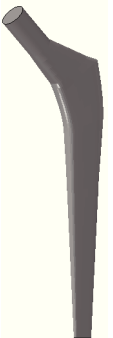
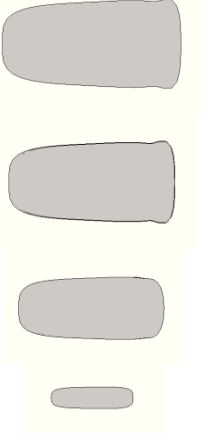
Muita assimetria		Pouca assimetria	
Haste 16		Haste 17	
			
Cônica com flanges e com muita assimetria nas secções transversais.		Cônica com flanges e com baixa assimetria nas secções transversais.	

Tabela 9 – Diferenças ao nível da assimetria da secção transversal.



Baixa espessura do cimento	Alta espessura do cimento
Haste 18	Haste 19
	
Alteração da espessura do cimento para mais fina do que nos casos anteriores. Haste cônica simétrica sem flanges (igual à haste 2).	Alteração da espessura do cimento para mais espessa do que nos casos anteriores. Haste cônica simétrica sem flanges (igual à haste 2).

Tabela 10 – Diferenças ao nível da espessura do manto de cimento.


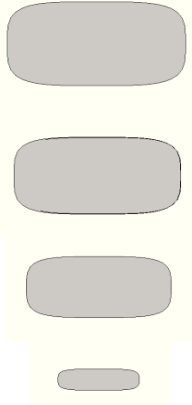
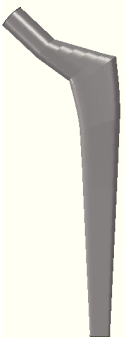
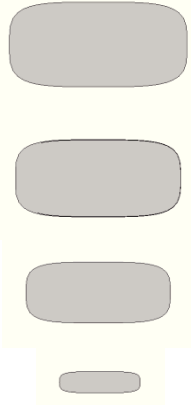

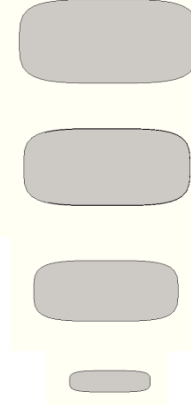
Desvio Y=1 (em vez de 3)		Desvio Y=1 e a1=8 e a2=-14		a1=8 e a2=14	
Haste 20		Haste 21		Haste 22	
					
Alteração do valor do desvio do eixo da haste relativamente ao eixo y. Haste cónica e simétrica sem flanges (igual à haste 2).		Alteração do valor do desvio do eixo da haste relativamente ao eixo y e da distribuição dos valores atribuídos a a1 e a2 na secção 4. Haste cónica e simétrica sem flanges (igual à haste 2).		Alteração da distribuição dos valores atribuídos a a1 e a2 na secção 4. Haste cónica e simétrica sem flanges (igual à haste 2).	

Tabela 11 – Diferenças ao nível do eixo da haste e distribuição de valores de parâmetros geométricos na secção 4, secção mais proximal da haste.

3.1 Apresentação e análise de resultados

Para uma correcta análise dos resultados obtidos através dos parâmetros alterados em cada haste, tanto numericamente como através da visualização de imagens que demonstram a distribuição das forças aplicadas pela área afectada, há que ter em conta alguns aspectos. Na interface cimento-haste não existem valores negativos porque se considerou o atrito de 0.25 nessa interface, isto é, permite separação entre as duas superfícies. Deste modo, são observados nos resultados referentes à interface cimento-haste a presença de áreas mais ou menos distribuídas e com valores mais ou menos elevados – os valores mais elevados encontram-se tendencialmente a branco, e os valores mais baixos e menos prejudiciais, encontram-se a cinzento mais escuro e/ou preto.

Na interface cimento-osso, os valores já podem surgir com carácter negativo, isto é, é possível observar a tracção que ocorre nalgumas áreas, contrapondo com a compressão noutras zonas da interface. A compressão pressupõe que o cimento está a empurrar o tecido ósseo, contrariamente à tracção que o puxa e permite uma possível descolagem. Portanto, nesta última interface, nas zonas a preto apresentam-se as áreas sujeitas à tracção, com valores negativos. Nas zonas a branco encontram-se os valores mais elevados, e superiores aos

valores de tracção em termos absolutos, que indicam as áreas sujeitas à compressão. De notar que, contrariamente à análise de resultados na interface cimento-haste, a análise na interface cimento-osso é feita da seguinte forma: o aspecto negativo nas imagens é tido nas zonas mais a preto, enquanto na outra interface as zonas desta cor são as que menos afectam negativamente a haste. Este facto é devido a ter sido efectuada recolha de resultados em termos numéricos antes de ser efectuada análise visual às áreas afectadas.

Na tensão de von Mises, a observação e análise de resultados é feita da mesma forma que na interface cimento-haste. As imagens demonstram igualmente a tendência de determinadas zonas para a distribuição das forças aplicadas.

A escala de cor utilizada na observação de resultados foi aplicada de forma gradual para uma melhor visualização da tendência de determinadas áreas serem afectadas pelas cargas aplicadas.

Para melhor comparação e análise de valores, há que referir que o osso cortical tem uma resistência à tracção de 124 MPa e a tensão última à compressão é de 170 MPa (Fung, 1993).

Na tabela 12, são apresentados os resultados para cargas múltiplas, para as diversas hastes cónicas, com alguma simetria e flanges.

Cargas múltiplas	Cónica simétrica com flanges	Cónica simétrica sem flanges	Cónica assimétrica com flanges	Cónica assimétrica sem flanges
	Haste 1	Haste 2	Haste 7	Haste 8
Tensão de contacto na interface cimento-haste	19.7941	19.2605	19.3588	18.9811
Tensão de contacto na interface cimento-osso	4.3111	4.5462	4.1188	4.3792
Tensão de von Mises no manto de cimento	26.6158	26.9309	26.7082	27.1736
Remodelação óssea no fémur proximal	23.8891	23.7720	24.1758	24.0631

Tabela 12 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (cónica), assimetria e flanges.

As flanges e a assimetria aplicadas em hastes com a metade distal cónica fazem diminuir a tensão de contacto na interface cimento-osso, mas fazem aumentar todas as outras tensões. Se se retirarem as flanges e mantiver a assimetria, a tensão na interface cimento-osso e na interface cimento-haste aumenta enquanto as outras diminuem: a tensão de von Mises no

cimento e remodelação óssea no fémur proximal.

É de referir que a aplicação de flanges dorsais faz aumentar a tensão de contacto na interface cimento-haste, sendo acompanhadas pela aplicação de assimetria. O maior valor da tensão nesta interface é de 19,79 MPa.

No que diz respeito à tensão de von Mises no manto de cimento, os maiores valores encontram-se nas hastes que não apresentam flanges. Quanto à assimetria, a tensão no manto de cimento aumenta quando se aplica essa condição.

A remodelação óssea é definida por valores mais baixos quando a prótese não possui nem flanges nem assimetria.

Seguem-se os quadros com os resultados da tensão de contacto na interface cimento-haste (ver tabelas 13 e 14), tensão de contacto na interface cimento-osso (ver tabelas 15 e 16) e tensão de von Mises no manto de cimento (ver tabelas 17 e 18) nas hastes 1, 2, 7 e 8.

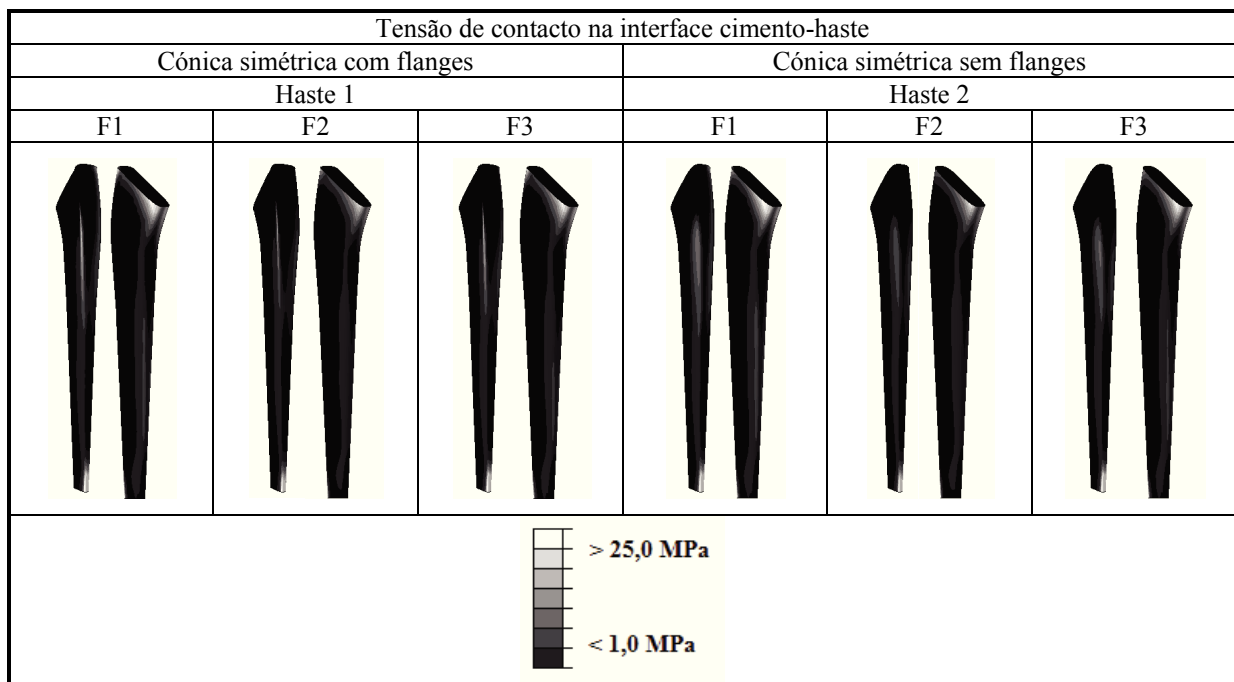


Tabela 13 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 1 e 2.

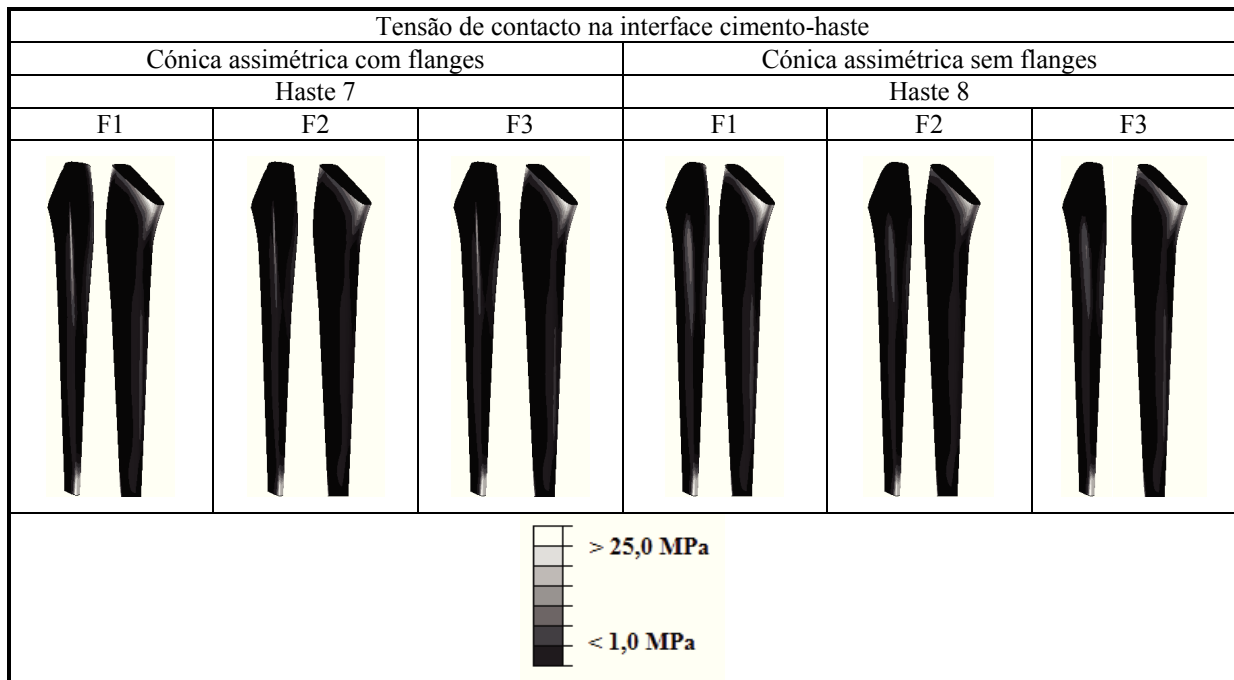


Tabela 14 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 7 e 8.

Ao observar os resultados da tensão na interface cimento-haste, e tendo em conta as diferentes forças aplicadas nas hastes analisadas, tem-se que a que pior efeitos provoca é a força 1, que é a mais elevada em termos numéricos. Comparando a haste 1 com a haste 2, conclui-se que a presença das flanges faz aumentar a tensão na zona proximal da haste e concentra-a, principalmente, onde se situam as flanges. Pelo contrário, a tensão na referida zona, na haste sem flanges, apresenta-se de forma mais distribuída. As zonas mais críticas são a zona medial-proximal e a lateral-distal, o que vai de encontro ao deslocamento da haste num todo, com os movimentos que são efectuados pela articulação da anca. Relativamente às diferenças entre as hastes cónicas com e sem assimetria, não há resultados que revelem uma melhoria significativa na aplicação de assimetria à secção transversal da haste (hastes 7 e 8).

A tensão de contacto na interface cimento-osso apresenta valores mais elevados nas hastes sem flanges. A aplicação de assimetria faz diminuir o valor da tensão na interface cimento-osso. Já em Sangiorgio *et al.* (2011), as hastes, quando comparadas uma com a outra, se possuem flanges, tendem a decrescer as forças de tracção e a aumentar as forças de compressão com o cimento na interface cimento-osso (Sangiorgio *et al.*, 2011). Este facto só é possível de verificar no presente estudo com a apresentação das imagens que mostram a

distribuição de tensões, tanto em próteses com flanges como naquelas que não as possuem (ver tabelas 15 e 16).

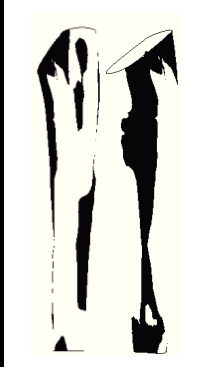

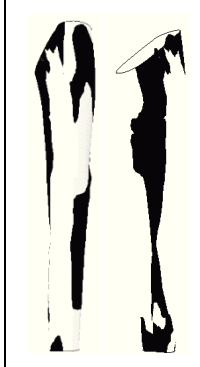
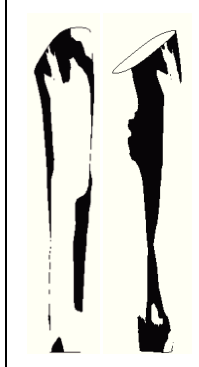

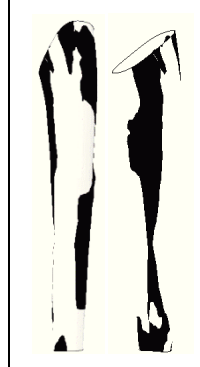
Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Cónica simétrica com flanges			Cónica simétrica sem flanges		
Haste 1			Haste 2		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<div style="display: flex; justify-content: center; gap: 20px;"> <input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção </div>					

Tabela 15 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 1 e 2.





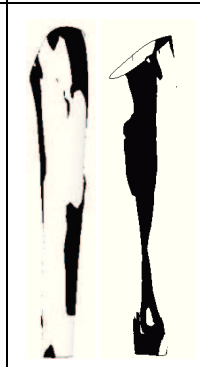

Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Cónica assimétrica com flanges			Cónica assimétrica sem flanges		
Haste 7			Haste 8		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<div style="display: flex; justify-content: center; gap: 20px;"> <input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção </div>					

Tabela 16 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 7 e 8.

A tensão de contacto na interface cimento-osso apresenta resultados que evidenciam as zonas onde há tracção e onde há compressão, o que se pode traduzir pelas zonas a preto e pelas zonas a branco, respectivamente (ver imagens das tabelas 15 e 16). Logo, se se tem tracção,

significa que o cimento está a puxar o tecido ósseo, e quando há compressão, o tecido ósseo está a ser empurrado pelo cimento. De entre as hastes cónicas 1, 2, 7 e 8, a que apresenta maior área com tracção é a haste 1, com flanges e sem assimetria. Quando se aplicam as flanges, os resultados apresentam menor área sujeita a tracção e maior área sujeita a compressão. Portanto, sabendo que a área sujeita a tracção pode sofrer facilmente descolagem, quanto menor a área sujeita a este factor, melhor é a performance da haste. A haste 8, cónica com assimetria e sem flanges, é a que apresenta menor área sujeita a tracção.

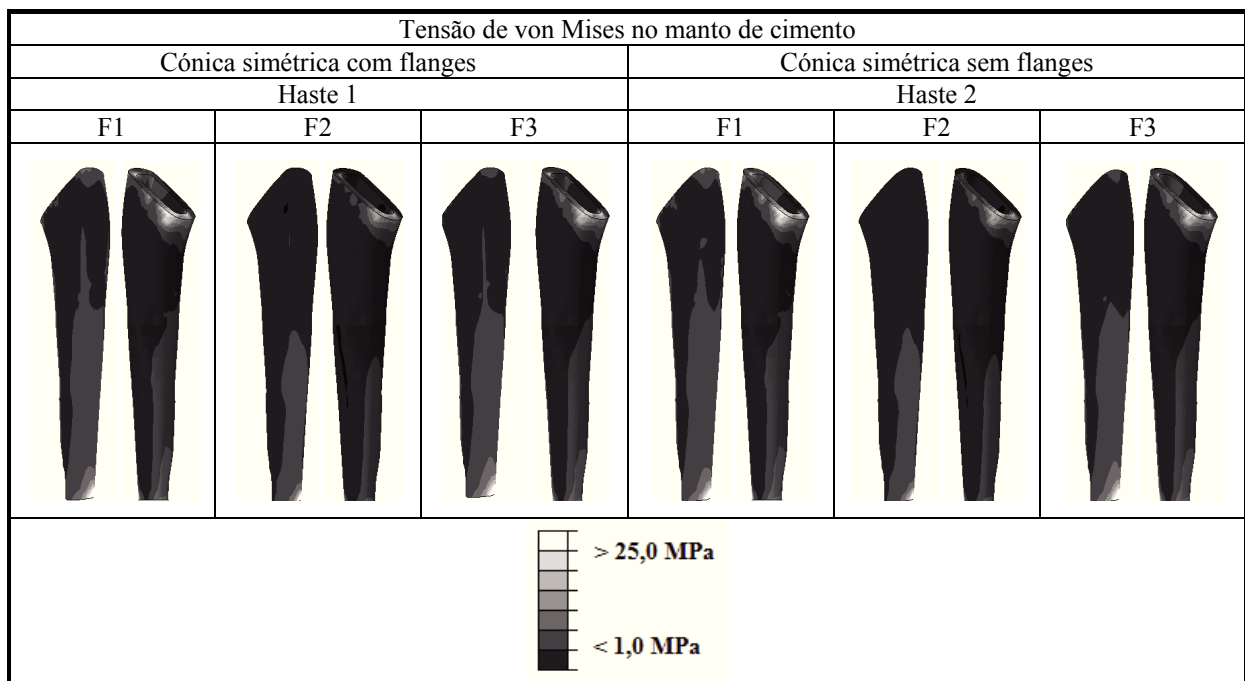


Tabela 17 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 1 e 2.

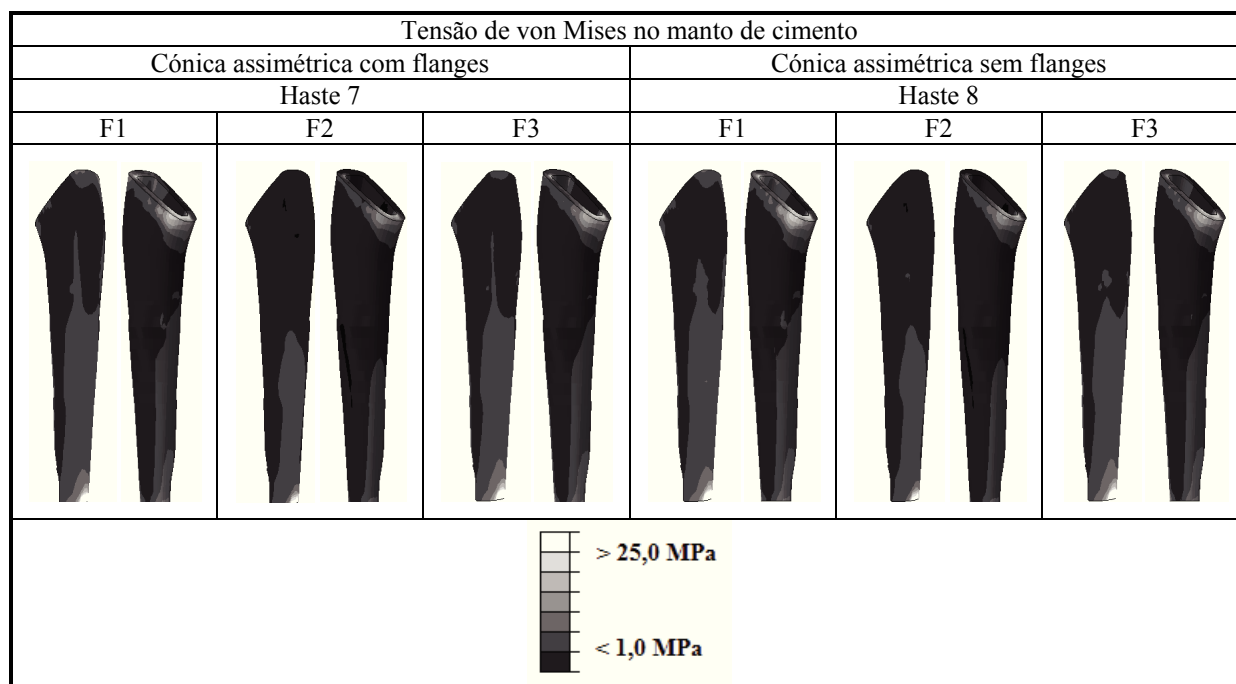


Tabela 18 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 7 e 8.

No caso da tensão de von Mises no manto de cimento, de entre as hastes 1, 2, 7 e 8, todas apresentam resultados muito semelhantes, sendo que a distribuição foi melhor efectuada pelas hastes com assimetria, principalmente na zona proximal-distal. Na mesma zona, também as flanges ajudam a que a distribuição seja mais favorável, facto evidente nos resultados para as forças 1 e 3.

A tabela 19 refere-se às hastes femorais rectas com aplicação de flanges e/ou assimetria.

Cargas múltiplas

	Recta simétrica com flanges	Recta simétrica sem flanges	Recta assimétrica com flanges	Recta assimétrica sem flanges
	Haste 4	Haste 5	Haste 10	Haste 11
Tensão de contacto na interface cimento-haste	24.8177	23.9343	24.4888	24.0328
Tensão de contacto na interface cimento-osso	4.7864	5.2509	4.6737	5.1144
Tensão de von Mises no manto de cimento	29.9529	30.7244	30.2337	31.1967
Remodelação óssea no fémur proximal	16.6915	16.5872	16.9566	16.8406

Tabela 19 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (recta), assimetria e flanges.

A prótese simétrica com flanges é a que apresenta menor valor de tensão de contacto na

interface cimento-haste, enquanto a haste assimétrica com flanges é a que permite o menor valor para a tensão na outra interface.

No manto de cimento, a tensão de von Mises tem o valor mais baixo para as hastes rectas simétricas com flanges, e a remodelação óssea é evidenciada nas hastes com assimetria e flanges dorsais. Pelo contrário, em hastes com simetria e sem flanges dorsais, a remodelação ocorre com menor evidência.

De seguida, apresentam-se os resultados da distribuição de tensões nas hastes 4, 5, 10 e 11. Tem-se a tensão de contacto na interface cimento-haste (ver tabelas 20 e 21), tensão de contacto na interface cimento-osso (ver tabelas 22 e 23) e a tensão de von Mises no manto de cimento (ver tabelas 24 e 25).

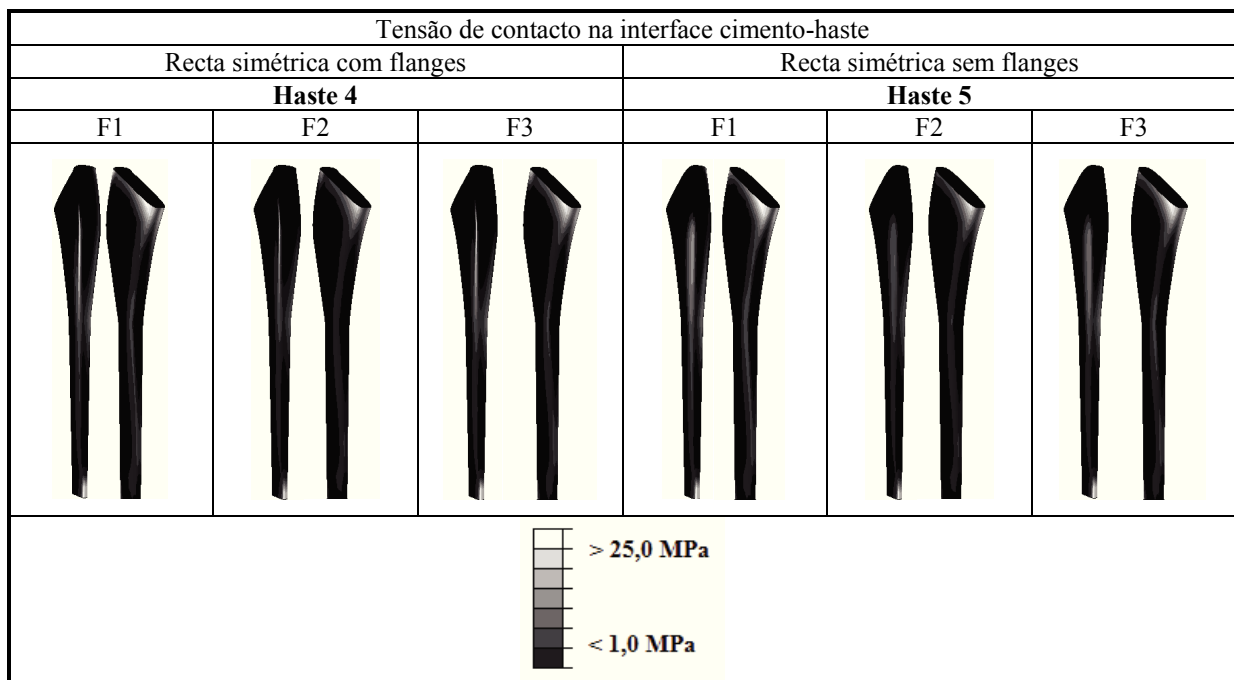


Tabela 20 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 4 e 5.

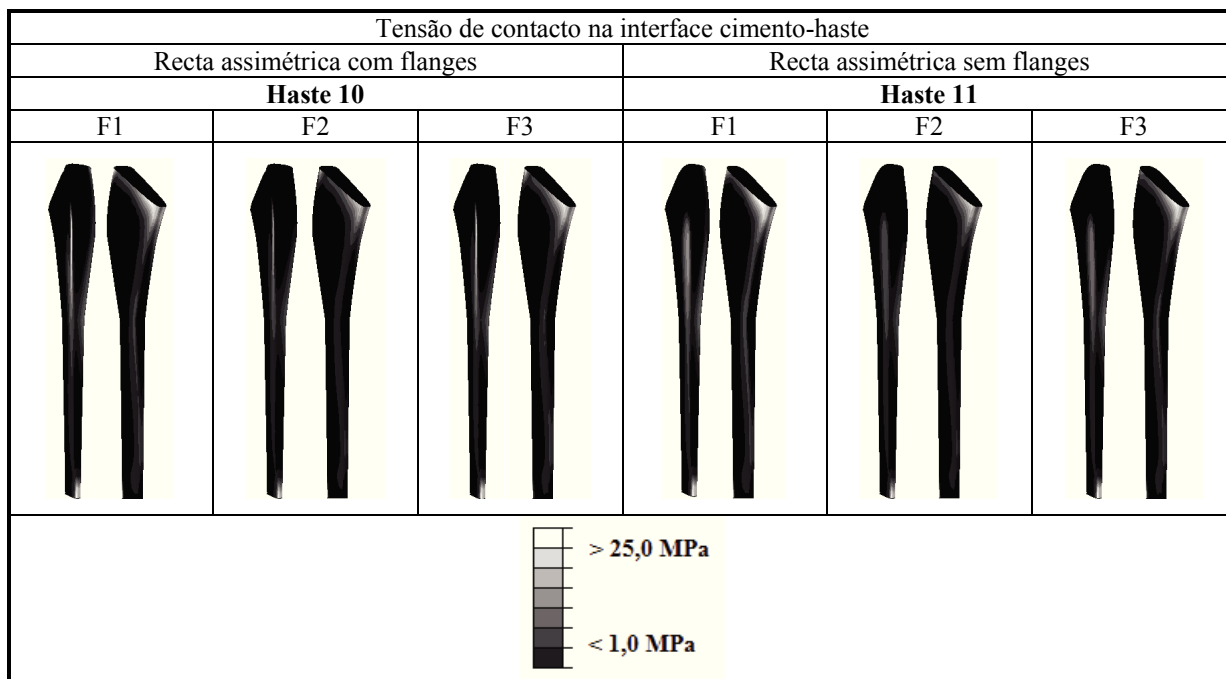


Tabela 21 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 10 e 11.

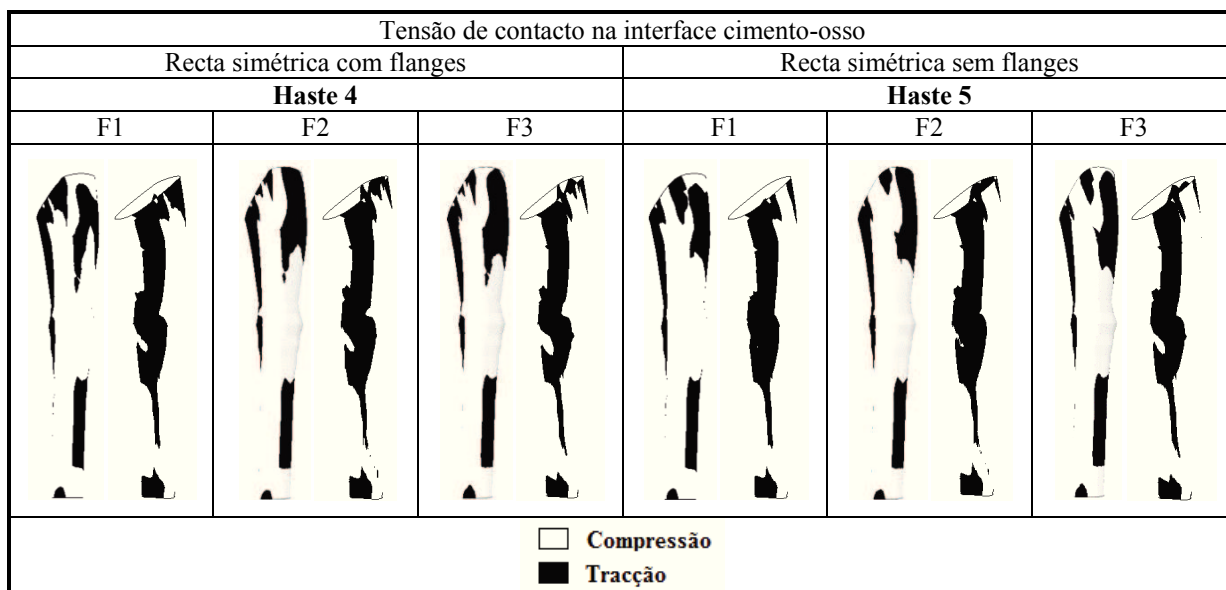


Tabela 22 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 4 e 5.

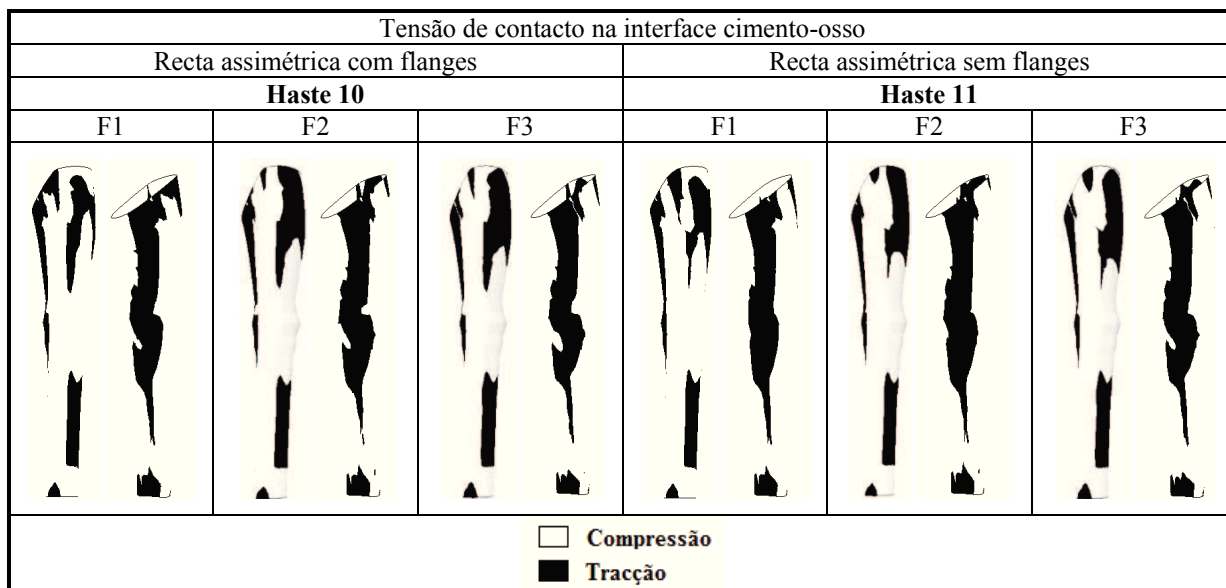


Tabela 23 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 10 e 11.

Na observação da distribuição de tensão na interface cimento-osso, a aplicação de assimetria nas hastes rectas impede que exista uma maior tendência à descolagem, ou seja, existe menor área sujeita à tracção. Esta situação sucede principalmente na zona medial e distal, na parte proximal da haste.

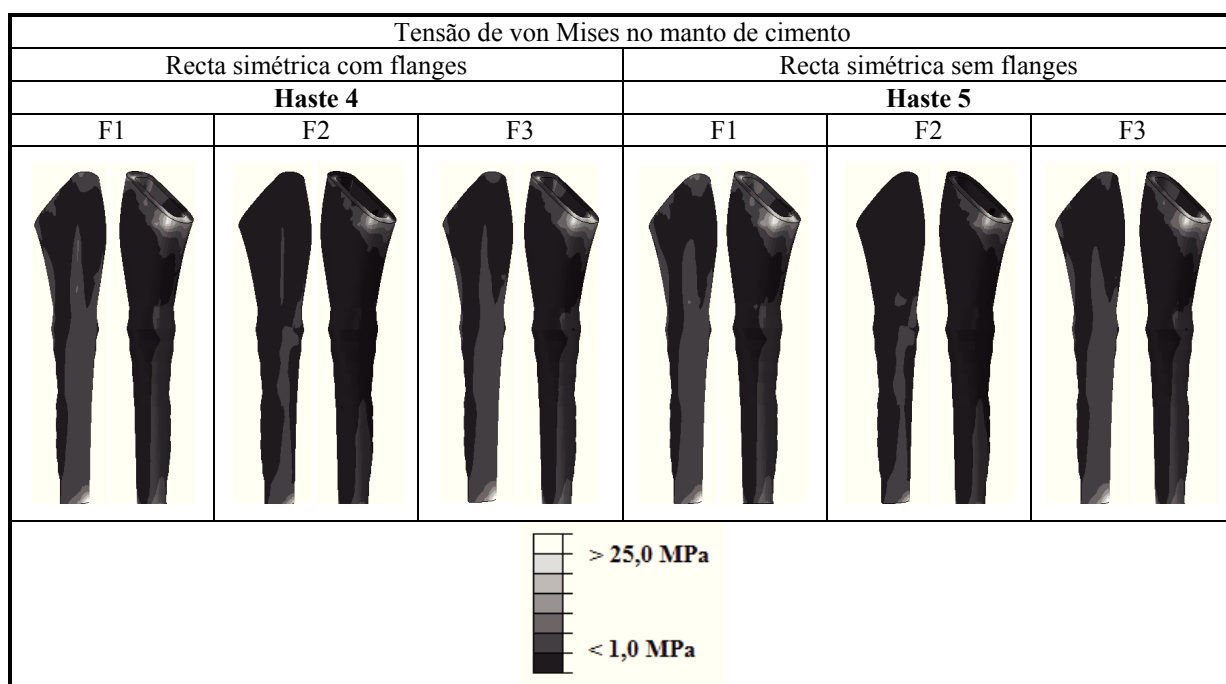


Tabela 24 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 4 e 5.

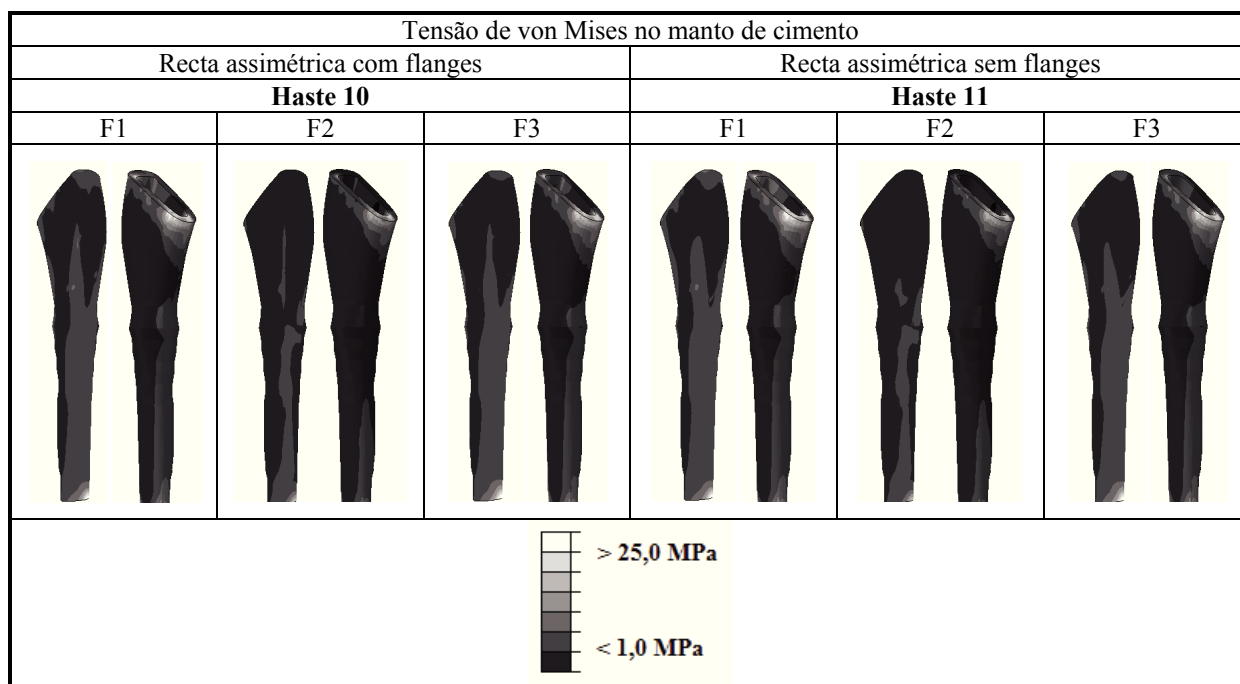


Tabela 25 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 10 e 11.

A tensão de von Mises é distribuída no manto de cimento em maior área na zona lateral distal. Relativamente à comparação com as hastes cónicas, as hastes rectas apresentam valores mais elevados em maior área, mas as zonas críticas são mais evidentes nas hastes cónicas.

Nas hastes cónicas e rectas na metade distal foi alterado o parâmetro que permite modificar a forma da secção transversal. Obtiveram-se, deste modo, hastes mais elipsóides e outras mais rectangulares. Na tabela 26 encontram-se os resultados relativos às tensões de contacto nas interfaces, tensão de von Mises no manto de cimento e remodelação óssea no fémur proximal.

Cargas múltiplas

	Cónica simétrica sem flanges (+ elipse)	Cónica simétrica sem flanges	Recta simétrica sem flanges (+ elipse)	Recta simétrica sem flanges
	Haste 3	Haste 2	Haste 6	Haste 5
Tensão de contacto na interface cimento-haste	19.2605	22.2832	23.9343	30.2858
Tensão de contacto na interface cimento-osso	4.5462	4.5575	5.2509	6.3212
Tensão de von Mises no manto de cimento	26.9309	31.0541	30.2337	31.1967
Remodelação óssea no fémur proximal	23.7720	21.6634	16.5872	16.1273

Tabela 26 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com alteração da forma (cónica e recta), com simetria e sem flanges.

Na haste cónica, o formato mais elipsóide fez aumentar ambas as tensões de contacto e a

tensão de von Mises no cimento, mas fez descer a remodelação óssea. Para a haste recta, os resultados também são semelhantes, comparando a haste com secção mais elipsóide e a menos elipsóide. Em termos numéricos, é de referir que as tensões de contacto e a de von Mises aumentam consideravelmente com a haste recta comparativamente à haste cónica, enquanto com a remodelação óssea sucede o contrário.

Nas tabelas 33, 40 e 47, as hastes analisadas são todas de formato cónico na sua metade distal. Quando foram aplicadas flanges também se aplicou assimetria. Essa mesma assimetria foi alterada de forma a verificar a sua influência. Para o estudo da influência da alteração da quantidade de cimento utilizado, foram utilizados valores de hastes cónicas simétricas sem flanges.

Nas tabelas 27 e 28 encontram-se os resultados relativos às tensões de contacto na interface cimento-haste nas hastes 2, 3, 5 e 6. Nas tabelas 29 e 30 encontram-se os resultados relativos às tensões de contacto na interface cimento-haste nas hastes 2, 3, 5 e 6. Nas tabelas 31 e 32 encontram-se os resultados relativos às tensões de contacto na interface cimento-haste nas hastes 2, 3, 5 e 6.

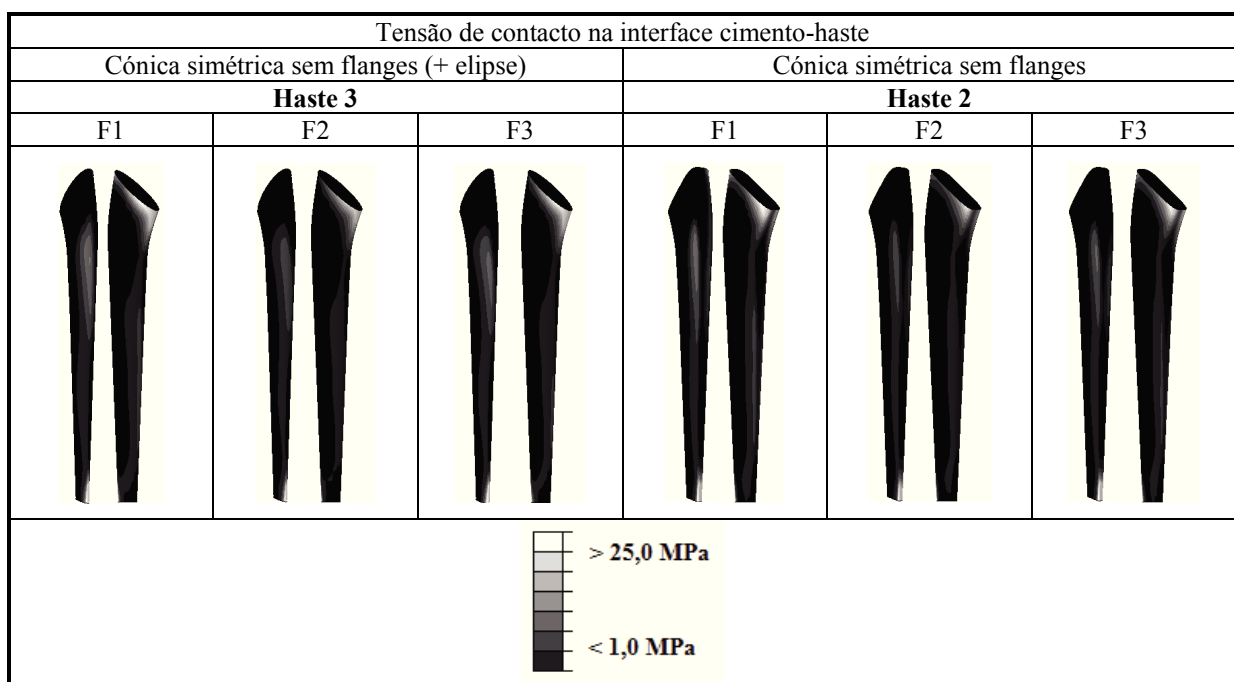


Tabela 27 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 3 e 2.

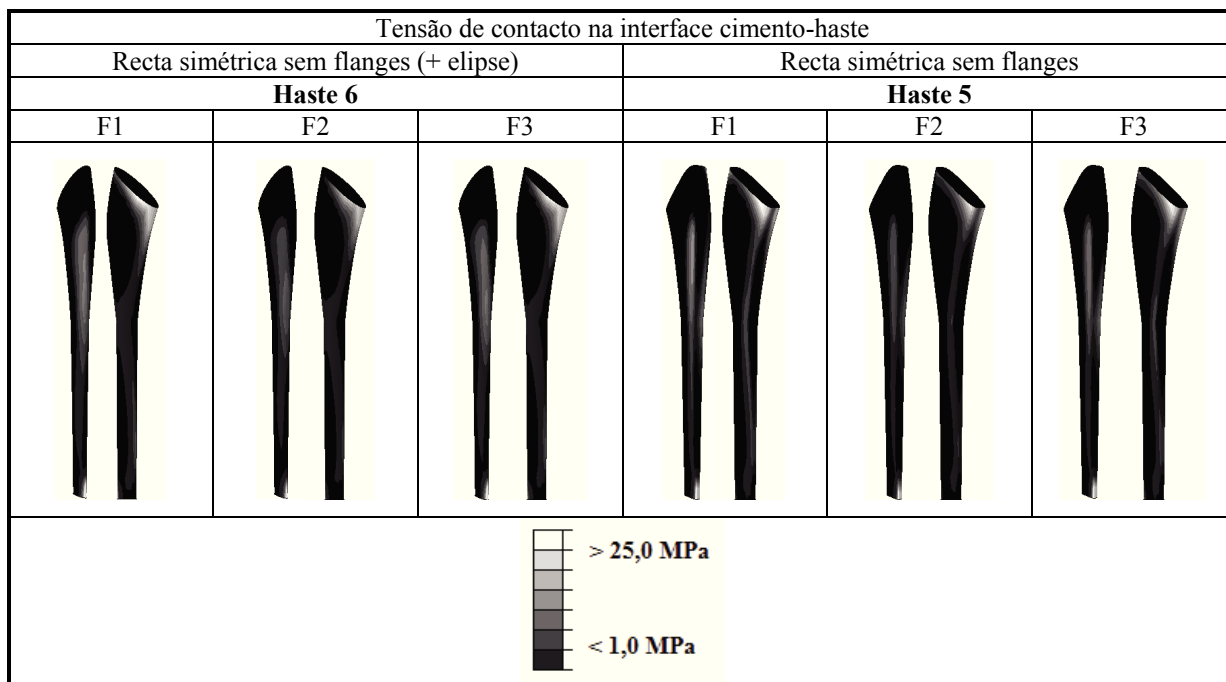


Tabela 28 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 6 e 5.

Tendo em conta uma secção transversal mais ou menos elipsóide, a tensão de contacto na interface cimento-haste evidencia a melhor distribuição na haste cónica mais elipsóide. As hastes rectas com secção de elipse mais evidente demonstram a distribuição mais prejudicial, que se aplica na zona a meio da prótese. As zonas com melhor distribuição, nas hastes analisadas, continuam a ser na zona calcar, tal como já foi observado.

Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Cónica simétrica sem flanges (+ elipse)			Cónica simétrica sem flanges		
Haste 3			Haste 2		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 29 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 3 e 2.

Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Recta simétrica sem flanges (+ elipse)			Recta simétrica sem flanges		
Haste 6			Haste 5		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 30 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 6 e 5.

As hastes 3 e 6, por possuírem uma secção transversal mais elipsóide, permitem que exista menor área sujeita a tracção, no que diz respeito à interface cimento-osso na zona proximal lateral da haste, mas faz também com que essa área seja mais uniforme. Na zona medial, em quase todo o comprimento da haste, a área sujeita a tracção é mais evidente nas hastes cónicas com secção mais elipsóide, em contraste com as de secção mais quadrangular.

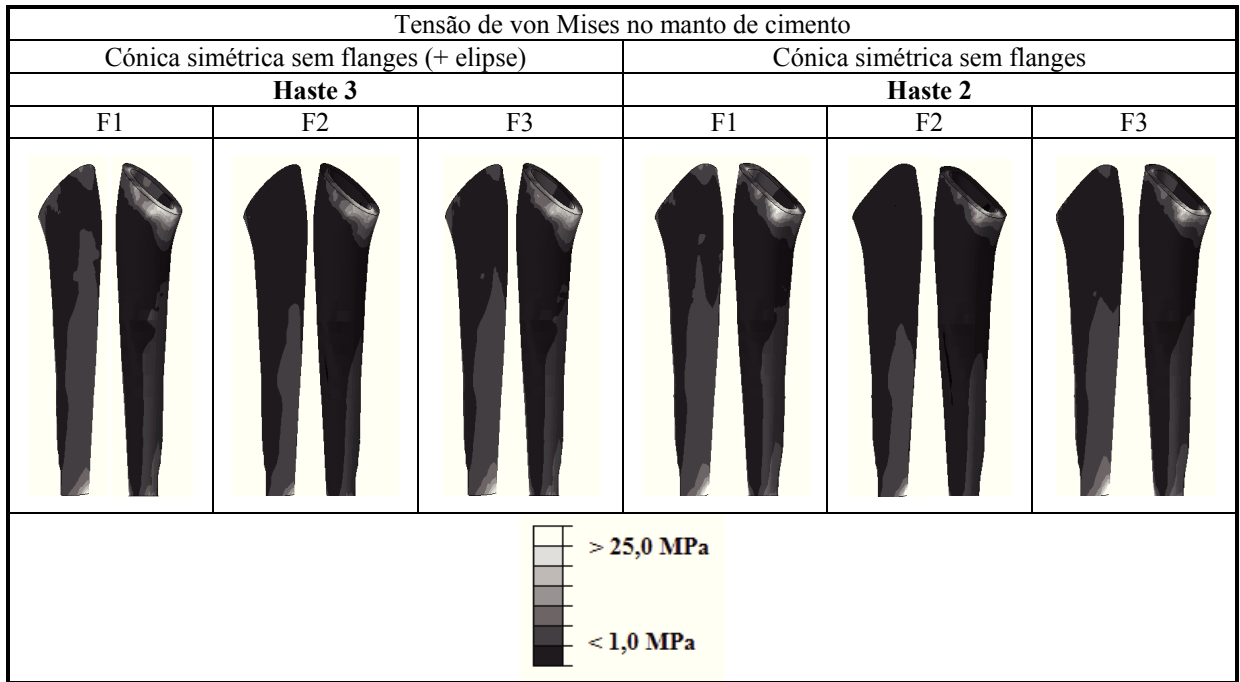


Tabela 31 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 3 e 2.

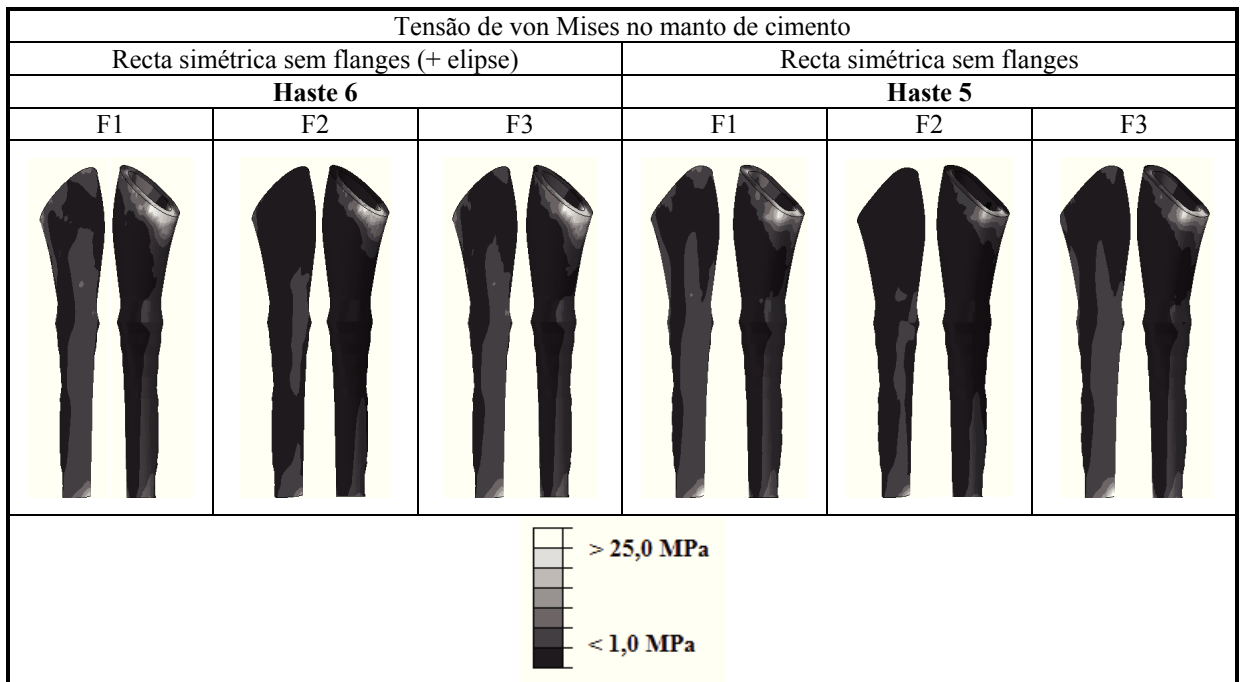


Tabela 32 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 6 e 5.

A tensão de von Mises apresenta melhores resultados, isto é, menor área sujeita a elevados valores deste tipo de tensão no manto de cimento, nas hastes com secções menos elipsóides.

Comparando as hastes rectas com as cónicas, as primeiras apresentam mais área sujeita a valores mais elevados de tensão de von Mises no manto de cimento.

Tal como na tabela 26, também se submeteram as hastes a alguma assimetria, a fim de comparar em conjunto estes dois tipos de hastes. A divisão é novamente efectuada entre hastes cónicas e rectas na metade distal.

Cargas múltiplas

	Cónica assimétrica sem flanges (+ elipse)	Cónica assimétrica sem flanges	Recta assimétrica sem flanges (+ elipse)	Recta assimétrica sem flanges
	Haste 9	Haste 8	Haste 12	Haste 11
Tensão de contacto na interface cimento-haste	23.3303	18.9811	32.7107	24.0328
Tensão de contacto na interface cimento-osso	4.2809	4.3792	6.0205	5.1144
Tensão de von Mises no manto de cimento	30.8869	27.1736	37.7267	31.1967
Remodelação óssea no fémur proximal	21.5677	24.0631	16.2327	16.8406

Tabela 33 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em hastes com alteração da secção transversal ao nível da forma mais ou menos elipsóide e assimetria.

No que diz respeito aos valores de tensão de contacto na interface cimento-haste, tem-se que as hastes rectas fazem aumentar este valor, e nem uma secção menos elipsóide faz diminuir esse valor quando comparado com as hastes cónicas com igualdade de parâmetros. Também a tensão de contacto na interface cimento-osso aumenta bem como a tensão de von Mises no manto de cimento, esta última com diferenças na ordem das 4 unidades. Apenas a remodelação óssea no fémur proximal diminui com a aplicação de hastes rectas e os valores entre a haste recta com secção mais elipsóide e a menos elipsóide não apresenta muitas diferenças. No que toca à remodelação óssea nas hastes cónicas, a que apresenta a secção mais elipsóide permite valores mais baixos de remodelação, comparada com a haste que tem a secção mais rectangular, diferença que vai até às 3 unidades.

De seguida, apresentam-se os resultados de distribuição de tensões nas hastes 8, 9, 11 e 12. Nas tabelas 34 e 35 demonstra-se a distribuição para a tensão de contacto na interface cimento-haste. Nas tabelas 36 e 37 encontra-se a tensão de contacto na interface cimento-osso. A tensão de von Mises no cimento encontra-se nas tabelas 38 e 39.

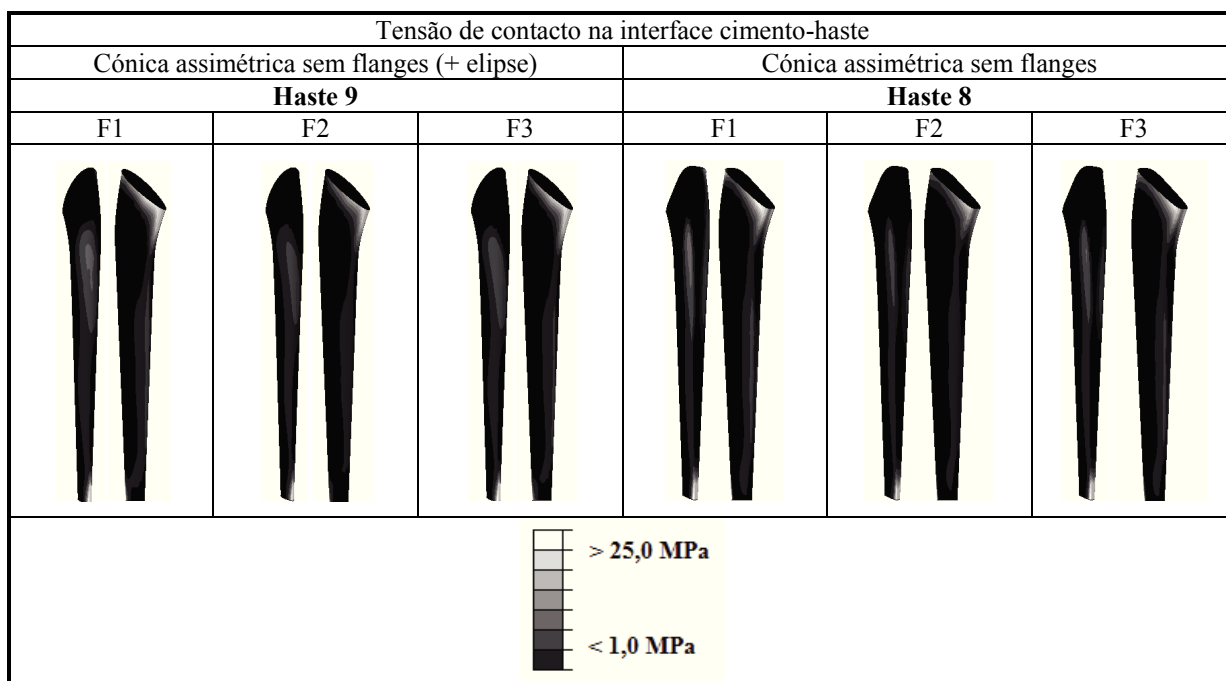


Tabela 34 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 9 e 8.

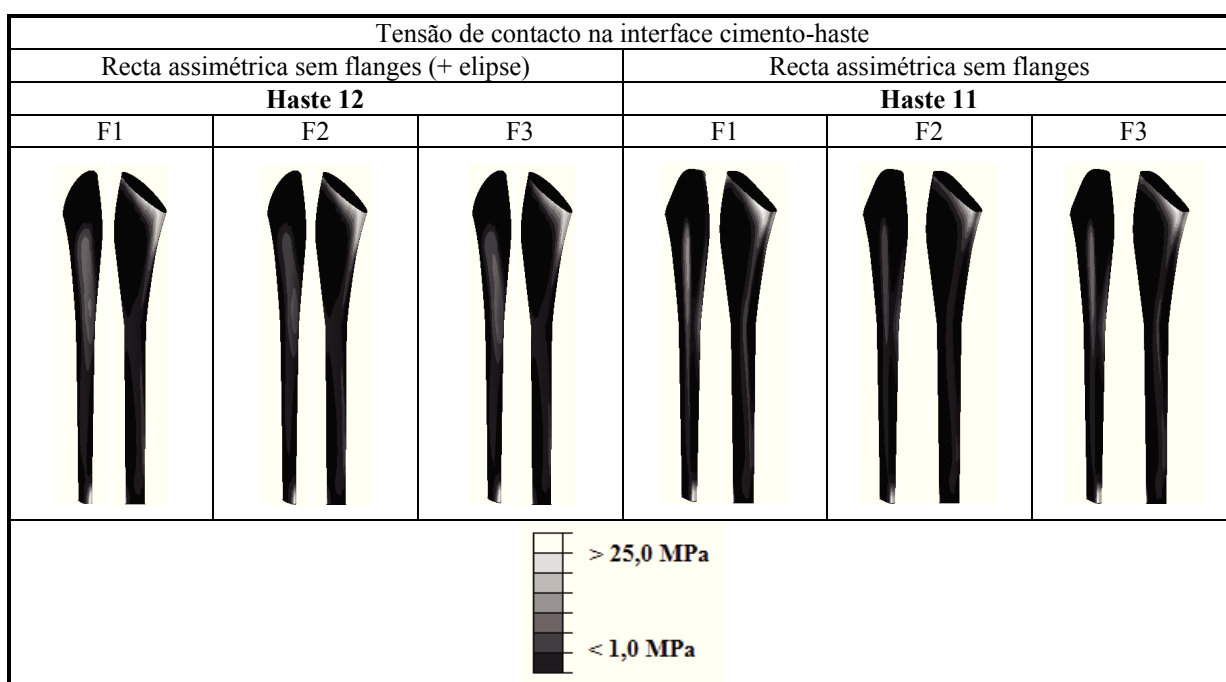


Tabela 35 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 12 e 11.

Os valores mais elevados de tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 8, 9, 11 e 12 encontram-se nas zonas críticas: região calcar e ponta da haste. Existem valores mais elevados por maior área afectada nas hastes com secção mais elipsóide, tanto recta como cónica na metade distal. Tal como nas hastes simétricas, a secção mais elipsóide nas hastes

rectas continua a fazer com que a área sujeita a valores mais elevados de tensão de contacto na interface cimento-haste seja a meio da haste.







Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Cónica assimétrica sem flanges (+ elipse)			Cónica assimétrica sem flanges		
Haste 9			Haste 8		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 36 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 9 e 8.



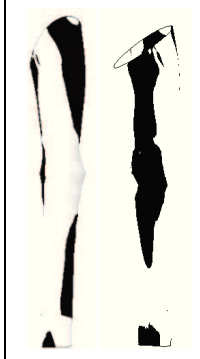



Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Recta assimétrica sem flanges (+ elipse)			Recta assimétrica sem flanges		
Haste 12			Haste 11		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 37 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 12 e 11.

Tal como nas hastes cónicas simétricas, as secções com um formato mais elipsóide fazem com que a área sujeita à tracção seja tendencialmente maior e mais uniforme que nas hastes com secções mais quadrangulares. A tendência para a descolagem está mais evidente nas

hastes com secções transversais mais elipsóides.

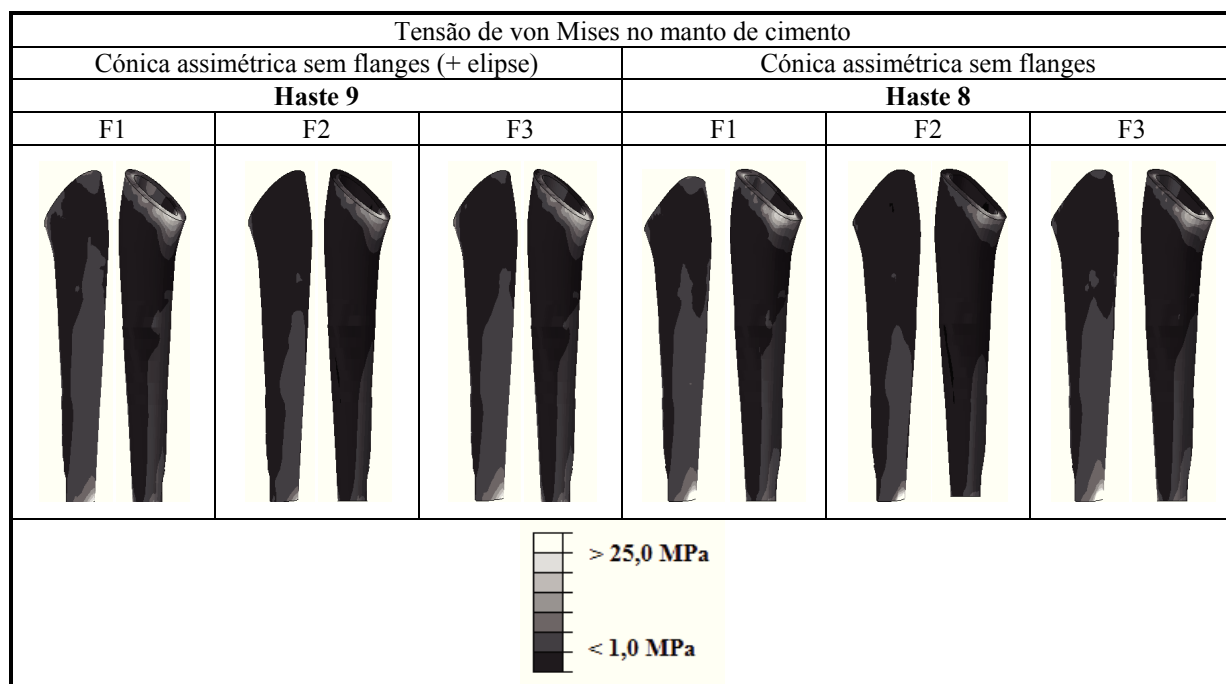


Tabela 38 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 9 e 8.

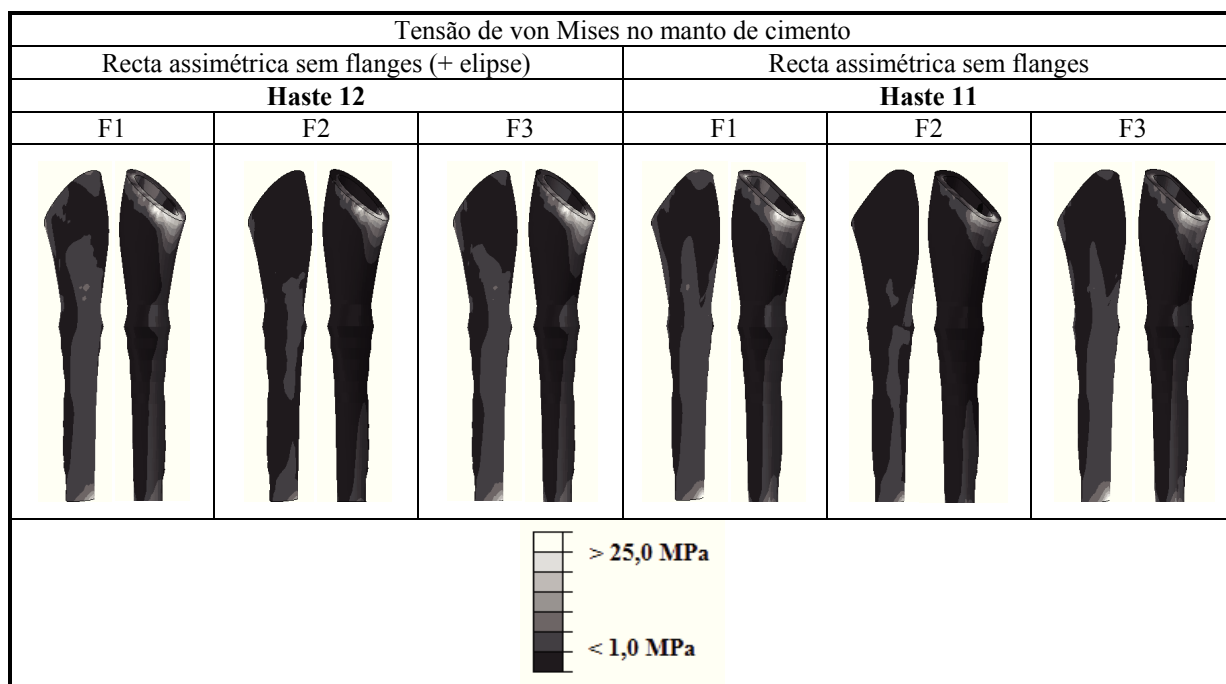


Tabela 39 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 12 e 11.

Ainda sobre as hastes 8, 9, 1 e 12, cónicas ou rectas, com assimetria e diferença na forma da secção transversal, tem-se que as hastes rectas apresentam piores resultados, ao contrário das hastes cónicas. A probabilidade de falha e do aparecimento das micro-fissuras no manto de cimento é mais provável na zona medial ao longo de toda a haste, principalmente nas hastes rectas.

O tamanho das flanges também pode ser alterado, o que permite verificar, além da sua presença, a influência do seu tamanho. Na tabela 40 encontram-se os resultados para as tensões em 3 hastes com diferentes tamanhos de flanges.

Cargas múltiplas	Flanges menores	Flanges médias	Flanges maiores
	Haste 13	Haste 14	Haste 15
Tensão de contacto na interface cimento-haste	19.3588	18.9244	18.2698
Tensão de contacto na interface cimento-osso	4.1188	3.9639	3.8341
Tensão de von Mises no manto de cimento	26.7082	26.2942	25.9462
Remodelação óssea no fémur proximal	24.1758	24.2460	24.3181

Tabela 40 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em hastes com alteração do tamanho das flanges.

Quanto mais se aumenta o tamanho das flanges, mais diminuem as tensões de contacto nas interfaces cimento-osso e cimento-haste e a de von Mises no cimento. Quanto à remodelação óssea, com o aumento das flanges, esta aumenta, mas ligeiramente. Pode-se então assumir que o tamanho das flanges apenas influencia positivamente as tensões de contacto em ambas as interfaces e no manto de cimento.

As tensões de contacto na interface cimento-haste, cimento-osso e a tensão de von Mises no manto de cimento para as hastes 13, 14 e 15, encontram-se nas tabelas 41 à 46.

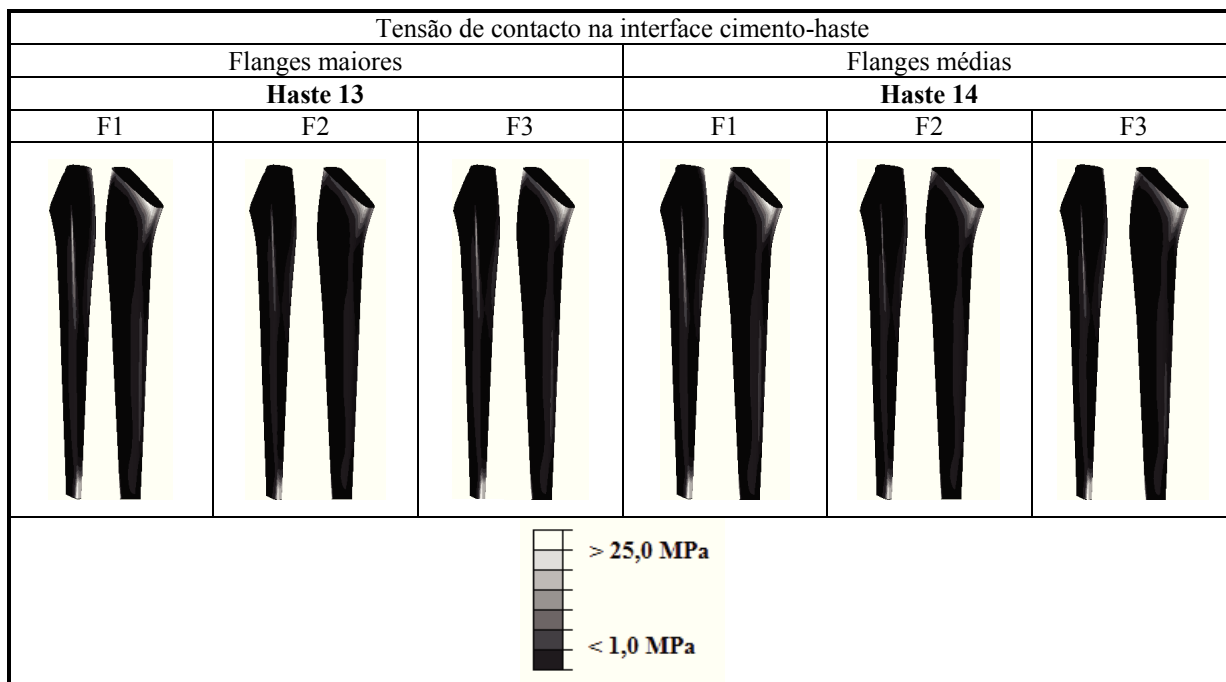


Tabela 41 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 13 e 14.

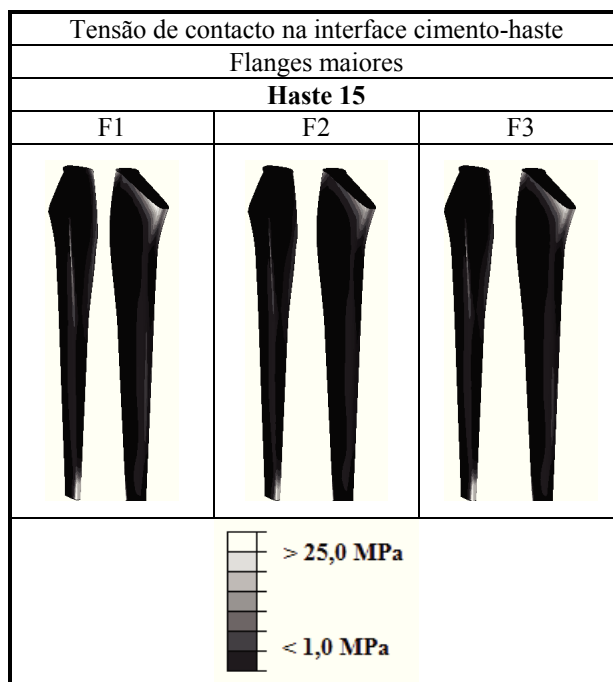


Tabela 42 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 15.

Na tensão de contacto da interface cimento-haste não existem diferenças muito evidentes quando se altera o tamanho das flanges. Pode-se concluir que a alteração do parâmetro que

permite obter secções com flanges mais ou menos evidentes não influencia a tensão de contacto na interface cimento-haste.

Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Flanges menores			Flanges médias		
Haste 13			Haste 14		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 43 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 13 e 14.

Tensão de contacto na interface cimento-osso		
Flanges maiores		
Haste 15		
F1	F2	F3
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção		

Tabela 44 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 15.

Pelo contrário, tendo em conta os resultados da tensão de contacto da interface cimento-haste, a distribuição da tensão cimento-osso apresenta maior área sujeita à tracção com o aumento

do tamanho das flanges. Logo, ao se observarem as imagens das tabelas 43 e 44, tem-se que a área sujeita a tração aumenta quando se observa a haste 14 comparada com a haste 13, e a haste 15 quando comparada com as hastes 13 e 14.

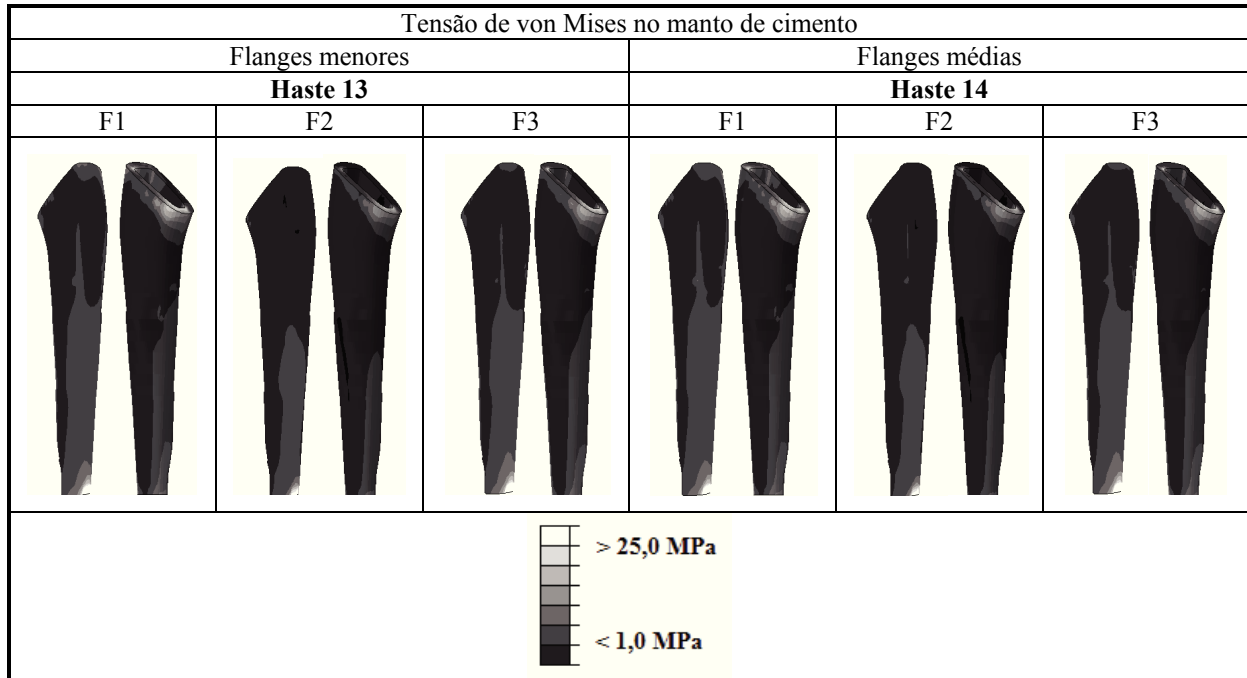


Tabela 45 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 13 e 14.

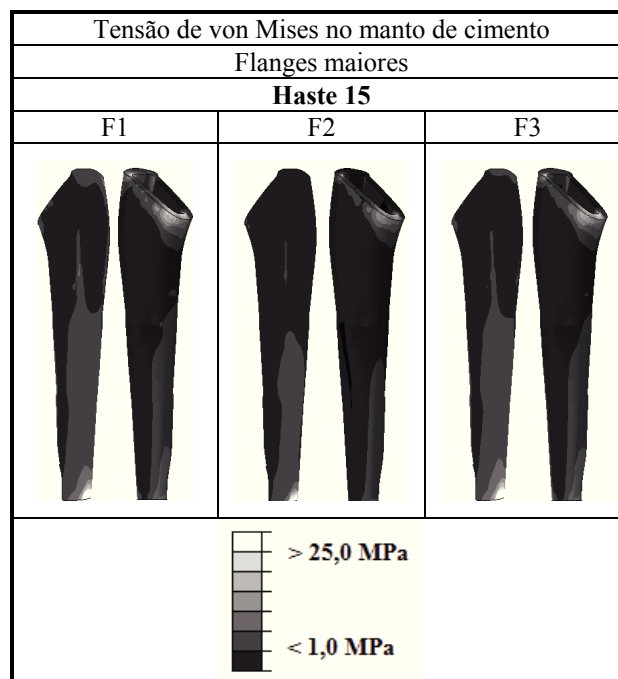


Tabela 46 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 15.

A tensão de von Mises não se altera muito quando se aplicam flanges mais ou menos evidentes nas secções transversais que permitem alterar o formato da prótese. Isto pode ser justificável pelo facto do formato da haste se encontrar mais longe do manto de cimento na sua periferia (tal como se observa nas imagens das tabelas 45 e 46).

A diferença ao nível da assimetria da secção transversal da haste também influencia os resultados. A tabela 47 demonstra a importância deste factor.

Cargas múltiplas	Muita assimetria	Assimetria média	Pouca assimetria
	Haste 16	Haste 7	Haste 17
Tensão de contacto na interface cimento-haste	20.0152	19.3588	19.6072
Tensão de contacto na interface cimento-osso	3.5956	4.1188	4.1613
Tensão de von Mises no manto de cimento	27.3415	26.7082	26.6513
Remodelação óssea no fémur proximal	23.8438	24.1758	24.0653

Tabela 47 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da assimetria.

Para verificar a influência da assimetria, tiveram-se em conta formatos de hastes cónicas com flanges. Obtêm-se valores de tensões de contacto na interface cimento-haste mais elevados tanto para hastes com pouca assimetria como com muita assimetria, comparando com as hastes de assimetria média. Na tensão de contacto na interface cimento-osso, os valores crescem com a diminuição de assimetria. Inversamente, a tensão de von Mises no manto de cimento diminui com a diminuição de assimetria na haste. A remodelação óssea diminui ligeiramente o seu valor numa haste com pouca assimetria, quando comparada com a haste 7 de assimetria média, e diminui um pouco mais quando se observam os valores obtidos pela haste 16, de muita assimetria.

As hastes 16, 7 e 17 apresentam resultados algo diferentes quando se comparam as tensões de contacto na interface cimento-haste (ver tabelas 48 e 49), as tensões de contacto na interface cimento-osso (ver tabelas 50 e 51) e os valores da tensão de von Mises no manto de cimento (ver tabelas 52 e 53).







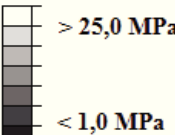
Tensão de contacto na interface cimento-haste					
Muita assimetria			Assimetria média		
Haste 16			Haste 7		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
					

Tabela 48 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 16 e 7.




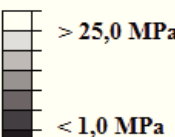
Tensão de contacto na interface cimento-haste		
Pouca assimetria		
Haste 17		
F1	F2	F3
		
		

Tabela 49 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 17.

A haste 7 volta a aparecer nas tabelas 48 e 49 com o intuito de se compararem os resultados entre as hastes com secções mais ou menos assimétricas, sendo a haste 7 a que possui a secção intermédia em termos de assimetria. Na região calcar, quanto mais assimétrica for a

secção, menores são os valores de tensão de contacto na interface cimento-haste.







Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Muita assimetria			Assimetria média		
Haste 16			Haste 7		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 50 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 16 e 7.




Tensão de contacto na interface cimento-osso		
Pouca assimetria		
Haste 17		
F1	F2	F3
		
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção		

Tabela 51 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 17.

Com o aumento da assimetria, aumenta também a área sujeita a tracção e possível descolagem do cimento ao osso, tendo em conta apenas a visualização dos resultados para a força 1. Nos resultados para aplicação da força 2 sucede o contrário, aumenta a área sujeita a tracção na

zona lateral proximal da haste. Na força 3 sucede o mesmo que na força 2.

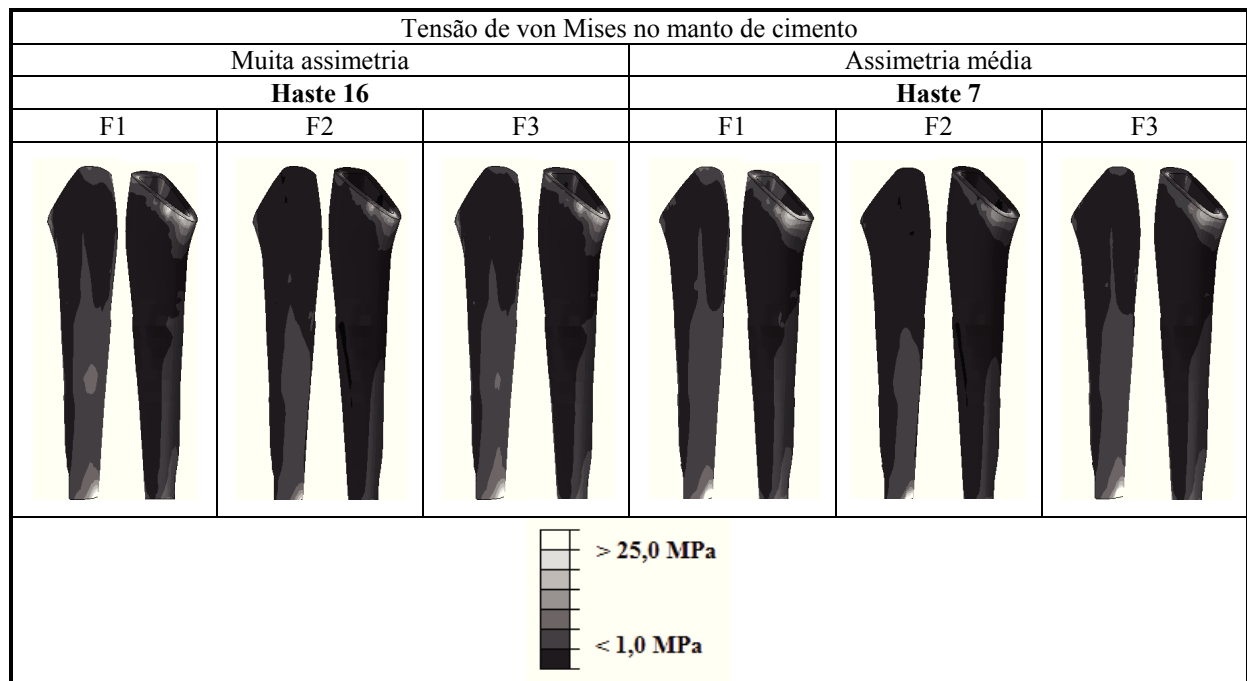


Tabela 52 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 16 e 7.

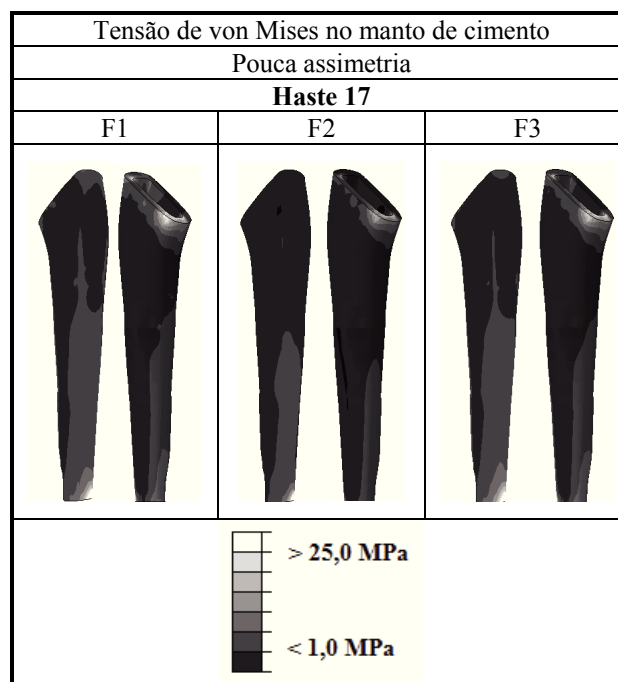


Tabela 53 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 17.

A tensão de von Mises nas hastes com mais assimetria demonstra piores resultados do que nas hastes com menor assimetria. As zonas mais críticas, que se encontram com os cinzentos mais claros até chegar ao branco, apresentam-se ao longo de toda a haste, sendo que nas hastes com mais assimetria existem marcas mais evidentes da desvantagem.

Além de se observarem as diferenças nas secções transversais que permitem conceber a prótese, também há que ter com conta o manto de cimento. Este manto apresenta uma espessura variável ao longo da haste, que pode depender da técnica cirúrgica. Assim sendo, compararam-se diferentes espessuras do manto de cimento, cuja informação relativa aos valores de tensão se encontram na tabela 54.

Cargas múltiplas	Baixa espessura do cimento	Espessura média do cimento	Alta espessura do cimento
	Haste 18	Haste 2	Haste 19
Tensão de contacto na interface cimento-haste	19.0529	19.2605	20.5541
Tensão de contacto na interface cimento-osso	6.5674	4.5462	3.3600
Tensão de von Mises no manto de cimento	27.6986	26.9309	28.3473
Remodelação óssea no fémur proximal	26.1717	23.7720	20.6393

Tabela 54 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da espessura do manto de cimento.

A espessura do cimento, da parte distal para a proximal, apresenta os seguintes valores: 2, 3 e 4 mm. Para a haste 18, efectuou-se a diminuição destes valores para 1, 2 e 3, respectivamente. Na haste 19, o aumento também foi de 1 mm, de 2, 3 e 4 para 3, 4 e 5 mm. Em hastes cónicas simétricas sem flanges, o aumento da espessura do cimento em 1 mm em toda a extensão da prótese, faz aumentar o valor da tensão de contacto na interface cimento-haste. No caso da tensão de contacto na interface cimento-osso, a maior quantidade de cimento faz com que esta diminua para sensivelmente metade do valor apresentado pela haste com menor espessura de cimento. A tensão de von Mises no manto de cimento manteve-se quase inalterada. A remodelação óssea diminuiu bastante para hastes com maior espessura de cimento.

Tendo em conta todos os resultados, com todos os formatos analisados, tem-se que as hastes rectas na metade distal são as que menor reabsorção óssea provocam, havendo diferenças na ordem das 7 unidades.

A assimetria faz aumentar a remodelação óssea, bem como a aplicação de flanges, tanto em próteses cónicas como rectas, na metade distal.

Nas tabelas 55 e 56 encontra-se a distribuição de tensões de contacto ao longo de toda a interface cimento-haste. Nas tabelas 57 e 58 encontram-se os resultados da tensão de contacto na interface cimento-osso e nas tabelas 60 e 61 apresentam-se os resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento. Estes resultados foram obtidos em análises efectuadas às hastes 2, 18 e 19.

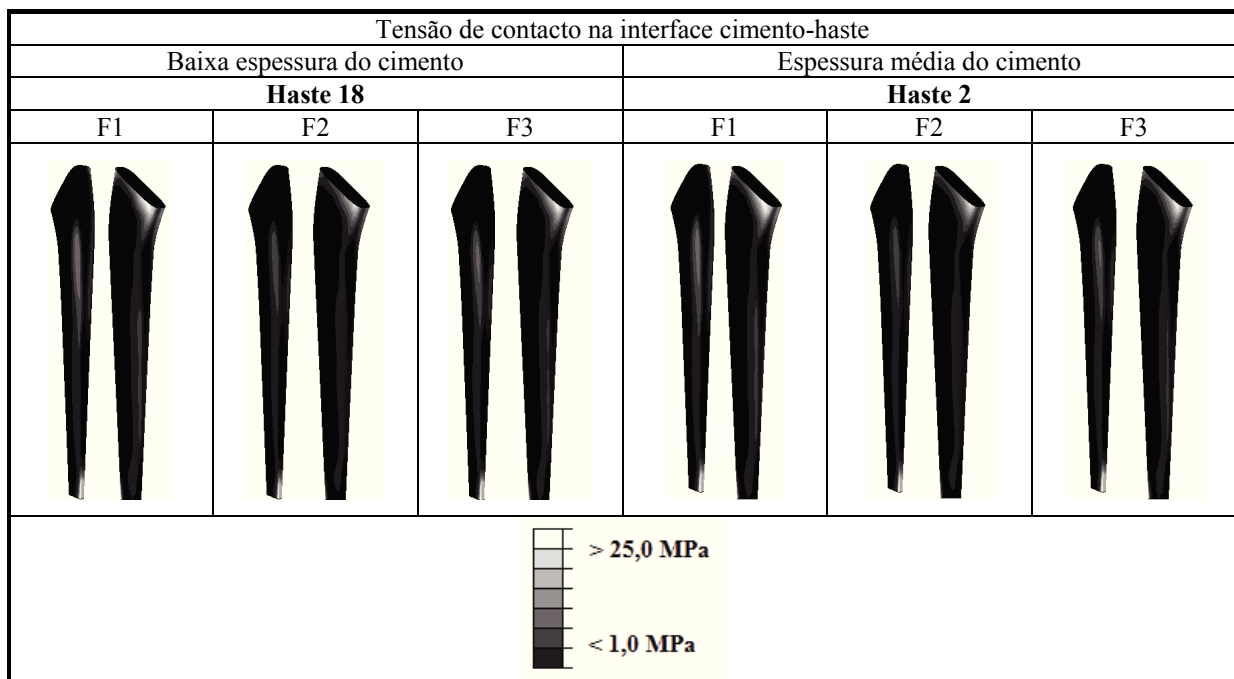


Tabela 55 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 18 e 2.

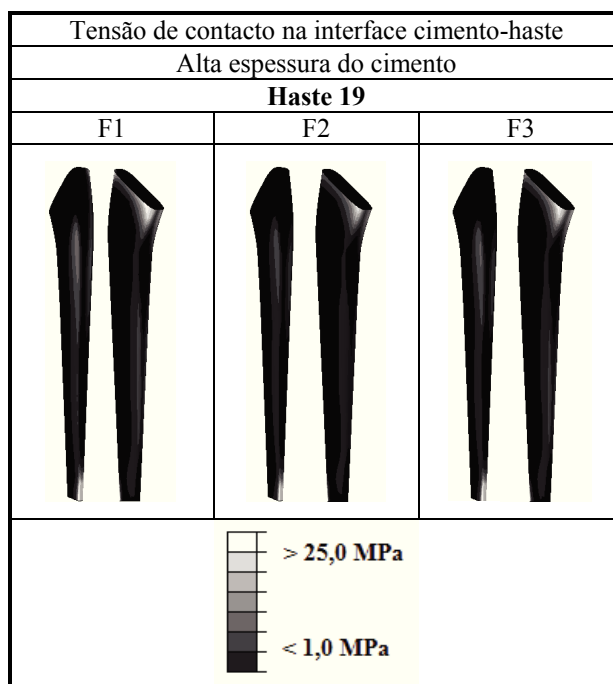


Tabela 56 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 19.

A espessura do cimento também pode afectar a performance das hastes. Alterou-se o seu valor ao longo de toda a prótese, a fim de se poder saber qual a sua influência nas tensões da interface cimento-haste, cimento-osso e a tensão de von Mises no manto de cimento. Devido à distância entre a periferia do manto de cimento (interface cimento-osso) e a interface interior (interface cimento-haste), esta última não demonstra alterações significativas. No entanto, apenas nas imagens que apresentam a distribuição de tensão na haste 19 se nota um ligeiro aumento dos valores de tensão na zona lateral e ao longo de toda a haste.




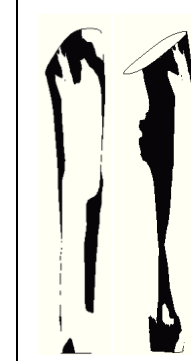


Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Baixa espessura do cimento			Espessura média do cimento		
Haste 18			Haste 2		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção					

Tabela 57 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 18 e 2.


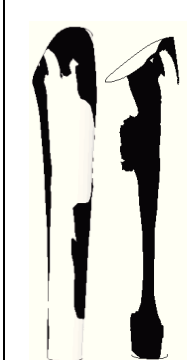

Tensão de contacto na interface cimento-osso		
Alta espessura do cimento		
Haste 19		
F1	F2	F3
		
<input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção		

Tabela 58 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 19.

No que diz respeito à tensão de contacto na interface cimento-osso, obviamente que aqui já se vêem os efeitos da aplicação de uma camada mais ou menos espessa pode provocar. O facto de esta interface apresentar resultados mais negativos e significativos relativamente à interface cimento-osso está interligado com a distância que as cargas têm de percorrer para causar algum efeito. Ao se ter uma camada de cimento mais espessa, a distância até chegar à interface cimento-haste é maior, o que faz com que haja menos efeitos sobre essa mesma

interface quando são aplicadas as cargas. Tem-se, deste modo, que quanto maior a camada de cimento, maior é a área sujeita a possível descolagem do cimento ao tecido ósseo. Uma baixa espessura do manto de cimento demonstra resultados mais favoráveis, com a área sujeita à compressão a predominar nos resultados obtidos nas imagens apresentadas nas tabelas 57 e 58.

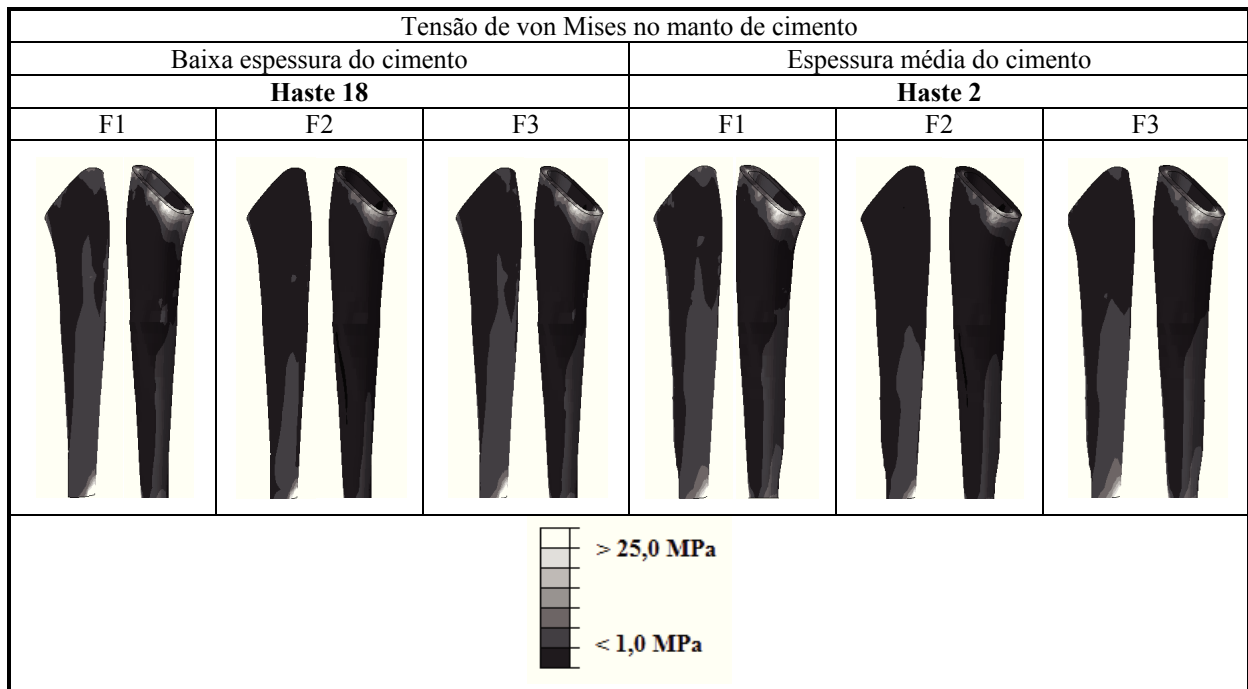


Tabela 59 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 18 e 2.

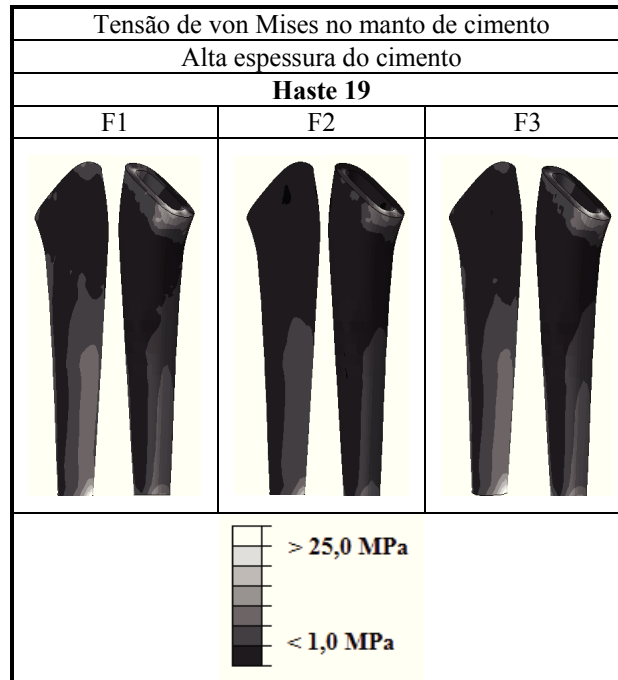


Tabela 60 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 19.

A maior espessura no manto de cimento permite que a apresentação da tensão de von Mises no cimento seja feita de forma mais distribuída. No entanto, o facto de haver maior distribuição também leva a que haja maior área com valores mais elevados de tensão de von Mises.

Para melhor entendimento do que os parâmetros geométricos podem fazer na alteração da fixação pós-operatória da haste femoral, há que ter em conta o facto de a haste poder apresentar uma protuberância mais evidente na zona proximal, isto é, na zona do chamado cotovelo da haste. Para tal alterou-se o valor de desvio do eixo da prótese relativamente ao eixo y . Depois também se alterou a distribuição dos parâmetros a_1 e a_2 na secção 4. Esta secção apresenta um desvio que se deve à apresentação não uniforme do valor deste dois parâmetros. Enquanto nas secções 1, 2 e 3 os parâmetros a_1 e a_2 se encontram com o mesmo valor mas com sinais opostos, na secção 4 os valores são diferentes, encontrando-se também um de sinal positivo e outro de sinal negativo. Quando estes valores se aproximam, juntando o factor de existir o referido desvio do eixo, a prótese apresenta-se posicionada mais anteriormente e com um cotovelo mais saliente, tendo em conta que a prótese se encontra aplicada num modelo de fémur esquerdo humano. Na tabela 61 encontram-se os resultados para hastes com os formatos acima descritos.

Cargas múltiplas

	Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y	Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y e dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)	Alteração dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)
	Haste 20	Haste 21	Haste 22
Tensão de contacto na interface cimento-haste	20.0564	19.2779	19.4325
Tensão de contacto na interface cimento-osso	3.2897	4.4364	4.3503
Tensão de von Mises no manto de cimento	32.6454	30.7973	27.7682
Remodelação óssea no fémur proximal	12.3081	16.4095	23.9392

Tabela 61 – Resultados da aplicação de cargas múltiplas em haste com variação da zona do cotovelo da haste e posição da haste.

A diferença da posição da haste e do seu formato na zona do cotovelo pode alterar os resultados no que diz respeito à média de valores das tensões de contacto, a tensão de von Mises e remodelação óssea, quando são aplicadas múltiplas cargas. Quando a prótese se encontra numa posição mais anterior – haste 20 –, tendo em conta que foi modelada no fémur esquerdo, quando comparada com a que junta esse desvio e a alteração da secção mais proximal, zona do cotovelo – haste 21 –, permite alterações mínimas nos valores das tensões de contacto. O valor referente à remodelação no fémur é mais baixo, o que vai de encontro ao facto da zona onde a haste foi aplicada, estar mais perto do osso cortical do fémur. Comparando as hastes 20 e 21 com a haste 22 que apenas alterou os valores da secção mais proximal, observam-se igualmente pequenas diferenças nos valores das tensões de contacto em ambas as interfaces. Os valores para a tensão de von Mises diminuem para as hastes 21 e 22 enquanto o valor de remodelação óssea aumenta, o que é justificado pelo facto de ser ter uma zona proximal lateral da haste – cotovelo – que faz com que haja mais área do fémur afectada pela introdução da haste.

Nas tabelas 62 e 63 tem-se os resultados para as tensões de contacto na interface cimento-haste nas hastes 20, 21 e 22. Nas tabelas 64 e 65 tem-se os resultados para as tensões de contacto na interface cimento-osso nas mesmas hastes. E nas tabelas 66 e 67 tem-se os resultados para as tensões de von Mises no manto de cimento.







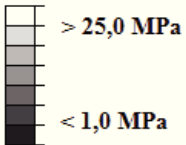
Tensão de contacto na interface cimento-haste					
Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y			Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y e dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)		
Haste 20			Haste 21		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
 > 25,0 MPa < 1,0 MPa					

Tabela 62 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste nas hastes 20 e 21.




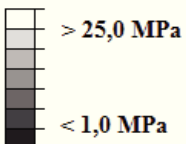
Tensão de contacto na interface cimento-haste		
Alteração dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)		
Haste 22		
F1	F2	F3
		
 > 25,0 MPa < 1,0 MPa		

Tabela 63 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-haste na haste 22.

A tensão de contacto na interface cimento-haste não é afectada com diferenças significativas pela alteração dos parâmetros que permitiram a obtenção do formato de haste com cotovelo

mais saliente e/ou com diferença na posição desta dentro do fémur.







Tensão de contacto na interface cimento-osso					
Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y			Alteração do valor de desvio em relação ao eixo y e dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)		
Haste 20			Haste 21		
F1	F2	F3	F1	F2	F3
					
<div style="display: flex; justify-content: center; gap: 20px;"> <input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção </div>					

Tabela 64 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso nas hastes 20 e 21.




Tensão de contacto na interface cimento-osso		
Alteração dos parâmetros a_1 e a_2 na última secção (cotovelo)		
Haste 22		
F1	F2	F3
		
<div style="display: flex; justify-content: center; gap: 20px;"> <input type="checkbox"/> Compressão <input checked="" type="checkbox"/> Tracção </div>		

Tabela 65 – Resultados para a tensão de contacto na interface cimento-osso na haste 22.

A presença de um cotovelo mais saliente na zona lateral proximal da haste permite que exista menor área afectada pela tracção e possível descolagem. Essa área torna-se mais evidente

quando apenas é alterado o parâmetro que permite a colocação da prótese mais anteriormente no fêmur, e tanto se nota o aumento na zona lateral proximal como na zona medial, ao longo de toda a prótese.

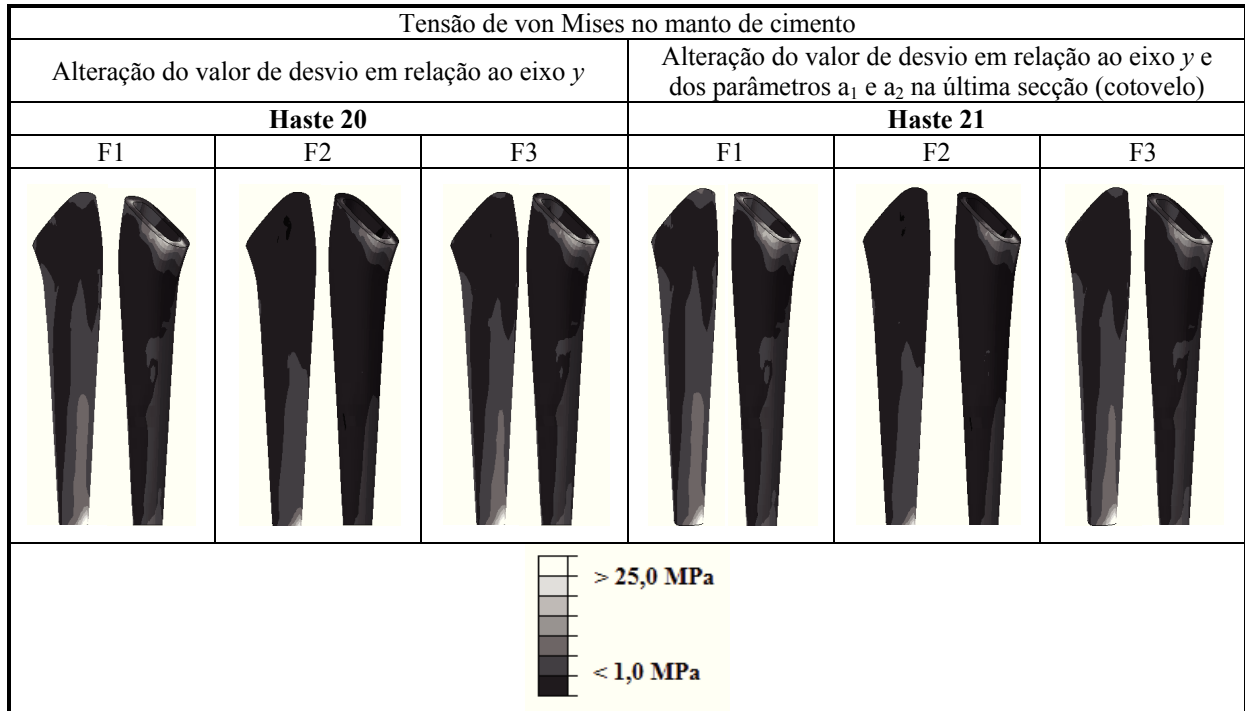


Tabela 66 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento nas hastes 20 e 21.

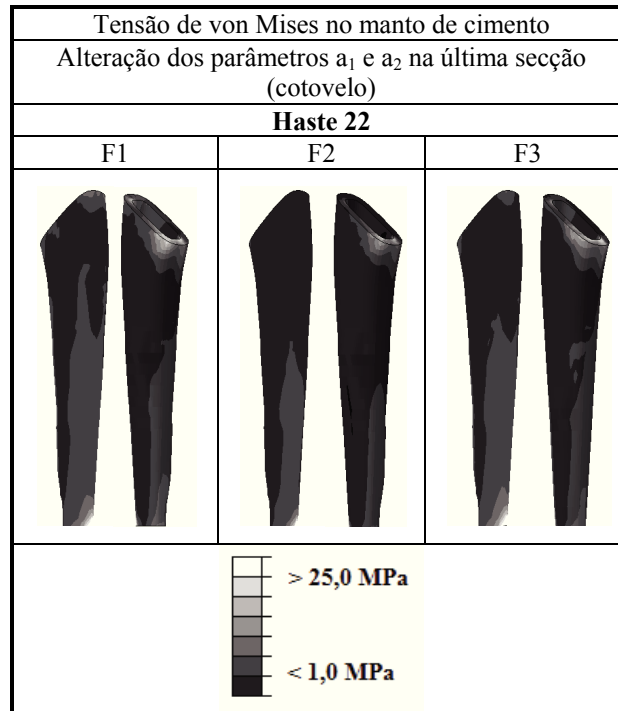


Tabela 67 – Resultados para a tensão de von Mises no manto de cimento na haste 22.

Relativamente à tensão de von Mises no manto de cimento, a distribuição é melhor efectuada na haste 22. Na haste 20 e 21 essa distribuição é feita de forma semelhante, mas com valores mais elevados em maior área.

Numa visão mais geral, observando os resultados das tabelas que apresentam os resultados das tensões distribuídas, tem-se que, relativamente à tensão de contacto na interface cimento-haste, com a aplicação da carga 1, as hastes que evidenciam piores resultados na zona medial ao longo da haste são as que possuem flanges – haste 1, 7, 10, entre outras –, enquanto os melhores resultados são permitidos pelas hastes com secções transversais mais elipsóides, hastes 3, 6, 9 e 12. Na zona do cotovelo, os resultados encontram-se inversamente apresentados pelos mesmos conjuntos de hastes, sendo que os melhores resultados também demonstrados pelas hastes com desvio de posição, hastes 20 e 21. Na carga 2, os piores resultados são apresentados pelas hastes com flanges, tal como na carga 1, e o mesmo se verifica na carga 3. A baixa espessura do cimento, na haste 18, permitiu obter os melhores resultados tanto na zona do cotovelo como na zona medial ao longo da haste tanto na carga 2 como na 3. Na carga 3, os piores resultados na zona medial apresentam-se pelas hastes com flanges acentuadas, haste 14 e 15, bem como a que possui uma elevada espessura no manto de

cimento, haste 19. Na zona do cotovelo, os melhores resultados foram obtidos pelas hastes com secções transversais mais elipsóides.

Na tensão de contacto na interface cimento-osso, os resultados para as 3 cargas aplicadas apresentam-se com uma tendência uniforme, independentemente da carga aplicada. As hastes rectas com secções transversais mais elipsóides, hastes 6 e 12, são as que apresentam os piores resultados na zona medial ao longo da haste e na zona do cotovelo. Nesta última zona, também as hastes com flanges medianas permitiram piores resultados. A haste 15, com as flanges mais evidente, apresentou resultados favoráveis relativamente à tensão de contacto na interface cimento-osso na zona do cotovelo da haste.

A tensão de von Mises no manto de cimento também apresentou resultados mais ou menos uniformes. A alteração da espessura do manto de cimento permitiu que se obtivessem os melhores resultados para baixas espessuras, e os piores para altas espessuras, haste 18 e 19, respectivamente. As hastes cónicas sem flanges, hastes 2, 3 e 9, permitiram também alguns dos melhores resultados no manto de cimento, na zona do cotovelo, para a carga 3. Na mesma zona, para a carga 2, foram as hastes 4, 5 e 6 que permitiram resultados favoráveis, hastes com metade distal recta.

De seguida apresenta-se o quadro resumo com os valores das funções objectivo obtidos no estudo realizado (ver tabela 68):

Tipos de hastes femorais	Haste	Tensão de contacto na interface cimento-haste	Tensão de contacto na interface cimento-osso	Tensão de von Mises no manto de cimento	Remodelação óssea
Cónica simétrica com flanges	Haste 1	19.7941	4.3111	26.6158	23.8891
Cónica simétrica sem flanges	Haste 2	19.2605	4.5462	26.9309	23.7720
Cónica simétrica sem flanges (+ elipsóide)	Haste 3	22.2832	4.5575	31.0541	21.6634
Recta simétrica com flanges	Haste 4	24.8177	4.7864	29.9529	16.6915
Recta simétrica sem flanges	Haste 5	23.9343	5.2509	30.7244	16.5872
Recta simétrica sem flanges (+ elipsóide)	Haste 6	30.2858	6.3212	37.5530	16.1273
Cónica assimétrica com flanges	Haste 7	19.3588	4.1188	26.7082	24.1758
Cónica assimétrica sem flanges	Haste 8	18.9811	4.3792	27.1736	24.0631
Cónica assimétrica sem flanges (+ elipsóide)	Haste 9	23.3303	4.2809	30.8869	21.5677
Recta assimétrica com flanges	Haste 10	24.4888	4.6737	30.2337	16.9566
Recta assimétrica sem flanges	Haste 11	24.0328	5.1144	31.1967	16.8406
Recta assimétrica sem flanges (+ elipsóide)	Haste 12	32.7107	6.0205	37.7267	16.2327
Flanges maiores	Haste 13	19.3588	4.1188	26.7082	24.1758
Flanges médias	Haste 14	18.9244	3.9639	26.2942	24.2460
Flanges maiores	Haste 15	18.2698	3.8341	25.9462	24.3181
Muita assimetria	Haste 16	20.0152	3.5956	27.3415	23.8438
Pouca assimetria	Haste 17	19.6072	4.1613	26.6513	24.0653
Baixa espessura do cimento	Haste 18	19.0529	6.5674	27.6986	26.1717
Alta espessura do cimento	Haste 19	20.5541	3.3600	28.3473	20.6393
Desvio $\nu=1$ (em vez de 3)	Haste 20	20.0564	3.2897	32.6454	12.3081
Desvio $\nu=1$ com $a_1=8$ e $a_2=-14$	Haste 21	19.2779	4.4364	30.7973	16.4095
$a_1=8$ e $a_2=-14$	Haste 22	19.4325	4.3503	27.7682	23.9392

Tabela 68 – Quadro resumo dos valores obtidos relativos às funções objectivo do estudo efectuado.

Em termos gerais, observando a tabela 68, os valores da tensão de contacto na interface cimento-haste encontram-se no intervalo [18.2698; 32.7107]; a tensão de contacto cimento-osso está compreendida no intervalo [3.2897; 6.3212]; a tensão de von Mises no manto de cimento está no intervalo [25.9462; 37.5530]; por último, a remodelação óssea encontra-se na ordem dos [12.3081; 26.1717].

Há que referir que os valores mais elevados das tensões foram obtidos pelas hastes rectas em

detrimento das hastes cónicas, o que é um resultado favorável. Por outro lado, e em muito devido ao tamanho da haste que afecta o interior do fémur, a remodelação óssea obtém valores mais baixos com as hastes rectas.

A haste que apresenta o valor mais baixo da tensão de contacto na interface cimento-haste é a haste 15, que é cónica, com secção transversal assimétrica e possui as flanges de maior tamanho. O valor mais elevado para esta tensão encontra-se nos resultados obtidos pela haste 12, haste recta com secção transversal assimétrica e mais elipsóide e sem flange.

A tensão de contacto na interface cimento-osso obteve o seu valor mais baixo com a haste 20, que possui o desvio da haste para uma posição mais anterior relativamente ao fémur. A haste 6, recta simétrica com flanges e secção transversal mais elipsóide apresentou os valores mais elevados para a tensão na interface cimento-osso.

Os valores para a tensão de von Mises foram elevados no geral, tendo o seu máximo sido atingido pela haste 6, tal como na tensão de contacto na interface cimento-osso. O valor mais baixo da tensão de von Mises foi obtido pela haste 15, com as flanges maiores, tal como na tensão de contacto na interface cimento-haste.

A remodelação óssea no fémur proximal, isto é, a reabsorção óssea, apresenta o valor mais baixo para a haste 20, tal como na tensão de contacto na interface cimento-osso. Isto está relacionado com o facto de o desvio da haste poder ser favorável uma vez que se aproxima da zona de osso cortical do fémur, mais compacto.

A tendência que existe é de que as hastes rectas permitem menores valores de remodelação óssea no fémur proximal, mas fazem aumentar os valores das tensões de contacto nas interfaces cimento-haste e cimento-osso, e a tensão de von Mises no manto de cimento. As hastes cónicas, pelo contrário, fazem aumentar os valores de remodelação óssea, em detrimento dos valores para as tensões.

Conclusões

Pretende-se, com este trabalho, estudar a aplicação de flanges dorsais e assimetria em hastes femorais cimentadas de artroplastias totais da anca, como um benefício em termos de fixação e distribuição de tensões inerentes ao processo para o qual este tipo de prótese foi concebido. Após a cirurgia de substituição da articulação da anca, o que se pretende é a melhor fixação e, posteriormente, a menor laxação possível para evitar a perda do implante a longo prazo, adiando a cirurgia de revisão e melhorando o desempenho da prótese. No presente estudo os resultados obtidos compõem uma análise considerando as condições de contacto, no pós-operatório, sendo que a evolução da massa óssea e da fixação cimento-osso não foi tida em conta. No entanto, o desempenho no pós-operatório é essencial para o futuro da artroplastia.

Como seria de esperar, quando alguns parâmetros melhoram em muito a performance da haste nuns aspectos, existem outros que, pelo contrário, fazem piorar os resultados. Tem-se como exemplo a tabela 68, que demonstra a não uniformização de bons resultados por parte de determinadas hastes, em detrimento de outras. Há que ter em conta que, apesar dos resultados noutras zonas da haste, as zonas mais críticas são sempre a zona calcar, a zona do cotovelo e a zona da ponta da haste do lado lateral, isto no que diz respeito à transferência de cargas.

Através dos dados apresentados na tabela 68 tem-se, de um modo geral, a noção do que a aplicação das flanges no aspecto lateral das hastes femorais de próteses da anca podem influenciar de modo significativo. Apenas observando os valores da referida tabela, pode-se concluir que a inclusão de flanges melhora o desempenho da haste, pelo menos ao nível da tensão de contacto na interface cimento-haste e da tensão de von Mises do manto de cimento.

A comparação entre as hastes rectas e cónicas permite verificar que, de um modo geral, as hastes com metade distal recta fazem diminuir a remodelação óssea no fémur proximal, enquanto fazem aumentar os valores das outras tensões: tensão de contacto na interface cimento-haste, cimento-osso e tensão de von Mises no manto de cimento. Isto deve-se ao

facto da haste recta possuir a parte distal mais fina e a parte proximal ser onde ocorre a fixação propriamente dita da haste ao fémur, ocorrendo nessa zona a remodelação com menor evidência. Este facto é verificado pelos valores para as funções objectivo obtidos e apresentados na tabela 68 com os valores de tensões de contacto, de von Mises no cimento e remodelação óssea no fémur proximal. Tem-se, portanto, uma tendência para as hastes rectas na metade distal fazerem aumentar o tipo de tensões analisadas e baixar a remodelação óssea. No caso das hastes cónicas, sucede precisamente o contrário.

Este estudo permitiu obter dados computacionais que ainda são difíceis de comparar com os resultados clínicos uma vez que o tipo de hastes com flanges no aspecto lateral e secções assimétricas tem vindo a ser aplicado há pouco tempo. Tendo em conta os estudos já realizados no âmbito de se saber qual a influência das flanges na fixação de hastes femorais cimentadas, Sangiorgio *et al.* (2004 e 2011), conclui-se que os resultados presentes neste estudo se encontram em conformidade com os obtidos nos estudos referidos, mais propriamente com o estudo de 2011, embora os seus resultados não sejam muito extensos e conclusivos. Em Sangiorgio *et al.* (2004) utilizaram-se hastes com e sem flanges, com um aspecto recto, polido e sem colar. O estudo permitiu resultados que revelam que a presença de flanges aumenta a fixação entre a haste e o cimento e faz decrescer a laxação proximal-medial. No entanto, estas são vantagens que ocorrem com o aumento do movimento na interface cimento-osso. Tem-se, em Sangiorgio *et al.* (2011), resultados que permitem o aumento do melhoramento da fixação na interface cimento-osso com a aplicação de hastes com flanges. Para hastes cónicas, as flanges dorsais aumentam a fixação axial inicial das hastes femorais cimentadas apresentando uma grande vantagem na sua aplicação (Sangiorgio *et al.*, 2011). No estudo efectuado na presente dissertação obtiveram-se resultados que permitem concluir, igualmente, a aplicação favorável das flanges no aspecto lateral da haste femoral. Como exemplo existe a haste 15, com as flanges mais evidentes, que permitiu os valores mais baixos da tensão de contacto na interface cimento-osso na zona do cotovelo da haste. De igual forma, também este tipo de haste permite valores menos elevados para a tensão de contacto na interface cimento-haste e tensão de von Mises no manto de cimento quando comparada com outras hastes. De referir que, além de possuir flanges evidentes no aspecto lateral da haste, a haste 15 também possui alguma assimetria, fazendo com que se possa concluir também a vantagem da aplicação deste parâmetro. No entanto, e tal como já foi referido, quando alguns aspectos são melhorados, existem outros que pioram. Logo, observando os resultados com as imagens com as cargas distribuídas, relativamente à tensão de contacto na interface cimento-haste, aplicando a carga 1, as hastes que evidenciam piores

resultados na zona medial ao longo da haste são as que possuem flanges, enquanto os melhores resultados são permitidos pelas hastes com secções transversais mais elipsóides e sem flanges. Na zona do cotovelo, os resultados permitem uma conclusão oposta. Na carga 2, os piores resultados são apresentados pelas hastes com flanges, tal como na carga 1, e o mesmo se verifica na carga 3.

4.8 Trabalhos futuros

O trabalho efectuado necessita de melhoramentos que serão possíveis com um processo de optimização de forma. Com esse processo, conseguir-se-ão obter novos formatos de hastes, tendo as que foram apresentadas como base, a fim de podermos minimizar os valores das funções objectivo, tanto para as tensões de contacto em ambas as interfaces como para o manto de cimento e remodelação óssea no fémur proximal.

De notar que, antes da artroplastia, a transferência de esforços entre o osso pélvico e o fémur é tal modo que o osso cortical fica sujeito a um nível de esforços superior ao do osso trabecular, uma vez que a camada exterior do osso suporta um maior nível de deformações. Com a inserção de uma prótese articular, passa a ser a haste femoral a transferir as cargas da articulação para o tecido ósseo. Deste modo, a transferência de cargas passa a ser do interior para o exterior do osso. A perda de massa óssea está relacionada com este facto, uma vez que a densidade de energia de deformação no osso trabecular aumenta cerca de 15 vezes e a do osso cortical decresce em cerca de 50% (Ruben, 2009). A consequência deste fenómeno faz com que a camada exterior de osso cortical comece a ganhar porosidade e o osso trabecular junto à haste adquira maior densidade (Gabbar *et al.*, 2008). Deste modo as hastes que permitam menores níveis de remodelação óssea fazem com que a durabilidade do implante seja maior. No entanto, não é possível a obtenção de hastes que possam originar uma deformação elevada o suficiente devido à maior rigidez do titânio em comparação com o tecido ósseo e aos constrangimentos geométricos definidos para o processo de optimização de forma (Ruben, 2009).

Deste modo, tendo em conta os aspectos das diferentes hastes analisadas e consequentemente o que isso influencia nos resultados de tensões de contacto, tensão de von Mises e remodelação óssea, permite efectuar um processo de optimização de forma para atingir os valores óptimos das funções objectivo tidas em consideração no presente trabalho. Só deste modo se conseguirá uma ou várias hastes com parâmetros mais definidos e resultados

melhorados, tanto a curto como a longo prazo.

5 Bibliografia

(s.d.). *2º Relatório Anual 2010-2011 | Registo Português de Artroplastias*. Next Color - Soluções Digitais, Lda.

Beaulé, P. E. (2003). Hemiresurfacing arthroplasty of the hip for failed free-vascularized fibular graft. *The Journal of Arthroplasty*, 18, 519-523.

Berli, B. S. (2005). Ten-year survival of the MS-30 matt-surfaced cemented stem. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 87-B, 928–933.

Biomet - One Surgeon. One Patient. (s.d.). Obtido em Julho de 2012, de <http://www.biomet.com>

Browne, M. B. (2003). Probabilistic analysis of a cemented hip implant.

Coelho, P. G. (2011). Multiscale modeling of bone tissue with surface and permeability control. *Journal of Biomechanics*, 44, 321–329.

Coventry, M. B. (1996). Historical Perspective of Hip Arthroplasty. *Reconstructive Surgery of the Joints*, 2, 875-882.

DePuySynthes - People Inspired. (s.d.). Obtido em Julho de 2012, de <http://www.depuy.com/>

Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, 2ª edição.

Gabbar, O. A. (2008). Ten- to twelve-year follow-up of the furlong hydroxyapatite-coated femoral stem and threaded acetabular cup in patients younger than 65 years. *The Journal of Arthroplasty*, 23 (3), 413-417.

Heraeus Medical. (s.d.). Obtido em Setembro de 2012, de <http://heraeus-medical.com>

Hinrichs, F. K. (2003). A comparative clinical outcome evaluation of smooth (10–13 year results) versus rough surface finish (5–8 year results) in an otherwise identically designed cemented titanium alloy stem. *Archives of Orthopaedic Trauma Surgery*, 123, 268–272.

Hip Replacement History. (s.d.). Obtido em Agosto de 2012, de News Medical: <http://www.news-medical.net/health/Hip-Replacement-History.aspx>

Howie, D. M. (1998). Loosening of matt and polished cemented femoral stems. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 80, 573–576.

- Kuiper, J. H. (1993). Ph. D. Thesis, University of Nijmegen. *Numerical Optimization of Artificial Hip Joint Designs*.
- Ling, R. S. (1992). The use of a collar and precoating in cemented femoral stems is unnecessary and detrimental. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 73–83.
- Macedo, C. (2012). *Carlos Macedo - Cirurgia de Quadril*. Obtido em Julho de 2012, de <http://www.artroplastia-quadril.com.br/sintomas-cirurgia-quadril.html>
- Martin, R. B., Burr, D. B., & Sharkley, N. A. (1998). *Skeletal tissue mechanics*. Nova Iorque: Springer.
- Middleton, R. (1998). Effects of design changes on cemented tapered femoral stem fixation. *Clinical Orthopaedics and Related*, 47-56.
- Moreo, P. P.-A. (2006). Modelling the mixed-mode failure of cement–bone interfaces. *Engineering Fracture Mechanics*, 73, 1379–1395.
- Moreo, P. P.-A. (2007). Modelling the mechanical behaviour of living bony interfaces. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 196, 3300–3314.
- Moreo, P., García-Aznar, J. M., & Doblaré, M. (2008). Bone ingrowth on the surface of endosseous implants. Part 1: Mathematical model. *Journal of Theoretical Biology*, 1-12.
- Morscher, E. (2005). Femoral components: outcome with the MS-30 Stem. (S. M. Breusch, Ed.) *The Well Cemented Total Arthroplasty: In Theory and in Practice*.
- Morscher, E. W. (2002). Current state of cement fixation in THR. *Acta Orthopaedica Belgica*, 68, 1-12.
- OHST - Medical Technology. (s.d.). Obtido em Julho de 2012, de <http://www.ohst.de>
- Osher, S. S. (1988). Fronts Propagating with Curvature Dependent Speed: Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formulations. *Journal of Computational Physics*, 79, 12-49.
- Pedersen, P. P. (2005). An optimality criterion for shape optimization in eigenfrequency problems. *Struct Multidisc Optim*, 29, 457-469.
- Pérez, M. A.-A. (2006). Probabilistic analysis of the influence of the bonding degree of the stem–cement interface in the performance of cemented hip prostheses. *Journal of Biomechanics*, 39, 1859–1872.
- Pérez, M. A.-A. (2008). Computational simulation of dental implant osseointegration through resonance frequency analysis. *Journal of Biomechanics*, 41, 316–325.
- Pina, J. E. (1999). *Anatomia Humana da Locomoção* (3ª edição ed.). Lisboa: Lidel - edições técnicas.
- Prendergast, P. J. (s.d.). Biomechanical Techniques for Pre-Clinical Testing of Prostheses and Implants. *Lecture Notes*.
- Ramos, A. S. (2009). In vitro fatigue crack analysis of the Lubinus SPII cemented hip stem. *Engineering Failure Analysis*, 16, 1294–1302.

- Ramos, A. S. (2009b). The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses. *Journal of Biomechanics*, 42, 2602–2610.
- Ruben, R. B. (Janeiro de 2009). Dissertação para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Mecânica. *Projecto Óptimo de Próteses da Articulação da Anca*. Universidade Técnica de Lisboa, Instituto Superior Técnico.
- Ruben, R. B. (2011). Optimização Geométrica da Haste Cimentada da Prótese da Anca. *Congresso de Métodos Numéricos em Engenharia*, 1-11.
- Sangiorgio, S. N., Ebrahimzadeh, E., Longjhon, D. B., & Dorr, L. D. (2004). Effects of Dorsal Flanges on Fixation of a Cemented Total Hip Replacement Femoral Stem. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86-A, 813-820.
- Sangiorgio, S. N., Ebrahimzadeh, E., Longjhon, D. B., & Dorr, L. D. (2011). The influence of proximal stem geometry and surface finish on the fixation of a double-tapered cemented femoral stem. *Journal of Biomechanics*, 44, 22–27.
- Simões, J. A. (2005). Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials and Design*, 26, 391–401.
- Stryker*. (s.d.). Obtido em Julho de 2012, de <http://www.stryker.com>
- The Hip Clinic*. (s.d.). Obtido em Agosto de 2012, de <http://thehipclinic.co.uk>
- Tritschler, B., Forest, B., & Rieu, J. (1999). Fretting corrosion of materials for orthopaedic implants: a study of a metal/polymer contact in an artificial physiological medium. *Tribology International*, 32, 587–596.
- Yuan-Cheng, F. (1993). *Biomechanics: mechanical properties of living tissue*. Nova Iorque: Springer.
- Zimmer - Personal Fit. Renewed Life*. (s.d.). Obtido em Julho de 2012, de <http://www.zimmer.com>