



**António Manuel de
Amaral Monteiro
Ramos**

**Estudo numérico e experimental de uma nova
componente femoral da prótese de anca cimentada**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor José António de Oliveira Simões, Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Apoio financeiro da FCT
Parte dos estudos, aqui
apresentados, foram feitos no
âmbito dos projectos:
POCTI/EME/44644/2002

Dedico esta tese aos meus pais, irmãos e esposa pelo incansável apoio.

o júri

presidente

Prof.Doutor. Fernando Manuel dos Santos Ramos
Professor Catedrático da Universidade de Aveiro

Prof.Doutor. António Torres Marques
Professor Catedrático da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof.Doutor. José Joaquim de Almeida Grácio
Professor Catedrático da Universidade de Aveiro

Prof.Doutor. Abel Vitorino Trigo Cabral
Professor Associado com agregação da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Prof. Doutor. José António de Oliveira Simões
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Prof.Doutor. Paulo Rui-Alves Fernandes
Professor Auxiliar do Instituto Superior Técnico da Universidade Técnica de Lisboa

Prof.Doutor. Fernando Manuel Ferreira Fonseca
Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior

agradecimentos

Ao longo destes quase quatro anos dedicados em exclusividade, à elaboração desta tese de doutoramento, tive o apoio incondicional da família, de colegas e amigos, e de entidades diversas a quem quero deixar aqui bem expresso os meus sinceros agradecimentos.

Quero, contudo, particularizar alguns pela importância fundamental que tiveram no desenrolar dos trabalhos. Deste modo, agradeço ao meu orientador Professor José António Oliveira Simões, ao Professor Fernando Fonseca, ao Dr. João Salgado da Salgado Orthopedics, ao Sr. Lázaro Almeida da LA Medical, ao Eng^o Virgílio da Zollern & Comandita, ao Pedro Talaia e Carlos Relvas da Universidade de Aveiro.

palavras-chave

Biomecânica, prótese de anca, cimento, tensão-deformação, fadiga.

resumo

O ciclo de desenvolvimento de uma prótese de anca envolve diversas fases, culminando na sua experimentação clínica para posterior aprovação pelos organismos competentes para assim ser comercializada e aplicada em cirurgia ortopédica rotineira. O trabalho apresentado nesta tese consistiu na concepção e desenvolvimento de uma nova componente femoral de uma prótese de anca cimentada. Para o efeito, a nova geometria da prótese foi parcialmente concebida tendo por base os resultados analisados de um modelo de elementos finitos simplificado da prótese de anca cimentada. Foram analisadas 12 secções transversais do implante e obtidas as distribuições das tensões equivalentes de von Mises no manto de cimento e as tensões principais máximas e mínimas nas interfaces prótese-cimento e osso-cimento. Depois de gerada inicialmente a nova geometria, esta foi objecto de alterações ao nível da sua parte distal, na zona de transição para a localização de um centralizador e no ângulo de inclinação do colar na direcção anterior-posterior. O desempenho da nova componente femoral foi comparado com os mesmos das próteses Lubinus SPII, Stanmore e Charnley Roundback, estas referenciadas como as de melhores taxas de sucesso nos registos ortopédicos suecos. No mesmo estudo também se analisou o comportamento da prótese Müller Straight, esta por ser a mais utilizada em Portugal. Concebeu-se modelos numéricos de elementos finitos usados nas simulações, que foram feitos com base em tomografias axial computadorizadas de "artroplastias" in vitro realizadas com fémures estandardizados de material compósito. O estudo foi finalizado com o fabrico de protótipos pelo método de fundição por cera perdida e a realização de ensaios in vitro de fadiga. Para a realização das cirurgias in vitro com a nova prótese, foi desenvolvido um instrumental adequado. Foram ensaiadas 3 próteses de cada, tendo sido feita a correlação numérica e experimental entre os padrões de fissuras no manto de cimento e os níveis de descolamentos nas interfaces resultantes do processo de fadiga. Todas as próteses foram sujeitas à fadiga com uma carga sinusoidal de força máxima de 2.5 kN e mínima de 1 kN (estas forças variavam em função do tipo de prótese) a uma frequência de 2.5 Hz. Todos os fémures foram depois seccionados em 12 níveis ao longo da haste da prótese e foi utilizada a técnica de líquidos penetrantes para salientar as fissuras e os descolamentos. Determinou-se as tipologias dos campos de fissuração no manto de cimento e descolamentos nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso, que foram comparados com os resultados das simulações numéricas: tensões equivalentes de von Mises e tensão e direcção principal máxima, obtendo-se boa concordância. A prótese Müller Straight foi das quatro próteses a que evidenciou pior desempenho; a prótese Stanmore provocou baixa intensidade de fissuras e menores descolamentos. A nova componente femoral desenvolvida, em todas as análises realizadas, apresentou excelente comportamento e, aparentemente, poderá ter desempenho in vivo semelhante às próteses cimentadas usadas nesta tese.

keywords

Biomechanics, hip prosthesis, cement, stress-strain, fatigue.

abstract

The development cycle of a hip prosthesis involves different phases, finalizing with its clinical testing to be approved by the competent organizations and be commercialised and used in daily orthopaedic surgery. The work presented in this thesis aimed the conception and development of a new femoral component for a cemented hip prosthesis. For this purpose, the new geometry was partially designed based on the numerical results of finite element models of a simplified cemented hip prosthesis. For 12 geometry sections studied the equivalent von Mises stresses at the cement mantle and the minimum and maximum principal stresses at the prosthesis-cement and bone-cement interfaces were analysed and compared. After the initial geometry developed, some changes were performed at the distal tip of the stem, namely the geometry for the centraliser and the slope angle of the collar at the anterior-posterior direction. The performance of the new femoral component was compared with the same of the Lubinus SPII, Stanmore and Charnley Roundback, these referenced as the ones with the highest success rates in the Swedish Orthopaedic Register. In the same study, the performance of the Müller Straight was also assessed since this design is the most used in Portugal. Finite element numerical models were generated based on computer axial tomography of in vitro arthroplasties made with composite synthetic femurs. The study was finalized with the manufacturing of prototypes using wax loss foundry technology and fatigue testing. To make the in vitro surgeries with the new stems, dedicated instrument was designed and manufactured. Three stems of each of the prostheses used within the study were tested in fatigue and the level of cracking of the cement mantle and interface debonding were compared with the numerical results. All prostheses were loaded in fatigue with a sinusoidal load of maximum load 2.5 kN and a minimum load of 1 kN (these loads were variable and dependent of the prosthesis design) at a frequency of 2.5Hz. All femurs were sectioned at 12 levels and penetrate liquids was used to evidence the cracking and debonding. The typology of the crack patterns of the cement mantle and interface debonding at the stem-cement and bone-cement interfaces were compared with the von Mises stresses and the maximum principal stress directions and good correlations were obtained. The Müller Straight was of all prostheses the one which evidenced the worst performance; the Stanmore prosthesis provoked less cracking and interfaces debonding. The new designed developed evidenced excellent performance and, apparently, can possibly perform as well as the cemented prostheses used in this thesis.

Índice

Introdução	1
1 A artroplastia da anca cimentada: considerações gerais	7
1.1 Introdução	7
1.2 A cirurgia	9
1.3 Abordagem cirúrgica	10
1.4 Projecto da prótese de anca	11
1.5 Geometria	13
1.6 Materiais	15
1.6.1 Os metais	17
1.6.2 As cerâmicas	22
1.6.2.1 Cerâmicas bioinertes ou estruturais	22
1.6.2.2 Cerâmicas biodegradáveis	23
1.6.2.3 Cerâmicas bioactivas	24
1.6.2.4 Vidro cerâmicas	25
1.6.3 Polímeros	25
1.6.4 Compósitos	26
1.7 Cimento de ligação	27
1.8 Mistura	31
1.8.1 Mistura manual	32
1.8.2 Mistura por centrifugação	32
1.8.3 Mistura por vácuo	32
1.8.4 Outros métodos	33
1.9 Propriedades do cimento	33
1.10 Resultados clínicos	38
1.10.1 Ranking	38
1.10.2 Taxas de sucesso	39
1.11 Preços de mercado	40
Bibliografia	43
2 A artroplastia da anca: Registos ortopédicos	55
2.1 Objectivos	55
2.2 Registos ortopédicos	56
2.2.1 Registos ortopédicos da Suécia (1979 – 2002)	57
2.2.2 Registos ortopédicos da Noruega (1987 – 2002)	61
2.2.3 Registos ortopédicos do Canadá (1994 – 2000)	64
2.2.4 Registos ortopédicos da Bélgica (1984 – 2002)	65
2.2.5 Registos ortopédicos da Dinamarca (1995 – 2000)	66
2.2.6 Registos ortopédicos do Reino Unido (1992 – 2000)	66
2.2.7 Registos ortopédicos da Nova Zelândia (2000 – 2003)	68
2.2.8 Registos ortopédicos da Finlândia (1980 – 1998)	69
2.2.9 Registos ortopédicos da Austrália (1998 – 2003)	70
2.2.10 Registos ortopédicos da Estónia (1996 - 2000)	72
2.2.11 Registos ortopédicos dos Estados Unidos da América (1978-2000)	73
2.2.12 Registos de outros países	74
2.3 Portugal (2000)	74
2.4 Conclusões	77
Bibliografia	78
3 Modelo simplificado da prótese de anca: estudo da geometria	85
3.1 Introdução	85
3.2 Modelo numérico simples	86

3.3	Tensões nas interfaces e no implante	90
3.3.1	Interface implante-cimento	90
3.3.2	Interface cimento-osso	93
3.3.3	Tensões no implante	96
3.3.4	Áreas em tracção e compressão	98
3.3.5	Conclusões	101
3.4	Concepção de novas geometrias	102
3.4.1	Geometrias concebidas com base na tensão principal máxima	103
3.4.2	Geometrias concebidas com base na tensão principal mínima	103
3.4.3	Geometrias com base na combinação das tensões principais máxima e mínima	104
3.5	Tensões nas interfaces e no implante	104
3.5.1	Interface implante-cimento	104
3.5.2	Interface cimento-osso	107
3.5.3	Tensões nos implantes	109
3.5.4	Áreas em tracção e compressão	110
3.5.5	Distribuição do campo de tensões	112
3.5.6	Conclusões	117
3.6	Implantes obtidos por combinação de geometrias proximal e distal	117
3.6.1	Tensões nas interfaces e no implante	118
3.6.2	Interface implante - cimento	118
3.6.3	Interface cimento-osso	119
3.6.4	Tensões desenvolvidas no implante	120
3.6.5	Áreas em tracção e compressão	121
3.6.6	Distribuição do campo de tensões	122
3.7	Conclusões	124
	Bibliografia	125
4	Simulação Numérica da Artroplastia da Anca: Considerações gerais	131
4.1	Introdução	131
4.2	Simulação experimental: técnicas in vitro e in vivo	131
4.3	Metodologia seguida	135
4.3.1	Influência do comprimento do fémur	136
4.3.2	Influência das forças musculares	141
4.3.3	Conclusões	145
4.4	Estudo numérico de próteses convencionais	145
4.4.1	Modelo de elementos finitos	147
4.4.2	Tipo de elemento (tetraédrico versus hexaédrico)	148
4.4.3	Modelo simplificado do fémur	149
4.4.4	Distribuição teórica das tensões equivalentes	151
4.4.5	Distribuição teórica dos deslocamentos equivalentes	153
4.4.6	Resultados do modelo femoral simplificado	155
4.5	Modelo do fémur proximal	160
4.5.1	Conclusões	164
4.6	Correcção do sistema de forças para o fémur implantado	165
4.6.1	Modelos numéricos	166
4.6.2	Resultados dos sistemas de forças	171
4.6.3	Conclusões	173
	Bibliografia	174
5	Projecto de nova componente femoral da prótese de anca cimentada	187
5.1	Introdução	187
5.2	Concepção e modelação da nova prótese	187
5.3	Simulação numérica	190
5.3.1	Generalidades sobre a influência de detalhes geométricos	193
5.3.2	Geometria da haste: anatómica versus recta	193
5.3.3	Raio de curvatura medial da haste	195

5.3.4 Inclinação do colar	195
5.3.5 Geometria da ponta distal da prótese	196
5.3.6 Materiais da prótese	198
5.4 Modelo linear elástico	198
5.4.1 Tensões equivalentes de von Mises (no manto de cimento)	200
5.4.2 Interface prótese - cimento	206
5.4.2.1 Tensão principal máxima	206
5.4.2.2 Tensão principal mínima	208
5.4.3 Interface cimento – osso (cortical/esponjoso)	210
5.4.3.1 Tensão principal máxima	210
5.4.3.2 Tensão principal mínima	213
5.5 Efeito do atrito nas interfaces	217
5.5.1 Percentagem de contacto entre superfícies	219
5.5.2 Tensão principal máxima	222
5.5.3 Tensão principal mínima	225
5.5.4 Tensão de corte	229
5.5.5 Tensão equivalente de von Mises	233
5.5.6 Afundamento da prótese	237
5.6 Variação das propriedades do osso cortical	239
5.7 Conclusões	240
Bibliografia	242
6 Fabrico de protótipos e instrumental de colocação	251
6.1 Introdução	251
6.2 Fabrico de protótipos	251
6.2.1 Maquinagem do modelo mestre	253
6.2.2 Prototipagem da nova prótese de anca	254
6.2.3 Fundição das próteses por cera perdida	255
6.3 Controlo dimensional	257
6.4 Séries normalizadas para a prótese	259
6.5 Concepção do instrumental cirúrgico	260
6.5.1 Fabrico de raspas	262
6.6 Realização das artoplastias in vitro	264
Bibliografia	266
7 Estudo de fadiga: Descolamento da prótese e nível de fissuração no manto de cimento	271
7.1 Introdução	271
7.2 Projecto e fabrico de dispositivo de ensaios de fadiga	272
7.3 Estudo das próteses em fadiga	274
7.3.1 Condições de ensaio de fadiga	274
7.3.2 Condições de ensaio de cada prótese	278
7.4 Nível de fissuração no manto de cimento	279
7.4.1 Posição da haste e manto de cimento (visual)	282
7.4.2 Fissuras no manto de cimento	285
7.4.3 Descolamento nas interfaces	289
7.5 Discussão e correlação com os resultados numéricos	292
7.5.1 Tensão equivalente de von Mises (interfaces)	292
7.5.2 Tensão principal máxima (interfaces)	295
7.6 Conclusões	398
Bibliografia	301
Conclusões	305
Futuros desenvolvimentos	309
Anexo	311

Introdução

A artroplastia da anca cimentada é uma intervenção cirúrgica da área de ortopedia de excelentes resultados clínicos. Mesmo assim, nas últimas décadas, a artroplastia da anca tem sido objecto de estudos aprofundados por inúmeros investigadores das mais variadas áreas do conhecimento, visando melhorar o seu desempenho e compreender as causas para os insucessos verificados, nomeadamente os de longo prazo, mais de 10 anos. O facto das estimativas preverem um crescimento acentuado do número de artroplastias da anca num futuro próximo, tem levado à investigação da problemática da prótese de anca.

Os problemas dos tecidos ósseos afectam severamente as sociedades, ao ponto desta década (2000 - 2010) ter sido decretada pelas Nações Unidas (ONU) como a da articulação e do osso (“Support Bone and Joint Decade”). A artroplastia da anca tem como objectivo principal restituir a capacidade funcional da articulação. Em Portugal, o número estimado de artroplastias da anca ronda cerca de 10 000 por ano, ou seja, uma taxa de incidência de 100 em cada 100 000 habitantes, uma taxa inferior relativamente a outros países com registos ortopédicos. Este número, no nosso país, é revelador da situação actual e da importância da patologia na sociedade.

São diversas as áreas de investigação relacionadas com o estudo das articulações naturais do corpo humano e das artificiais de substituição, entre as quais se destaca a caracterização mecânica e biológica dos implantes e dos tecidos envolventes. Por exemplo, é de extrema importância a caracterização realística das propriedades do osso, das forças musculares e ligamentares (direcção e intensidade) que formam a anca. As respostas biológicas à presença de um elemento estranho, um hospedeiro, também são relevantes quando se pretende determinar o nível e as características de aderência do implante ao osso e como estas podem influenciar as características mecânicas de todo o meio. O carácter mecânico, não menos importante que o biológico, pode ser extremamente importante no sucesso do implante. As geometrias, os materiais (rigidez e resistência) e os meios de fixação podem em grande parte ser responsáveis pela geração de um ambiente mais propício ao bom funcionamento da articulação artificial.

A artroplastia da anca contempla um mecanismo de fixação, referido como o elemento mais importante da restauração funcional, independentemente da geometria ou do material da prótese. As próteses, mediante o meio de fixação, podem ser classificadas de cimentadas ou não cimentadas. As primeiras promovem a fixação do implante ao osso através de um material ligante (uma espécie de cola), normalmente um material polimérico, o polimetacrilato de metilo. As próteses não cimentadas contemplam diversos mecanismos de fixação através do uso de revestimentos bioactivos para promover a adesão ou revestimentos porosos para promover a osseointegração. Próteses de superfície lisa também têm sido usadas e cuja fixação primária é conseguida pela colocação da haste no fémur sob interferência.

A geometria da prótese (haste ou componente acetabular) desempenha um papel fundamental no mecanismo de fixação, porque dita, em parte, a forma de transferência de carga entre o implante e o tecido ósseo adjacente. Estas podem ser de haste recta e do tipo monobloco, embora as hastes modulares conquistem cada vez mais as preferências dos cirurgiões ortopedistas. Muitas questões se colocam em redor da temática da prótese de anca, mas uma que todos colocamos é: porque é que existe uma “infinidade” de próteses de anca, se a mesma é composta simplesmente por uma haste com uma esfera que articula numa cúpula? Falando “mecanicamente”, diríamos que a articulação da anca é um conjunto mecânico muito simples, e facilmente invocaríamos alguns conjuntos mecânicos

análogos, sujeitos a esforços significativos, com sucesso a longo prazo plenamente comprovado. O automóvel é um exemplo de um corpo funcional que integra sistemas mecânicos semelhantes ao da prótese de anca.

A resposta não é fácil, mas o leitor concordará que a complexidade reside no facto do projecto de um sistema artificial que replique um biológico encerra em si o carácter de alguma incerteza. A variável “estrutura viva” faz com que as articulações artificiais sejam de projecto difícil. O trabalho desenvolvido nesta tese não visa dar resposta à questão colocada, mas teve por objectivo a concepção de uma nova geometria de haste cimentada, sustentada cientificamente, com a inclusão de alguns pormenores inovadores. Numa altura em que Portugal reclama o desenvolvimento de novos produtos e produtos inovadores, este trabalho insere-se nesta preocupação. Tirando um ou outro caso isolado, pode-se dizer que quase todas as próteses de anca colocadas em Portugal são importadas, ou seja, não há qualquer tipo de intervenção ao nível do projecto e/ou de fabrico de qualquer empresa portuguesa. A proposta desta nova prótese de anca é um desafio às diferentes entidades, em particular às empresas da área do produto médico, para encerrar este ciclo de desenvolvimento que foi iniciado há cerca de 4 anos atrás.

De forma a desenvolver a nova artroplastia cimentada, foi realizada no início dos trabalhos uma revisão bibliográfica aprofundada com o objectivo de fazer o levantamento dos diversos aspectos relacionados com a prótese de anca, dando especial atenção aos motivos mecânicos e clínicos dos seus insucessos. Assim, nesta tese relaciona-se os materiais, as geometrias e os meios de fixação de diferentes próteses da anca cimentadas com as suas taxas de sucesso publicadas. Foi, deste modo, possível identificar as próteses cimentadas com melhores taxas de sucesso, as mais aplicadas e os factores mecânicos mais relevantes no seu desempenho.

Numa fase inicial dos trabalhos concebeu-se um modelo simplificado da artroplastia da anca onde somente se analisou o efeito da geometria da “prótese de anca” no mecanismo de transferência de carga. O facto do modelo simples não ter a complexidade da prótese de anca permitiu fazer uma análise mais objectiva e sem os efeitos colaterais de outras variáveis de projecto. Este estudo também permitiu gerar algumas “pistas” e ideias para a concepção da nova geometria de prótese. O comportamento mecânico desta foi comparado com o mesmo das próteses Lubinus SPII, Stanmore, Charnley Roundback e Müller Straight. As primeiras três foram seleccionadas como sendo as com melhores taxas de sucesso referidas nos registos ortopédicos suecos. A prótese Müller Straight também fez parte do estudo por ser a mais aplicada no nosso país. O estudo foi finalizado com ensaios in vitro de fadiga.

A tese, excluindo a introdução, as conclusões finais e os futuros desenvolvimentos, está organizada em 7 capítulos. O capítulo 1 é dedicado a diversos factores relacionados com a artroplastia da anca cimentada. São abordados temas como a cirurgia e sua abordagem, geometria e materiais, cimento e suas propriedades e os métodos de misturação, alguns resultados clínicos e preços das próteses.

No capítulo 2 faz-se um levantamento do estado da arte de diversos registos ortopédicos de vários países, alguns com mais de uma década de registos publicados. Aborda-se as patologias mais significativas e as taxas de incidência. Também se refere as próteses mais aplicadas, associadas ao tipo de fixação, tamanhos de cabeças e geometrias. Factores como sexo, idade e alimentação são também variáveis associadas às taxas de sucesso que também são apresentados.

No capítulo 3, utilizado o método de elementos finitos, foram feitas simulações com um modelo simplificado da artroplastia da anca para verificar a influência da secção geometral da haste nas tensões desenvolvidas, quer no manto de cimento, quer nas suas interfaces com o osso e com a prótese. O estudo permitiu verificar a influência da geometria da secção da haste na forma como a carga é transferida e como se desenvolvem as tensões-deformações na interface, assim como a definição de algumas características da nova geometria.

No capítulo 4 foram feitas diversas análises sobre como alguns factores inerentes à simulação numérica da artroplastia da anca podem “mascarar” os resultados. Factores de simulação como o tipo de elemento finito, número de graus de liberdade, convergência de malha, biomecânica das forças da anca intacta e com prótese assumem um papel relevante na qualidade dos resultados. A definição correcta do sistema de forças a cada tipo de prótese é sujeita é fundamental para se fazer uma comparação válida de resultados.

O capítulo 5 é dedicado à análise numérica comparativa das diferentes artroplastias cimentadas estudados, incluindo a nova prótese. O estudo permitiu o refinamento de alguns pormenores da prótese concebida, nomeadamente a sua geometria distal e inclinação do colar. Foi também, analisada a influência dos materiais, assim como a geometria relativamente às características anatómica e recta. A análise numérica contemplou o estudo de dois modelos, com e sem consideração dos efeitos de atrito. Também se analisou o efeito das propriedades (isotropia *versus* anisotropia) dos tecidos ósseos nas tensões desenvolvidas no manto de cimento.

O fabrico de protótipos da nova geometria de prótese é descrito no capítulo 6. É referido o fabrico do modelo mestre da prótese protótipo e os mesmos em cera para o processo de fabrico por fundição por cera perdida. Nesse capítulo é descrito o projecto e fabrico do instrumental utilizado para a realização das cirurgias *in vitro* usadas nos ensaios de fadiga da nova haste femoral. Também se apresenta o controlo dimensional realizado a todos os protótipos fabricados com diferentes ligas metálicas.

O capítulo 7 é genericamente dedicado aos ensaios de fadiga. Descreve-se o projecto e fabrico de um dispositivo pneumático dedicado à realização dos mesmos. Os resultados são apresentados com base numa análise do campo de fissuras no manto de cimento e nos descolamentos nas interfaces osso-cimento e prótese-cimento e sua relação com os resultados numéricos. Este estudo permitiu aferir experimentalmente e, de forma comparativa, as características da nova prótese.

Finalmente apresenta-se as conclusões finais e futuros desenvolvimentos.

**A ARTROPLASTIA DA ANCA CIMENTADA:
CONSIDERAÇÕES GERAIS**

CAPÍTULO

1

A artroplastia da anca cimentada: considerações gerais

1.1| Introdução

A artroplastia da anca tem como finalidade a restauração funcional dos movimentos do paciente sem dor e diversos factores podem estar na origem da sua prescrição e realização. Devido ao crescente aumento de diferentes etiologias relacionadas com as estruturas ósseas dos seres humanos, é de prever um incremento significativo do número de artroplastias, com maior incidência na anca e no joelho.

O aumento dos problemas ósseos foi motivo de preocupação por parte das Nações Unidas, tendo o seu maior representante, Kofi Annan [2] declarado esta década (2000-2010) como sendo a do osso e das articulações - “*Support Bone and Joint Decade*”. De facto, grande parte da população apresenta problemas, mais ou menos graves, relacionados com os ossos. Lidegren [76] aborda este problema e salienta medidas a tomar para que o fenómeno não se torne numa “catástrofe” a curto e médio prazo.

Segundo o relatório da AAOS [5, 126] (American Association of Orthopedic Surgeons), os problemas ósseos nos Estados Unidos afectam cerca de 35 milhões de pessoas. No caso da anca, as causas fundamentais são a osteoartrite, a artrite reumática, a necrose vascular e os tumores. A artroplastia da anca tem como objectivo melhorar a mobilidade do paciente, retirar-lhe a dor e repor a funcionalidade da articulação através de uma prótese. Todavia, a artroplastia é uma solução clínica final, quando outros tratamentos como a fisioterapia ou a utilização de fármacos não permitam resolver a patologia.

Simplisticamente, a artroplastia da anca consiste em colocar sob contacto estático e dinâmico (contacto tribológico) uma esfera da cabeça de uma prótese com uma calote do componente acetabular, restituindo os movimentos como manter-se de pé, sentar, caminhar ou correr, como uma anca saudável.

A artroplastia cimentada, mais ou menos na forma como hoje é conhecida, surgiu há cerca de 45 anos pelo cirurgião Sir John Charnley e é hoje uma cirurgia de excelentes resultados, sendo uma das intervenções ortopédicas com maior sucesso. Contudo, alguns mecanismos de falência ainda persistem por resolver. Na figura 1.1 representa-se esquematicamente os componentes típicos de uma artroplastia cimentada.

A intervenção cirúrgica da artroplastia total da anca (ATA) é hoje de execução vulgar, tendo uma duração normal entre 2 a 3 horas, dependendo se trata de uma artroplastia primária ou de revisão. Segundo Barrack et al. [8], há 6 anos atrás, o custo médio de uma intervenção nos Estados Unidos da América era de cerca \$39.333, incluído a prótese, as despesas hospitalares e os honorários da equipa cirúrgica.

Segundo a AAOS [5], no ano de 2001 realizaram-se cerca de 320 000 artroplastias primárias nos Estados Unidos da América, o que faz com que o fenómeno da substituição da articulação da anca tenha uma importância relativa em qualquer economia, mesmo na dos maiores e mais desenvolvidos países do mundo.

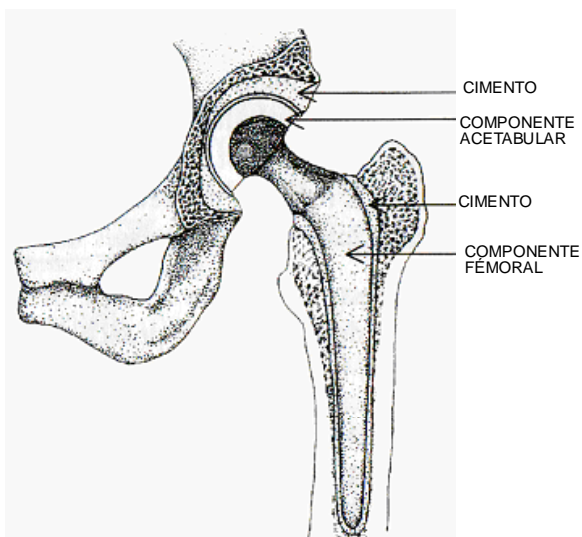


Figura 1.1 – Componentes da artroplastia cimentada [125].

Os mecanismos de insucesso da artroplastia da anca são complexos, envolvendo inúmeros factores. Existem, contudo, alguns descritos como fundamentais, entre os quais se salienta [49]:

- O dano acumulado devido a esforços cíclicos: As tensões dinâmicas provocam dano no manto de cimento que pode originar microfissuras e fissuras de dimensões consideráveis. Estas ocorrem inicialmente na interface da prótese com o cimento, podendo provocar o descolamento da prótese e desta forma acelerar o processo de fissuração. Autores como Frost [41, 42], Brun et al. [15]; Verdonshot et al. [119], Go-Gyoon et al. [43], Lennon et al. [65 - 68], Morrey [89] e Erani et al. [35] referem este mecanismo como um dos mais importantes no mecanismo de laxação da prótese;
- Reacções biológicas às partículas: Neste mecanismo existem três tipos distintos de partículas envolvidas e que podem desencadear reacções biológicas diversas. Estas resultam do atrito (debris) que ocorre entre as superfícies em contacto na articulação. As partículas libertadas da abrasão do cimento PMMA (poli-metil-metacrilato) nas interfaces prótese/cimento e cimento/osso e as metálicas resultantes da ligação do cone de fixação da cabeça nas próteses modulares podem provocar o insucesso prematuro do implante;
- Fixação deficiente por inexistência ou fraca osseointegração: Esta pode ocorrer devido a micromovimentos causados pela mobilidade da prótese, por deficiente colocação da mesma ou pela mobilidade prematura do paciente;
- Efeito de stress shielding: Uma das funções do implante consiste em transferir a carga da cabeça da prótese para o fémur. Neste processo ocorrem tensões de corte nas interfaces que podem causar fenómenos de reabsorção óssea, estimulando a formação de tecido fibroso. Este processo de falência foi abordado por autores como Simões et al. [110, 111] e Makarand et al. [80]. Este talvez seja o efeito mais dependente de factores mecânicos, verificando-se normalmente na parte proximal - medial do fémur. Para evitar, ou minimizar este têm sido propostas próteses mais flexíveis. Contudo, é sabido que estas originam maiores deformações e mais facilmente se movem degradando as interfaces;
- Efeito de strain shielding: Este efeito, à semelhança do anterior, provoca a concentração de tensões/deformações que estimulam a reabsorção óssea. Ao contrário, as zonas sujeitas a menor deformação levam à hipotrofia ou mesmo à necrose óssea. Frost et al. [41] referem

que as deformações da ordem de 50 a 100 microstrain estimulam a resposta do tecido ósseo. Os mesmos também referem que deformações da ordem de 1000 microstrain podem originar remodelação óssea para baixar as deformações, aumentando a rigidez do fémur. Lanyon e Skerry [61] referem que o fémur intacto encontra-se normalmente sujeito a deformações entre 500 a 3000 microstrain. Martin e Burr [85] referem que a tensão de ruptura do fémur pode ocorrer para deformações da ordem de 25000 microstrain. Outros autores como Husby et al. [52], Macleod e Rubin [87] e O'Connor et al. [93] também referem valores idênticos;

- **Geometria da prótese:** Este efeito está inerentemente ligado à geometria da prótese e do fémur. Como a prótese tem determinada geometria, concebida para ser colocada cirurgicamente de uma determinada forma, pode provocar tensões excessivas se for incorrectamente colocada e pode desviar as tensões para outras regiões da ligação. Autores como Crowninshield et al. [21] e Pyburn et al. [101, 102] estudaram a variação da secção da haste na distribuição das tensões;
- **Atrito destrutivo:** Este fenómeno ocorre na cabeça da prótese, que pode penetrar pelo componente acetabular, perfurando-o e levando à sua destruição. Outra consequência nefasta relaciona-se com as partículas que se soltam, comumente designadas de *debris*, e que migram para as interfaces dos componentes protésicos provocando diversas formas de reacções, nomeadamente osteólises. Estas podem numa fase mais tardia provocar a laxação e/ou descolamento da prótese.

Estes cenários de falência ocorrem normalmente de forma simultânea, podendo contudo ocorrer outros cenários resultantes da combinação destes, ou devido ainda a outras causas originadas pela intervenção cirúrgica. De facto, a abordagem cirúrgica também desempenha um papel importante no sucesso da artroplastia, embora Wixted et al. [124] refiram, num estudo comparativo realizado, que não existe qualquer correlação significativa entre os diferentes tipos de abordagens cirúrgicas e os insucesso ou queixas apresentadas por pacientes.

1.2| A cirurgia

A cirurgia típica da artroplastia da anca encontra-se ilustrada na figura 1.2 (cirurgia in vitro de uma prótese cimentada de Charnley). A figura representa as seguintes etapas: a)- Posicionamento do fémur, que depende da abordagem cirúrgica; b) – Corte da cabeça femoral; c) – Cabeça retirada; d) – Retirada de osso trabecular proximal; e) – Abertura do canal femoral; f) – Abertura do alojamento para a prótese com raspas idênticas; g) – Alojamento finalizado; h) – Mistura do cimento; i) – Introdução do cimento na cavidade; j) – Introdução da prótese; k) – Finalização da introdução da prótese por impactação; l) – Componente femoral colocada.

A cirurgia é um factor a ter em consideração no projecto de uma prótese de anca, pois é um factor fundamental do processo da artroplastia cimentada ou não cimentada. A cirurgia ortopédica caracteriza-se por ser das intervenções de maior sucesso, mas cuja durabilidade depende de inúmeros factores, entre outros da dificuldade de intervenção e do método de colocação (técnica utilizada) da prótese.

Quando se aborda o projecto de uma nova prótese de anca deve-se ter em atenção o tipo de abordagem cirúrgica, de forma a conceber o instrumental adequado a utilizar, que depende do tipo de prótese e da forma do seu posicionamento dentro do canal femoral.

A orientação do fémur (exposição) para a cirurgia é um factor fundamental para se determinar a forma de colocação da prótese, para minimizar ao mínimo a intervenção humana no processo e, consequentemente o erro associado.



Figura 1.2 – Sequência de uma artroplastia de anca cimentada (in vitro).

1.3| Abordagem cirúrgica

A abordagem cirúrgica depende da forma ou do posicionamento do paciente para realizar a artroplastia. Esta determina o espaço disponível para aceder ao canal femoral e restringe a liberdade de movimentos na realização de algumas operações.

O tipo de abordagem cirúrgica depende do tipo de prótese a aplicar, sendo as abordagens mais referidas, nos registos nórdicos, a de Smith-Peterson, a antero-lateral de Watson-Jones, a lateral ou directa, a postero-lateral (Moore ou Southern) e a Charnley. As vantagens e desvantagens de cada tipo de abordagem são subjectivas e dependem da análise feita de caso a caso pelo cirurgião. O tipo de etiologia e características da própria artroplastia fazem depender a selecção da abordagem cirúrgica a seguir.

A abordagem cirúrgica mais utilizada é a lateral ou directa. Em mais de 65% dos casos das artroplastias primárias, segundo os registos ortopédicos da Noruega [3, 4], são realizadas este tipo de abordagens. Segundo esses mesmos registos, é a que apresenta melhores resultados clínicos. Na figura 1.3a) representa-se esquematicamente a abordagem lateral, podendo-se identificar a posição e forma de incisão.

Esta abordagem caracteriza-se pela colocação do paciente numa posição lateral, sendo realizada a incisão na parte lateral centrada acima do grande trocater. Esta abordagem cirúrgica apresenta como grande desvantagem o dano criado no músculo do glúteo superior e nos abdutores, não podendo ser aplicada em cirurgias de revisão.

A abordagem antero-lateral é denominada também de Watson–Jones, sendo caracterizada pela posição onde se realiza o corte, entre o tensor de fasciae latae e o glúteos. A incisão tem um comprimento de cerca de 15 cm em média ao longo do eixo do fémur, iniciando-se na parte superior do ilíaco. A figura 1.3b) ilustra a posição da incisão.

A abordagem posterior-lateral, também conhecida de Moore ou Southern, é caracterizada pelo facto do corte ser feito de forma a dividir o músculo de fasciae latae. Este corte é curvo e centrado no aspecto posterior do fémur, desde do nível anterior superior do ilíaco até 10 cm abaixo do grande trocanter. A figura 1.3c) representa a posição deste tipo de abordagem. A vantagem deste método prende-se com o facto da incisão dos abdutores ser pequena e pode ser aplicada em cirurgias primárias ou em revisões. A desvantagem está no aumento do risco de deslocação no sentido posterior devido à dificuldade de orientação aquando da colocação da prótese.

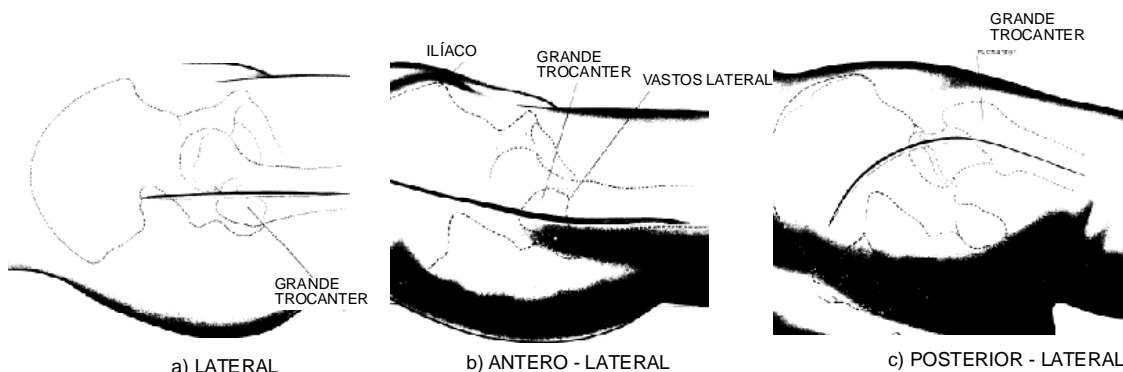


Figura 1.3 – Tipos de abordagens cirúrgicas: a) lateral; b) antero-lateral; c) postero-lateral [127].

Relativamente à abordagem de Charnley, esta caracteriza-se por uma incisão curva (semelhante a abordagem antero - lateral) centrada no grande trocanter, iniciando-se na posição anterior superior do ilíaco. Apresenta como vantagens o fácil movimento do fémur, boa exposição do acetábulo, facilidade de introdução do cimento, melhor alinhamento femoral sendo e é usada em artroplastias primárias e em revisões. As restantes abordagens apenas diferem nalguns pormenores cirúrgicos.

1.4| Projecto da prótese de anca

O projecto de próteses de anca tem sido largamente abordado pela comunidade científica com o objectivo de melhorar o seu desempenho, mesmo sabendo que as artroplastias da anca são actualmente cirurgias de elevado sucesso.

Muitas têm sido as estratégias formuladas por engenheiros e designers, que de uma forma ou outra têm inovado através da concepção de novas geometrias para melhorar o comportamento do dispositivo. Contudo, muito desse esforço não tem sido correspondido aos anseios dos seus conceptualistas, parte devido à elevada complexidade do problema referido na introdução desta tese. De facto, os factores e variáveis envolvidas no projecto da prótese de anca são inúmeros. Também o facto de algumas variáveis serem biologicamente dependentes, sobre as quais não se tem domínio científico absoluto, aumenta a complexidade do problema. A figura 1.4 representa algumas variáveis envolvidas no projecto de uma prótese de anca [15].

No que se refere às forças aplicadas, sua intensidade e direcção, estas variam de forma complexa durante as actividades físicas diárias de rotina de um paciente. Neste aspecto, foram dados passos importantes através de estudos que incluíram a utilização de telemetria por Bergman et al. [10, 11], Davy et al. [29] e Kummer et al. [58] entre outros, que permitiram medir as forças aplicadas em próteses sob várias formas de solitação.

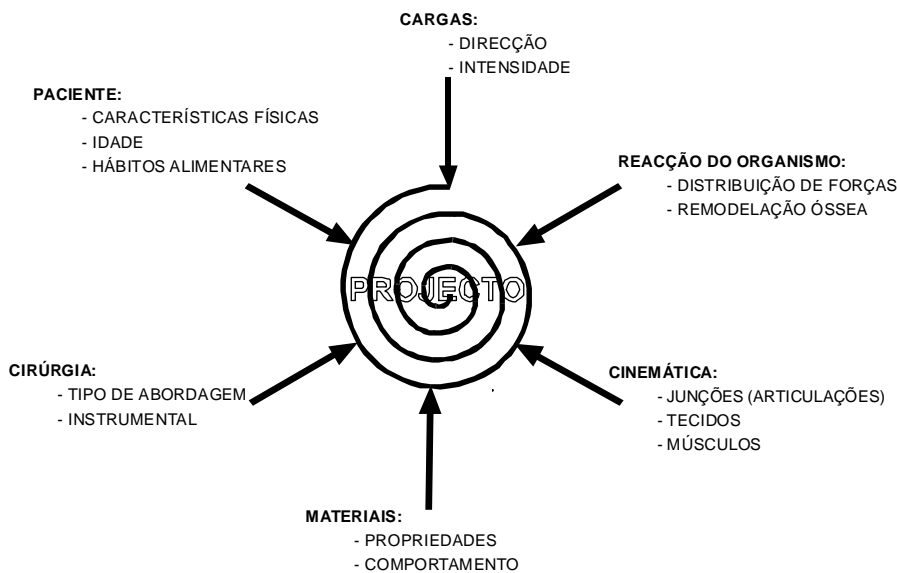


Figura 1.4 – Variáveis de projecto da artroplastia da anca [15].

Por outro lado, a remodelação óssea tem sido dos fenómenos mais investigados na área da biomecânica ortopédica. A forma como o tecido ósseo reage a um hospedeiro não é totalmente conhecida, embora haja resultados que relacionam as suas reacções (reabsorção ou remodelação) com factores mecânicos como as deformações. Alguns algoritmos de remodelação óssea têm sido desenvolvidos, entre outros por Fernandes et al. [38], Doblaré e García [31, 32], Cowin [20], Bitsakos et al. [13], Dragan et al. [33] e Peter et al. [99]. Este último introduziu o efeito dos medicamentos nas reacções ósseas.

A cinemática das ligações e articulações é também um facto complexo e de difícil simulação. A forma como as superfícies contactam e como os ligamentos e músculos funcionam influenciam certamente o comportamento da prótese. O desenvolvimento de uma articulação artificial semelhante à natural é ainda uma impossibilidade. E, neste sentido, responsáveis pelo desenvolvimento de produto nesta área, engenheiros e designers, devem conceber articulações que permitam a mobilidade, mantendo o equilíbrio dinâmico do corpo humano.

Os materiais são outra componente do problema e devem ser vistos segundo as suas características de biocompatibilidade e biofuncionalidade. As suas propriedades mecânicas, físicas, químicas, térmicas, eléctricas e outras, apresentam limites de aplicabilidade, quer por considerações estruturais e funcionais, quer pelo grau de biocompatibilidade.

As partículas (*debris*) libertadas, nomeadamente do contacto tribológico (cabeça da prótese com o acetábulo) também podem influenciar o desempenho da prótese e respectivo sucesso. O desgaste do polietileno a longo prazo implica a sua revisão. As osteólises provenientes da migração destas partículas para as interfaces osso - prótese são extremamente nefastas ao mecanismo de fixação. Autores como Fisher et al. [39] e Iwaki et al. [54] consideram este fenómeno como a causa fundamental para a falência da prótese de anca.

Alguns dos factores mais difíceis de contabilizar no sucesso clínico das artroplastias da anca prendem-se com o paciente. Características como a idade, sexo, hábitos alimentares e exercício físico, entre outros, podem alterar o ambiente em torno da articulação artificial, como por exemplo as propriedades dos tecidos ósseos, tornando ainda mais complexa a análise dos efeitos destes no desempenho da prótese, nomeadamente a longo prazo.

Outros factores são de ordem cirúrgica, e nestes, o tipo de intervenção cirúrgica e o factor humano são cruciais. Uma das formas para minimizar os efeitos destes factores consiste na concepção de novos instrumentos que permitam uma maior automatização do processo, minimizando o erro humano. A inovação nesta área tem revelado bons resultados ao longo dos anos, como referem por exemplo Williams et al. [122], Fender et al. [37], Lavernia et al. [62], Köster et al. [57] e Roy et al. [107], referindo este último, num estudo efectuado sobre o desempenho da prótese de Charnley, que o seu sucesso se deve à melhoria do instrumental ao longo do tempo.

Quase todas as próteses que estão no mercado há mais de 20 anos foram objecto de modificações da sua geometria, mas as maiores alterações incidiram na melhoria do procedimento de colocação da mesma, ou seja, nos instrumentos usados pelos cirurgiões.

Se a todos estes factores, juntarmos outros relacionados com o pós-operatório, fazem com que o projecto de uma prótese de anca seja muito mais abrangente do que somente a questão da sua geometria. O meio envolvente em que a prótese é inserida, as diversas propriedades dos materiais (tecidos vivos e prótese), o instrumental cirúrgico, etc., são extremamente importantes no desempenho e durabilidade da artroplastia da anca.

O projecto de uma prótese de anca cimentada não pode ser somente confinado a estudos teóricos e numéricos. É fundamental que se possa realizar ensaios laboratoriais *in vitro* tão próximos da realidade quanto possível. Contudo, estes ensaios não são *per si* suficientes para introduzir a prótese no mercado. A legislação obriga necessariamente à sua experimentação clínica e, só com base nos resultados deste tipo de estudos esta poderá ser aprovada para a sua utilização em cirurgia rotineira.

1.5| Geometria

As geometrias das próteses de anca estão de alguma forma relacionadas com o seu sucesso. Diversos autores realçam a importância da geometria da prótese nos resultados obtidos em diversos estudos realizados [1, 8, 9, 20, 21, 36, 38, 77, 78, 80, 101, 102, 105, 106, 107, 114, 115, 118, 119].

Existem mais de duas centenas de próteses no mercado de diferentes geometrias (algumas são apenas variantes das mais utilizadas). As variáveis geométricas de uma prótese de anca são basicamente o comprimento e secção da haste femoral, geometria do componente acetabular, diâmetro da cabeça, comprimento e ângulo do pescoço, inclusão ou não de colar. Contudo, as próteses de anca são genericamente classificadas de cimentadas, não cimentadas e híbridas, de acordo com o seu meio de fixação. Ainda são referidas como modulares ou monobloco, numa alusão à possibilidade de usar diferentes tamanhos de cabeças femorais.

A geometria da componente femoral influencia a pressão gerada no cimento e a respectiva colocação da prótese, permitindo as hastes anatómicas um melhor posicionamento. Uma das características geométricas que varia com o tipo de prótese é a geometria da ponta distal, podendo esta influenciar fortemente o campo de tensões em seu redor. Deve-se salientar que uma ponta distal fina significa que a parte proximal da prótese deve ser mais rígida para minimizar o efeito distal de concentração de tensões e de afundamento. A prótese Scientific Hip resultou de um procedimento numérico de optimização (minimização de tensões) [48].

Uma ponta distal espessa (maior secção) provoca solicitações mais severas no canal femoral, e consequentemente maiores tensões na ponta, originando maior mobilidade da haste. Para que ocorra tal fenómeno, a prótese não pode ter colar. A prótese de anca Exeter é um bom exemplo em que as suas características são propícias à promoção de micromovimentos, mas para que tal ocorra ela contém a superfície polida com baixa rugosidade.

Desde o início da artroplastia da anca, nos anos 70, que as geometrias têm sofrido grandes alterações. Algumas revelaram-se melhores nalguns aspectos, mas outras colocaram a nu alguns problemas anteriormente referidos. A tabela 1.1 descreve algumas alterações com possíveis vantagens e desvantagens.

O aumento da gama do número de tamanhos de hastes permite uma selecção mais adequada do implante ao fémur, melhorando a sua posição e originando um manto de cimento envolvente mais uniforme. As próteses modulares, que permitem a selecção da cabeça a utilizar e as variantes de tamanhos de pescoço favorecem a reprodutibilidade da biomecânica das forças musculares. O aumento do pescoço leva a uma diminuição da reacção articular, logo menores tensões na parte proximal da prótese.

Tabela 1.1 – Vantagens e desvantagens de certas características da prótese de anca [8].

ALTERAÇÃO	VANTAGENS	DESVANTAGENS
AUMENTO DO NÚMERO DE TAMANHOS	COMPATIBILIDADE COM HASTES NÃO CIMENTADAS, MAIOR VERSATILIDADE	MANTO DE CIMENTO INADEQUADO, GEOMETRIA SUB OPTIMA
CABEÇAS MODULARES	AUMENTO DA VARIEDADE DE DIÂMETROS DE CABEÇA, DIFERENTES TAMANHOS DE PESCOÇO, DIMINUIÇÃO DO INVENTARIADO MÉDICO	AUMENTO DO DESGASTE DO POLIETILENO EM ALGUNS CASOS, LUXAÇÃO, CORROSÃO NA INTERFACE DA LIGAÇÃO MODULAR
SECÇÕES DAS HASTES MAIS CIRCULARES	MANTO DE CIMENTO MAIS UNIFORME, COMPATIBILIDADE COM RASPAS DE OUTRAS PRÓTESES	DIMINUIÇÃO DA RESISTÊNCIA À TORÇÃO, MAIOR RISCO DE DESCOLAMENTO
COMPONENTES DE MAIOR OFFSET	AUMENTO DO BRAÇO, DIMINUIÇÃO DA FORÇA DE REACÇÃO, MAIOR REPRODUTIBILIDADE BIOMECÂNICA	AUMENTO DAS TENSÕES NO CIMENTO E NO PESCOÇO DA PRÓTESE
CENTRALIZADORES	MELHORIA NA ESPESSURA E UNIFORMIDADE DO MANTO DE CIMENTO, MELHOR COLOCAÇÃO	QUEBRA DE CENTRALIZADORES, CRIAÇÃO DE BOLHAS DE AR NA PONTA DISTAL
MELHORAMENTO DO ESTADO DA SUPERFÍCIE	MELHORAMENTO DA LIGAÇÃO NA INTERFACE COM A PRÓTESE	GERAÇÃO DE PARTICULAS NA INTERFACE DEVIDO AO ATRITO, OCORRÊNCIA DE DESCOLAMENTO

Segundo Barrack [8], todos os factores referenciados anteriormente têm grande influência na sobrevida da prótese. Por exemplo, a prótese Charnley, na sua configuração original, apresentava uma haste quase rectangular e originou alguns insucessos. Hoje, existem inúmeras variantes desta prótese, com a particularidade de possuir geometria mais circular.

Huiskes et al. [49, 50] referem dois tipos de geometria: “*force closed fixation design*” e “*shape closed fixation design*”. No primeiro conceito, a estabilidade é mantida com base nas forças transferidas pela prótese ao meio circundante (cimento e osso). A prótese Exeter é o exemplo paradigmático deste tipo. A sua concepção foi baseada num mecanismo do tipo pistão em que os micromovimentos são assumidos no seu projecto. Nos segundos, a estabilidade é imediatamente obtida pela forma da haste e pelo colar (como por exemplo as próteses Charnley e Lubinus SPII).

Inúmeros autores como Adachi et al. [1], Rohlman et al. [105], Ramaniraka et al. [103], Lu et al. [77], Lenon e Prendergast [65, 66], Lenon et al. [67], Estolk II e Harris [36] e Pyburn e Goswami [101, 102] referem a geometria da haste como fundamental para o sucesso e estabilidade inicial da prótese de anca. Relativamente ao seu comprimento, existem inúmeros comprimentos, sendo apontado o comprimento de 100 mm como o comprimento optimizado a partir do qual não se verifica influência desta variável [44].

As próteses anatómicas, aparentemente, contêm algumas vantagens relativamente às rectas. A prótese Lubinus SPII é do tipo anatómica com geometria femoral de acordo com curvatura típica do fémur e é citada como uma das melhores [3 - 5]. Alguns autores como Koster et al. [57], Cristofolini et al. [22, 23] e Stolk et al. [114] apresentam as suas vantagens através de diversos estudos realizados. Uma das suas vantagens prende-se com o facto da haste permitir a sua centragem no meio do manto de cimento, originando um manto envolvente de espessura mais uniforme.

Relativamente ao tipo de superfície, existem diferentes tipos de acabamentos, dependendo o mesmo da sua geometria. Existem hastes com revestimento poroso que permitem uma ligação extremamente eficaz, mas devem possuir uma boa estabilidade torsional para resistirem aos esforços de corte desenvolvidos nas interfaces. Devem para tal apresentar uma secção de haste com geometria do tipo rectangular. As superfícies polidas prevêm uma estabilidade mais prolongada, possuindo secções mais arredondadas para não “ferir” o manto de cimento. Williams et al. [122] referem este facto como fundamental para o sucesso da prótese Exeter. Collins e Mohler [19] compararam a mesma geometria com dois tipos de acabamento, tendo verificado que o acabamento com superfície polida originava uma maior eficácia.

Os centralizadores distais e proximais têm como objectivo criar uma camada de manto de cimento uniforme com espessura definida. Lichtinger e Müller [74] referem como fundamental a forma de colocação da prótese no canal femoral para o seu sucesso, salientando o papel dos centralizadores para obter um manto de cimento com características ideais. Kröster et al. [57] referem que o uso de centralizadores permite a colocação da prótese na sua posição correcta em cerca de 94% dos casos.

Östegard et al. [94] num estudo realizado sobre a prótese de Charnley salientam que a perda asséptica é devida fundamentalmente à deficiência do manto de cimento causada pela ineficaz colocação da prótese. Lavernia et al. [62] salientam o posicionamento da prótese e factores anatómicos como fundamental para o sucesso da mesma.

1.6| Materiais

Os materiais apresentam um papel extremamente importante no desempenho de uma prótese. É objectivo dos mesmos que não se degradem ao longo do tempo, mantenham a fixação do implante ao seu meio e suportar convenientemente os esforços estáticos e cíclicos com estabilidade fisiológica durante o máximo tempo possível (idealmente até ao fim de vida do paciente). Na figura 1.5 representa-se uma artroplastia total da anca onde se pode observar a combinação de diferentes materiais: haste em cromo-cobalto, cabeça cerâmica (alumina) e componente acetabular em polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE).



Figura 1.5 – Exemplo de vários materiais da artroplastia da anca [15].

Os materiais devem permitir uma eficaz transferência de carga, permitir a mobilidade da articulação, manter a estabilidade química, nomeadamente no que se refere à corrosão, dissolução, modificações químicas, desgaste, dilatação e principalmente não gerar elementos perturbadores ao organismo.

O diagrama da figura 1.6 mostra as principais características de um biomaterial ideal. Como material também é necessário que seja facilmente processado e que garanta boas propriedades de rigidez e dureza, que às vezes são incompatíveis com as características de biocompatibilidade.

Na sua função mecânica, o material deve possuir um módulo de elasticidade mais próximo do osso para evitar o efeito de “*stress-shielding*”. Por outro lado, deve possuir elevada tensão de rotura e garantir uma distribuição de tensões uniforme na interface. No caso do contacto tribológico, deve permitir a mobilidade, apresentar baixo coeficiente de atrito e baixo desgaste quando em contacto com outros materiais.

As propriedades químicas não devem ter influência no comportamento dos materiais. Não devem libertar iões nocivos ao organismo nem devem provocar reacções biológicas devido à presença da prótese. Devem ter boa resistência à corrosão, apresentar baixo atrito nas interfaces, grande resistência ao desgaste e boa resposta biológica. Devem ainda, nos casos das próteses com revestimentos bioactivos, estimular a função biológica para permitir a ligação óssea.



Figura 1.6 – Algumas características mais importantes dos biomateriais [15].

Os materiais normalmente aplicados em dispositivos implantáveis são denominados de biomateriais. Estes podem ser referidos como metálicos ou não metálicos. Os materiais metálicos de elevada rigidez e elevada resistência mecânica são os mais aconselhados para situações dinâmicas de carregamentos cíclicos.

Entre os materiais não metálicos pode-se referir os cerâmicos e os poliméricos. Os cerâmicos são compostos de materiais metálicos ou não metálicos possuindo uma grande gama de propriedades tais como elevada resistência ao desgaste e boas propriedades osteocondutivas, podendo-se citar o biovidro e a hidroxiapatite.

Os polímeros apresentam excelentes propriedades de biocompatibilidade. Os compósitos são materiais interessantes e passíveis de serem aplicados no desenvolvimento de próteses. É possível com estes criar estruturas com propriedades variáveis, dependendo da sua composição e arquitectura, sendo estes biomateriais os mais recentes mas ainda de pouca aplicação [110].

A propriedade fundamental para que um material seja admitido para uma aplicação ortopédica é a biocompatibilidade, que de acordo com Williams [122] e Cowin [20] depende de:

- Boa absorção de proteínas, ou seja, permitir que as proteínas rapidamente cubram a superfície do implante, permitindo a interação das células com a superfície e sua posterior adesão;
- Degradação do material ao nível atômico e molecular, a corrosão nos materiais metálicos, a reabsorção nos cerâmicos e a hidrólise nos polímeros ocorrem quando em contacto com outros meios como o corpo humano, ou seja, a degradação dos materiais depende das suas propriedades;
- Tipo de resposta do material ao trauma causado pela cirurgia aquando da introdução da prótese, sendo iniciado um processo inflamatório em torno dos tecidos, seguido do processo de reparação que vai determinar a estabilidade do implante, sendo importante o tempo necessário para reparar a influência química dos materiais introduzidos e estabilizar o sistema local;
- Os efeitos sistémicos, pequenas partículas soltas da superfície do implante devido ao desgaste ou da degradação das superfícies levam a ruptura de ligações químicas e a efeitos indesejados.

1.6.1| Os metais

Neste grupo de materiais existem três grandes tipos: aço inoxidável, ligas de crómio-cobalto e ligas de titânio. Existem ainda outros metais (como por exemplo o tântalo) com aplicações pontuais. Os metais caracterizam-se pelas suas boas propriedades mecânicas e excelentes propriedades eléctricas e térmicas.

Aço inoxidável

O aço inoxidável segundo as normas ASTM F138 e ASTM F139 e os aços 316 e 316L segundo a norma ISO respectivamente apresentam boa resistência à corrosão proveniente da formação de óxido de crómio (Cr_2O_3) na superfície durante o processo de fabrico. A película formada tem uma espessura média de cerca de 10 nm (10^{-10}), protegendo o metal. O níquel adicionado à liga aumenta ainda mais a sua resistência à corrosão e melhora as suas características de fabrico, quer por processos de conformação ou de maquinagem, conseguindo-se com a adição do níquel a estabilização da estrutura cristalina de faces centradas (CFC).

Por outro lado, a adição de molibdénio à liga aumenta a sua resistência à corrosão por picada quando em contacto com líquidos. A tabela 1.2 apresenta a composição química deste material segundo a norma ASTM F139. Estas ligas caracterizam-se pela baixa percentagem de carbono para evitar a formação de carbonetos de crómio que se alojarão nas fronteiras de grão, provocando a formação de corrosão intergranular.

Os problemas de corrosão com este material são diminutos, podendo ocorrer quando dois componentes do mesmo material estão em contacto. O aço inoxidável tem maior aplicabilidade em implantes temporários, apresentando como grande vantagem o seu custo, o mais barato dos materiais metálicos aplicados em cirurgia. Permite excelentes acabamentos de superfície, mas apresenta como

desvantagem a possibilidade de formação de íons de Ni^{+2} , Cr^{+3} e Cr^{+6} , maléficos ao organismo humano.

Tabela 1.2 – Composição química do aço inoxidável [96].

ELEMENTOS	%
Cr	17.0-20.0
Ni	12.0-14.0
Mo	2.0-4.0
Mn	2.0 (MAX.)
C	0.03 (MAX.)
P, S, Si, Cu, N	RESÍDUOS

A diferença entre o aço inoxidável 316 e 316L apenas se situa na percentagem de carbono, tendo cada um no máximo de 0.08% e 0.03% respectivamente. Na tabela 1.3 apresenta-se as características mecânicas para o estado recozido e trabalhado a quente. É notória a diferença de propriedades, observando-se que o aço trabalhado a quente possui uma tensão limite de elasticidade 4 vezes superior ao aço recozido ou normalizado. A diminuição da elongação máxima permite um aumento da tensão limite de elasticidade e de ruptura devido ao encruamento do material.

Tabela 1.3 – Propriedades mecânicas do aço inoxidável [96].

CONDIÇÃO	TENSÃO DE ROTURA (MPa)	TENSÃO LIMITE DE ELASTICIDADE (0.2%) (MPa)	ELONGAMENTO (%)	DUREZA ROCKWELL HRC
RECOZIDO	485	172	40	59
TRABALHADO A QUENTE	860	690	12	-----

Ligas de Crómio-Cobalto

Existem dois tipos de ligas de aços crómio-cobalto. Um primeiro designado por CoCrMo, capaz de ser moldado por fundição, e um segundo tipo designado por CoNiCrMo normalmente forjado a quente. O crómio-cobalto, em qualquer uma das ligas, apresenta melhor resistência à corrosão do que o aço inoxidável. Este material pode ser fundido ou forjado, permitindo este último processo melhorar as suas propriedades de resistência à fadiga.

Segundo a norma ASTM existem quatro grupos de ligas de crómio-cobalto recomendadas para aplicações ortopédicas: 1) liga para fundição CoCrMo designada por F75; 2) liga no estado de recozido (normalizada) CoCrWNi, designada de F90 que possui maior percentagem de tungsténio e níquel; 3) liga recozida (normalizada) CoNiCrMo com níquel e molibdénio designada de F562; e a liga normalizada que possui maior percentagem de ferro CoNiCrMoWFe designada de F563. As mais utilizadas são as referidas nos pontos 1 e 3. Uma das características destas ligas é que possuem na sua composição química uma percentagem de Co superior a 65% na solução sólida; o molibdénio é adicionado para permitir a diminuição do tamanho do grão de forma a aumentar a tensão limite de elasticidade depois de forjado ou fundido.

As ligas de crómio-cobalto (F75 e F562) são para fundição, diferenciando-se das ligas para forjamento pela sua composição química, contendo estas últimas níquel e tungsténio para permitir a sua deformabilidade. Na tabela 1.4 apresenta-se a composição química das quatro ligas.

As ligas de crómio-cobalto apresentam superfícies de boa qualidade com dureza que pode atingir mais de 400 HB. Estas ligas possuem um elevado módulo de elasticidade, sendo perniciosas no que

diz respeito ao efeito de *stress shielding*, têm elevada resistência à riscagem, apresentando como desvantagem a possibilidade de formação de iões nocivos como os de Co, Ni e Cr.

Segundo Park et al. [96], a resistência ao desgaste abrasivo destas ligas é elevada, cerca de 0.14 mm/hora em contacto com uma cabeça de polietileno de alta densidade. Num contacto metal/metal o desgaste é inferior, da ordem de 0.0042 mm/hora.

Tabela 1.4 – Composição química das ligas de Crómio - Cobalto [96].

ELEMENTOS	CoCrMo (F75)		CoCrWNi (F90)		CoNiCrMo (F562)		CoNiCrMoWFe (F563)	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0	18.0	22.0
Mo	5.0	7.0	----	----	9.0	10.5	3.0	4.0
Ni	----	2.5	9.0	11.0	33.0	37.0	15.0	25.0
Fe	----	0.75	----	3.00	----	1.00	4.0	6.0
C	----	0.35	0.05	0.15	----	0.03	----	0.05
Si	----	1.00	----	1.00	----	0.15	----	0.50
Mn	----	1.00	----	2.00	----	0.15	----	1.00
W	----	----	14.0	16.0	----	----	----	4.00
P	----	----	----	----	----	0.02	----	----
S	----	----	----	----	----	0.02	----	0.01
Ti	----	----	----	----	----	1.00	----	3.5
Co	VARIÁVEL							

As propriedades mecânicas destas ligas estão representadas na tabela 1.5 (exemplificativas). Por exemplo, a tensão de rotura e limite de elasticidade aumentam com a diminuição da ductilidade. Contudo, o módulo de elasticidade permanece constante, variando entre 220 a 230 GPa, sendo superior aos outros materiais metálicos aplicados no fabrico de próteses de anca.

Tabela 1.5 – Propriedades mecânicas das ligas de crómio-cobalto [96].

PROPRIEDADES	CoCrMo (F75)	CoCrWNi (F90)	CoNiCrMo (F562)	
	(F75)	(F90)	NORMALIZADO	TRAB. A QUENTE
TENSÃO DE ROTURA (MPa)	655	860	793-1000	1800*
TENSÃO LIMITE DE ELASTICIDADE (0.2%) (MPa)	450	310	240 - 655	1585
ELONGAMENTO (%)	8.0	10.0	50.0	8.0
REDUÇÃO ÁREA (%)	8.0	----	65.0	35.0
TENSÃO LIMITE DE FADIGA	310.0	----	----	----

*MÍNIMO

Ligas de Titânio

Relativamente às ligas de titânio, existem quatro classes de titânio: comercial puro (CP), liga de Ti6Al4V com 5.5 a 6.5% de alumínio e 3.5 a 4.5% de vanádio, liga de Ti13V11Cr3Al com 13% de vanádio e liga de Ti13Nb13Zr com 13% de nióbio e 13% zircónio, sendo estruturas do tipo martensíticas com elevada resistência à corrosão e baixo modulo de elasticidade ($E=79\text{GPa}$). O titânio é um material alotrópico com uma estrutura hexagonal compacta (HC) a temperaturas superiores a 882°C e cúbica de corpo centrado (CFC) à temperatura ambiente.

A composição das ligas de titânio está representada na tabela 1.6, de acordo com a norma ASTM F67 e F136.

Tabela 1.6 – Composição química das ligas de titânio [96].

ELEMENTOS	COMERCIAL PURO				Ti6Al4V*
	CLASSE 1	CLASSE 2	CLASSE 3	CLASSE 4	
N	0.030	0.030	0.050	0.050	0.050
C	0.100	0.100	0.100	0.100	0.080
H	0.015	0.015	0.015	0.015	0.013
Fe	0.200	0.300	0.300	0.500	0.250
O	0.180	0.250	0.350	0.400	0.130
Ti	VARIÁVEL				

*- ALUMÍNIO (5.5-6.5%), VANÁDIO (3.5 - 4.5%) E OUTROS ELEMENTOS 0.1% NO MÁXIMO DE 0.4% DO TOTAL.

As ligas de titânio são as que apresentam a melhor resistência à corrosão, melhor que a do aço inoxidável e das ligas de cromo-cobalto, sendo este material a melhor seleção para determinadas situações. Esta característica é conseguida por intermédio da formação de óxidos de titânio (TiO_2) na superfície. Contudo, o titânio apresenta relativamente baixa rigidez, sensivelmente metade da do aço de liga de cromo-cobalto o que é estruturalmente melhor para reduzir o efeito de *stress shielding*.

Não existem evidências de corrosão por picada ou intergranular, por isso o titânio é muitas vezes aplicado em revestimentos de superfícies. As ligas de titânio apresentam superfícies com maior rugosidade e maior aderência através dos iões de titânio e apresentam dureza variável que pode atingir 330 HB. Na tabela 1.7 apresenta-se algumas propriedades das ligas de titânio referidas anteriormente.

Tabela 1.7 – Propriedades mecânicas de ligas de titânio [96].

PROPRIEDADES	COMERCIAL PURO				Ti6Al4V	Ti13Nb13Zr
	CLASSE 1	CLASSE 2	CLASSE 3	CLASSE 4		
TENSÃO DE ROTURA (MPa)	240	345	450	550	860	1030
TENSÃO LIMITE DE ELASTICIDADE (0.2%) (MPa)	170	275	380	485	795	900
ELONGAMENTO (%)	24	20	18	15	10	15
REDUÇÃO DE ÁREA (%)	30	30	30	25	25	45

A adição de elementos como vanádio e nióbio permitem aumentar as propriedades mecânicas para o dobro das do titânio puro. As propriedades destas ligas variam desde valores baixos como as do aço inoxidável até às do cromo-cobalto forjado. O titânio apresenta como grande vantagem a sua resistência específica, o valor da tensão limite de elasticidade por unidade de peso.

O gráfico da figura 1.7 mostra os valores de peso específico dos metais aplicados em cirurgia ortopédica, podendo-se observar que o mesmo é metade do aço inoxidável e das ligas de cromo-cobalto (tabela 1.8).

Outra grande vantagem das ligas de titânio é a sua resistência ao corte, sendo indicada para parafusos e placas de osteossíntese. As ligas de titânio permitem um menor efeito de *stress shielding* pelo facto da sua rigidez ser da ordem de metade da dos outros metais usados em ortopedia. Apresenta também grande resistência à propagação de fissuras e resistência a corrosão em fadiga. Contudo, apresenta comportamento deficiente na resistência ao desgaste e à formação de partículas abrasivas.

Tabela 1.8 – Peso específico dos metais [96].

LIGAS	PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)
TITÂNIO E SUAS LIGAS	4.5
AÇO INOXIDÁVEL	7.9
CoCrMo	8.3
CoNiCrMo	9.2
NiTi	6.7

O facto de apresentar baixa rigidez, o que torna a liga de titânio mais flexível, permite maiores deformações, provocando micromovimentos na interface prótese-cimento, sendo inevitável que as partículas de óxido de titânio que se soltem provoquem atrito na interface, originando a criação de tecido fibroso e laxação da prótese. A baixa rigidez induz a ocorrência de maior deformação na zona proximal e conseqüentemente menor reabsorção óssea.

Outro factor importante é o tipo de ligação que se cria na superfície. Neste aspecto, o titânio induz melhor ligação com as células, permitindo uma maior adesividade, pois possui um maior coeficiente de área molhável (coeficiente de adesão).

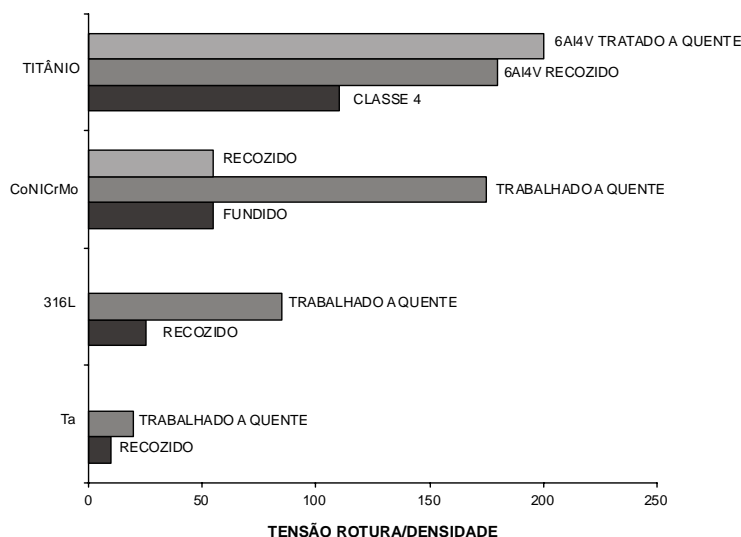


Figura 1.7 – Resistência específica de metais de aplicação cirúrgica [96].

A constatação de fracturas em próteses de titânio levou ao fabrico de ligas de titânio com a introdução de hidrogénio [122]. Estas novas ligas apresentam propriedades mecânicas melhoradas, melhores acabamentos de superfície com elevada dureza, podendo atingir 770 HB para evitar excessivo desgaste. Esta alteração nas ligas de titânio levou a uma diminuição das fracturas das próteses.

Existe ainda as ligas de memória de forma, liga de titânio-níquel (TiNi), que após sujeitas a uma deformação, a mesma recupera voltando à sua forma inicial após aquecimento. Outra propriedade pouco comum é a sua super elasticidade, ou seja, a partir do patamar de elasticidade a tensão não aumenta quando aumentamos a deformação. Em conclusão, é um material que absorve grande energia elástica, é dúctil e tem boas propriedades de resistência à fadiga. Na tabela 1.9 apresenta-se a sua composição química típica, caracterizada pelo seu baixo módulo de elasticidade, muito inferior ao da liga de cromo-cobalto, com boa resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade.

Existem ainda outras ligas metálicas de menor aplicabilidade como as de tântalo, apresentando estas excelentes propriedades de biocompatibilidade, mas propriedades mecânicas inferiores, o que as torna irrelevantes em aplicações como a da prótese de anca, apresentando ainda como grande desvantagem o seu elevado peso específico (16.6 g/cm^3).

Tabela 1.9 – Composição química das ligas de NiTi [96].

ELEMENTOS	%
Ni	54.0
Co	0.64
Cr	0.076
Mn	0.64
Fe	0.66
Ti	VARIÁVEL

As ligas de platina (Pt, Pd, Rh, Ir, Ru), apresentam excelentes propriedades anti-corrosivas, mas baixas propriedades mecânicas. Estes materiais tornam-se muitas vezes úteis em revestimentos de superfícies de forma a melhorar as propriedades de biocompatibilidade e de resistência à corrosão.

1.6.2| As cerâmicas

As cerâmicas são materiais que se caracterizam pela sua baixa densidade e grande dureza. Existem três categorias de cerâmicas usadas em próteses: cerâmicas estruturais, ou seja cerâmicas bioinertes tais como a alumina (Al_2O_3), o nitrato de silício (Si_3N_4) e a zircónia (ZrO_2); cerâmicas biodegradáveis, que se degradam em contacto com o tecido humano; e as cerâmicas bioactivas que possuem propriedades que permitem estimular o crescimento ósseo [12].

1.6.2.1| Cerâmicas bioinertes ou estruturais

Estes materiais apresentam elevadas durezas de superfície, podendo atingir valores de 1430 HB, muito superior à dos metais e com melhor resistência ao desgaste e elevada resistência à rotura e compressão, cerca de 500 MPa. Possuem módulos de elasticidade superior aos metais, podendo atingir 2050 GPa para a zircónia e 3880 GPa para a alumina. São materiais compostos por silicatos, óxidos metálicos, refractários, carbonos, etc., não possuindo qualquer ductilidade, sendo esta a sua maior desvantagem.

Alumina (Al_2O_3)

Dentro das cerâmicas bioinertes encontra-se a alumina (Al_2O_3), classificada pela ASTM com 99.5% pura e combinada com percentagens inferiores a 1% de óxido de silício (SiO_2). As propriedades mecânicas dependem do tamanho de grão e da porosidade, referindo que a diminuição do tamanho de grão leva a uma diminuição da porosidade e conseqüente aumento das propriedades mecânicas, podendo atingir valores de modulo de elasticidade superior a 380 GPa e durezas de 20 a 30 GPa (9 na escala de dureza de Moh's). Na tabela 1.10 apresenta-se segundo a norma F603 a composição da alumina, salientando que na sua totalidade é praticamente composta por Al_2O_3 .

Um das aplicações frequentes deste material são em cabeças de próteses de anca para articularem com componentes acetabulares em polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE), apresentando excelente comportamento em termos de desgaste e atrito.

Tabela 1.10 – Composição química da alumina [12].

ELEMENTOS	%
AL ₂ O ₃	99.6
SiO ₂	0.12
Fe ₂ O ₃	0.03
Na ₂ O	0.04

É de salientar que os materiais cerâmicos são de difícil processamento, sendo necessário elevadas temperaturas de fusão aliadas a baixas condutividades térmicas e eléctricas, o que os torna muito difíceis de processar.

Zircónia (ZrO₂)

A zircónia apresenta propriedades inferiores à alumina, contudo possuiu boas propriedades de biocompatibilidade, de resistência ao desgaste quando combinado com polietileno de alta densidade. Na tabela 1.11 apresenta-se as propriedades das cerâmicas de alumina e de zircónia, podendo-se observar que esta última apresenta propriedades inferiores.

Tabela 1.11 – Propriedades da alumina e zircónia [12].

PROPRIEDADES	ALUMINA	ZIRCÓNIA
MODULO DE ELASTICIDADE (GPa)	380.0	190.0
RESISTÊNCIA À FLEXÃO (GPa)	>0.4	1.0
DUREZA (MOHS)	9.0	6.5
PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)	3.8-3.9	6.0
TAMANHO DE GRÃO (µm)	4.0	0.6

A zircónia apresenta como desvantagem a dificuldade de maquinagem, com superfícies finais mais rugosas que a dos metais, elevada resistência à abrasão com baixo desgaste devido ao baixo atrito (boa resistência ao desgaste adesivo). Estes materiais são quimicamente inertes, mas com pouca resistência à fractura. A zircónia tem peso específico superior à da alumina.

Carbono

O carbono é produzido das mais variadas formas alotrópicas, diamante cristalino, grafite, vidro de carbono mono cristalino e outras formas. Relativamente às suas características, elas diferem com o tamanho de grão e cristalinidade, apresentando grande dureza e com módulos de elasticidade de 24 a 28 GPa, com baixo peso específico desde 1.5 a 2 g/cm³.

Os materiais da matriz com a adição de fibras de carbono podem ser utilizados na produção de próteses. Apresentam excelente biocompatibilidade, mas tem-se verificado a sua aplicação em revestimentos de superfícies das próteses.

1.6.2.2| Cerâmicas biodegradáveis

A segunda categoria das cerâmicas é denominada de biodegradáveis, por se degradarem dentro do corpo humano, pois normalmente só têm como função substituir o osso temporariamente, sendo formados à base de fosfatos de cálcio. A sua principal aplicação é em revestimentos de hastes e de componentes acetabulares de próteses e outro tipo de implantes.

Fosfato de cálcio

Tal como a hidroxiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), o fosfato de cálcio que se encontra no osso humano, é utilizado em muitas aplicações, sendo designado de osso artificial.

Pode ser usado na forma porosa ou sólida no revestimento de implantes. Pode-se manipular as suas propriedades em função da sua porosidade e temperaturas de processamento, possuindo como característica baixo peso específico (3.16 g/cm^3), módulo de elasticidade que pode variar de 4 a 117 GPa, apresentando uma tensão limite de rotura de 300 MPa em compressão e cerca de metade em tracção.

Fosfato – cálcio – alumínio (ALCAP)

Esta cerâmica é única, pois permite muitas formas cristalinas, apresentando uma maior absorção que outras. É preparada com base em óxido de alumina, óxido de cálcio e pente-óxido-fosforoso, com uma taxa de 50:34:16, apresentando excelentes propriedades de biocompatibilidade e adesão óssea, podendo ser utilizada em revestimentos de próteses.

Coralino

Esta cerâmica deriva do coral natural fabricado no mar por peixes invertebrados, apresentando uma estrutura porosa com excelentes condições para o intracrescimento ósseo. Contém componentes como o carbonato de cálcio que é absorvido pelo corpo humano. Os corais podem ser convertidos em hidroxiapatite por um processo hidrotérmico. As propriedades deste cerâmico variam com a porosidade, podendo apresentar módulos de elasticidade de 8 GPa (50% porosidade) a 100 GPa quando muito denso, revelando-se um excelente material para revestimentos.

Fosfato de tricálcio (TCP)

O fosfato de tricálcio ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)$) é considerado o mais biodegradável de todos os anteriores. Este apresenta boas propriedades de osteocondutividade, sendo usado em revestimentos de superfícies metálicas para a integração do tecido ósseo, pois possui uma estrutura porosa com poros da ordem de $100\mu\text{m}$, sendo este o tamanho indicado, entre outros, por Bauer e Schils [9], Smit et al. [113] e SKinner et al. [112] para promover o crescimento do osso numa estrutura porosa.

Oxido fosforoso - cálcio - zinco (ZCAP)

O zinco é essencial para o funcionamento do metabolismo do corpo humano e é um componente comum em muitas enzimas nele existente, sendo utilizado na reparação de defeitos ósseos. Possui excelentes propriedades de biocompatibilidade e estimula o crescimento ósseo, revelando ainda dureza elevada quando adicionado em líquidos, principalmente com água.

Existem ainda outros cerâmicos tais como o fosfato de cálcio e o sulfato de zinco (ZSCAP) que têm propriedades semelhantes ao anterior, com granometria inferior ($45\text{-}63\mu\text{m}$). Oxido fosforoso de cálcio e ferro (FECAP) é outra cerâmica biodegradável mais indicada para substituição óssea em pacientes com anemia e doenças similares.

1.6.2.3| Cerâmicas bioactivas

A terceira categoria dos materiais cerâmicos são os bioactivos ou de superfície reactiva, caracterizando-se pela formação de fortes ligações com tecidos adjacentes, pois são cerâmicos amorfos. Estas biovidros, vidro mono poroso, cera vital e hidroxiapatite são na sua maioria aplicados

em revestimentos de superfícies, possuindo grande quantidade de óxido de silício (SiO_2) e outros componentes como óxido de titânio (TiO_2).

1.6.2.4| Vidro cerâmicas

Existem vários tipos de vidro cerâmico como o biovidro e o ceravital, que possuem elementos metálicos e outros como o SiO , CaO , Na_2O , P_2O_5 , MgO , K_2O , sendo biodegradáveis no corpo humano e com excelentes propriedades de biocompatibilidade. Estas cerâmicas são amorfas, permitem ligações químicas directamente com os tecidos ósseos e apresentam baixas propriedades mecânicas. São normalmente dissolvidas na superfície dos implantes de forma a estabelecerem a ligação química entre corpos, resultando numa elevada rigidez da interface o que origina elevadas resistências de rotura da mesma.

1.6.3| Polímeros

Existe uma enorme variedade de polímeros sintéticos passíveis de serem utilizados em próteses. A primeira vantagem destes materiais relativamente aos metais e cerâmicos é o seu fácil processamento, podendo existir nas mais variadas formas (filmes, fibras, latex, etc.). A segunda vantagem consiste no processamento secundário facilitado, o que origina baixos custos de material face às suas propriedades em função da aplicação. Lee et al. [7] referem estes factores como vantagens destes materiais.

Polivinilclorídrico (PVC)

A primeira categoria é de termoplásticos ou polímeros estruturais. O mais utilizado e conhecido é o PVC, sendo este um polímero rígido e amorfo, com grande dificuldade de processamento pois adere às superfícies das ferramentas e possui uma temperatura de transição relativamente baixa (75° a 105°), logo as suas propriedades degradam-se a temperaturas baixas, sendo um material com excelente biocompatibilidade.

Polietileno (PE)

Este polímero é comercializado em 5 classes de material: 1) alta densidade (HDPE); 2) baixa densidade (LDPE); 3) baixa densidade linear (LLDPE); 4) muito baixa densidade (VLDPE); e de ultra elevado peso molecular (UHMWPE). As propriedades destes materiais variam com a sua densidade, estando normalizados segundo as normas ASTM F981, F639 e F755, apresentando excelentes propriedades de biocompatibilidade. O polietileno de elevada densidade molecular é usado no fabrico de componentes acetabulares devido às suas excelentes características de baixo atrito e elevada resistência ao desgaste.

Polipropileno (PP)

As propriedades físicas deste polímero são similares às do polietileno, apresentando como vantagem a sua elevada flexibilidade a longo prazo, pois possui uma temperatura de transição negativa ($T_g = -12^\circ\text{C}$), o que permite a sua deformação à temperatura ambiente, apresentando elevada resistência à fissuração.

Polimetilmetacrilato (PMMA)

Este polímero comercial é amorfo, sendo de alta resistência à diluição em líquidos, e é o que apresenta de todos uma melhor transparência à luz, cerca de 92%, o mais biocompatível de todos os polímeros, sendo de fácil processamento (maquinagem e moldação) e apresenta alto índice de refração. Possui uma temperatura de transição próxima de 100°C e peso específico de 1.15 a 1.20

g/cm^3 . Existem duas variantes deste polímero (hidrogel): o polidroximetilmetacrilato (PHEEMA) e o policriamida (PAAM).

Poliestireno (PS)

Existem duas variantes deste polímero: o poliestireno comercial (GPPS) que apresenta elevada resistência ao impacto e a espuma de poliestireno. O poliestireno comercial tem boa transparência, é de fácil produção, boa estabilidade térmica e de baixo peso específico (1 a 1.12 g/cm^3). O poliestireno com adição de borracha possui maior ductilidade. Existe ainda outro copolímero (ABS) que possui variadas propriedades funcionais por resultar da união de três monómeros. Apresenta boas propriedades superficiais e estabilidade dimensional.

Poliéster (PET)

Este polímero é bastante aplicado na área médica devido às suas propriedades únicas, elevada cristalinidade e elevada temperatura de transição ($T_g = 265^\circ\text{C}$) e resistência aos ácidos do organismo.

Polímeros de fluorecarbono (PTFE)

O mais conhecido é o politetrafluoreetano (PTFE), designado normalmente por Teflon. Este é um polímero cristalino em 94%, de elevado peso específico (2.1 a 2.2 g/cm^3), com módulo de elasticidade de 0.5 GPa e baixo coeficiente de atrito (0.1). Possui uma elevada temperatura de transição, logo não pode ser injectado, nem extrudido, nem plastificado, o que torna muito difícil o seu processamento para a obtenção de peças sólidas.

Existem outros polímeros de menor aplicação como as poliamidas (Nylon). Estas são normalmente utilizadas como fibras de reforço para materiais compósitos, pois as fibras podem ter propriedades semelhantes à dos aços. Um dos materiais mais conhecidos e aplicados é o Kevlar®.

As borrachas naturais e sintéticas como o silicone são materiais também usados em implantes. Os poliuretanos são muito usados em revestimentos de implantes, tendo como característica a boa resistência química.

Existem ainda os policarbonatos com excelentes propriedades mecânicas, são transparentes e biodegradáveis sem problemas de toxicidade e facilmente processáveis. Entre eles encontram-se os poliglicóides (PGA), poli(diáxanoide), poli(carbonato) entre outros, tendo sido desenvolvidos muito recentemente para aplicações muito específicas.

Um dos problemas dos polímeros é a radiação utilizada na esterilização que altera as suas propriedades devido às temperaturas utilizadas. A esterilização é realizada com técnicas não convencionais tais como radiação e autoclavagem de forma a não degradar as suas propriedades. Outros polímeros como a polietereeteracetona (PEEK) e o polietrafluoretileno (PTFE) têm sido utilizados. Existem outros que são utilizados em parafusos como a polietatite (PLLA) que tem boa resistência ao corte e baixa densidade.

1.6.4| Compósitos

Os compósitos são materiais com as mais variadas aplicações e propriedades, pois permitem variar as suas propriedades em função da orientação das fibras ou da sua espessura. Normalmente caracterizam-se por serem anisotrópicos podendo apresentar módulos de elasticidade superior a 200 GPa .

Estes materiais são formados por mais de um componente. Segundo Park et al. [96] e Lakes et al. [59], a introdução de partículas de osso numa matriz de PMMA (material compósito) melhora as suas propriedades no que concerne à rigidez e tensão limite de fadiga. As partículas de tecido ósseo quando em contacto com outras estabelecem o crescimento do osso na interface.

Foram realizados ensaios para introduzir fibras de carbono no cimento ósseo, verificando-se uma melhoria das propriedades mecânicas e uma diminuição da temperatura de polimerização. Contudo, a introdução de fibras, quer seja de carbono ou de titânio, leva a uma aumento da viscosidade e aumenta a dificuldade de processamento e do procedimento cirúrgico, especialmente na introdução do cimento no canal femoral. A tabela 1.12 mostra diferentes classes de materiais usados na área médica.

Tabela 1.12 – Propriedades de biomateriais aplicados em implantes [59].

MATERIAL	TENSÃO DE ROTURA (MPa)	MÓDULO DE YOUNG (GPa)	PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)
POLÍMEROS			
POLIETILENO (UHMW)	30	1	0.94
POLIMETILMETACRILATO (PMMA)	65	3	1.1
PMMA, CIMENTO ÓSSEO	30	2	1.18
METAIS			
AÇO INOXIDÁVEL, 316L (NORMALIZADO)	1000	200	7.9
Co-Cr-Mo (VAZADO)	660	230	8.3
Co-Ni-Cr-Mo (NORMALIZADO)	1800	230	9.2
Ti6Al4V	900	110	4.5
COMPÓSITOS			
CARBONO-RESINA EPÓXIDA (UNIDIRECCIONAL)	1240	215	1.63
CARBONO-RESINA EPÓXIDA (QUASE ISOTRÓPICA)	579	46	1.55
ESPUMAS			
ESPUMAS POLIMÉRICAS	0.01-1	0.001-1	0.002-0.8

A introdução de fibras numa matriz polimérica aumenta as propriedades mecânicas do compósito, nomeadamente a rigidez e as suas características à fadiga. Com este fundamento, foram introduzidas fibras de carbono em polietileno de alta densidade, tendo-se conseguido um menor desgaste do componente acetabular e menor libertação de partículas.

Foram fabricadas próteses de anca em compósitos, principalmente numa matriz de polieteretercetona reforçado com fibras de carbono. Contudo, verificou-se a existência de micro fissuras na matriz o que levou ao abandono do desenvolvimento deste tipo de estruturas.

Ainda existe outra classe de materiais, os porosos, que são estruturas de baixa rigidez, pela elevada relação área/volume e que permitem o intracrescimento ósseo. O tamanho dos poros afecta as propriedades mecânicas, devendo ser projectados para o fim específico a que se destinam.

1.7| Cimento de ligação

A fixação da prótese de anca depende de muitos factores. Para as próteses cimentadas, esta depende do cimento de ligação, sendo as mais utilizadas, bem evidente nos diferentes registos ortopédicos, apresentando uma utilização superior a 80% nalguns países.

Esta fixação caracteriza-se pela aplicação de um elemento ligante que permite a ligação da prótese ao fémur. A ligação primária é mais eficaz que a mesma das não cimentadas. Na figura 1.8 representa uma artroplastia cimentada e respectivas interfaces, podendo observar-se dois tipos de interfaces: metal-cimento e cimento-osso.

O cimento de ligação é um material polimérico, o PMMA (polimetacrilato de metilo) que permite a estabilidade necessária à ligação para que haja a transferência de carga de prótese para o osso. As principais funções deste material de ligação incluem, entre outras, a transferência de cargas em regime dinâmico e estático. A utilização de cimento nas artroplastias por Charnley permitiu melhorar as taxas de sucesso, mas o cimento apresenta alguns inconvenientes.

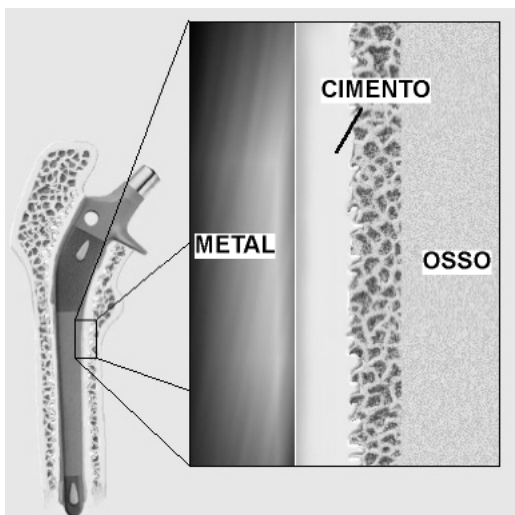


Figura 1.8 – Artroplastia cimentada [125].

Um dos factores mais nefastos prende-se com a necrose criada nos tecidos ósseos circundantes aquando da polimerização do cimento, impedindo nomeadamente a circulação sanguínea. A polimerização ocorre por reacção química exotérmica (libertação de energia), podendo atingir temperaturas entre 67°C a 124°C. Vários autores, entre outros Lennon e Prendergast [65, 66], referem que a temperatura máxima de reacção do cimento Palacos® R é da ordem de 53°C. Dunne e Orr [34] referem temperaturas de 60°C a 107°C, dependendo da espessura da camada do cimento e da sua composição. Lewis et al. [70 - 73], Parks et al. [97], Morita et al. [88] e Yang et al. [130 - 133] salientam a composição e temperaturas dos constituintes como elementos influentes na temperatura máxima de polimerização e nas propriedades mecânicas.

A necrose proveniente da composição química do cimento é também um aspecto nefasto. Como o cimento possui elementos químicos, principalmente o monómero MMA (líquido), que não reagindo na polimerização do cimento poderá provocar a morte dos tecidos ósseos circundantes à prótese.

Outros resultam da contracção do cimento que provoca tensões (residuais) de tracção na interface com o osso e que podem originar pequenas roturas na interface. Por outro lado, também podem provocar tensões de compressão, que neste caso se afigura como uma vantagem já que o cimento resiste cerca de 3 vezes mais em compressão do que em tracção.

A diferença de rigidez ente o osso, quer seja esponjoso ou cortical, e o cimento pode ser propício aos mecanismos de rotura nas interfaces. A rigidez material do cimento relativamente ao osso esponjoso é de cerca de 10 vezes superior, relativamente ao osso cortical é cerca de 7 vezes inferior, e

relativamente à prótese pode ser de cerca de 70 vezes (prótese de crómio-cobalto) ou 35 vezes (prótese de titânio).

Finalmente, as partículas libertadas pelo cimento apresentam-se como elementos indesejados porque interagem com os tecidos circundantes, originando zonas de inflamação, aumentam a destruição óssea e as necroses e podem ser as principais responsáveis pela necessidade de uma revisão.

Estes factores têm sido referidos como críticos nas falências das artroplastias da anca cimentada [26 – 30, 47, 63, 64, 69 – 73, 88, 90, 96, 99, 109, 116]. As características do cimento são fundamentais para o sucesso de uma artroplastia da anca. O cimento à base de acrílico é constituído por um pó e um líquido que após mistura endurece, denominando-se de auto-secante. O pó de mistura é um polímero do tipo PMM e contém um activador de péroxido.

O líquido da mistura é um monómero (metilmetacrilato) com um inibidor de amina terciária, que aquando da mistura o activador e o iniciador polimerizam-se reagindo com os grãos de polímero. A velocidade com que ocorre a mistura depende da composição ou seja, depende do peso molecular do polímero [6, 34, 64, 68, 71 – 73, 78, 88, 132], da consistência do mesmo, da quantidade de activador (líquido), humidade, temperatura a que se inicia a reacção, temperatura de armazenamento e temperatura de realização da mistura. Os fabricantes de cimentos referem tempos muito curtos para a mistura e polimerização. No gráfico da figura 1.9 esquematiza-se as duas fases em que o cimento se pode processar antes de endurecer, sendo o tempo um mero indicador.

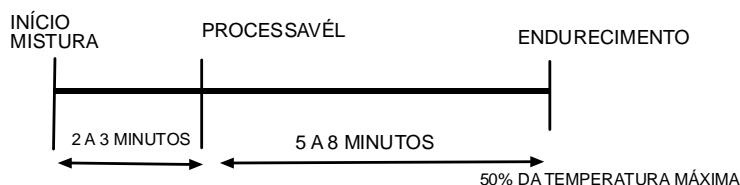


Figura 1.9 – Tempo de processamento típico de um cimento ósseo comercial.

Segundo os registos ortopédicos nórdicos [4, 81, 82, 83] (Suécia e Noruega), os cimentos mais aplicados são o Palacos[®] R (Smith & Nephew Orthopaedics), Simplex[®] P (Howmedica. Inc., Rutherford, NJ), CMW[®]1 e CMW[®] 3 (Wright Medical Thecnology, Arlington, TN), Endurance[®] (Depuy Ltd., Blackpool, UK), Osteobond Copolimer[®], Zimmer[®] dough type e Zimmer[®] LVC (Zimmer Inc., Warsaw, IN), Sulfix[®] – 60 (Sulzer, Winterthur, Suíça), Duragem[®] 3 (Sulzer Medica, Sulzer Orthopaedics Ltd., Baar, Suíça), Boneloc[®] (Polymers Reconstructive a/s., Farum, Dinamarca), Cermex[®] RX, apresentando composições diferentes no que concerne às percentagens de cada componente e para cada tipo de cimento.

Na tabela 1.13 apresenta-se a composição de doze cimentos mais aplicados em artroplastias cimentadas. Contudo, é de referir a existência de algumas variantes com composições diferentes das apresentadas.

Em todas estas formulações pode-se observar que o principal constituinte é o pré-polimerizado P(MMA) e um iniciador ou catalizador da reacção. O principal constituinte do líquido do monómero é o MMA, contudo existem outros constituintes radiopacificadores como o óxido de zircónio nos cimentos Palacos[®], Sulfix[®], Duracem[®] e Boneloc[®] e sulfato de bário nos restantes cimentos.

Existem presentemente variantes destes cimentos com antibióticos. O cimento Palacos[®] contém gentamicina como antibiótico. Outros cimentos como os Allofix[®] G, AZK Simplex[®] e Copal[®] também contêm este tipo de antibiótico. Autores como Rimnac et al. [104], Owen e Beaumont [95] e Lee et al. [64] revelam que os cimentos com antibióticos não apresentam melhores propriedades mecânicas a longo prazo, apenas alguma vantagem na fase inicial da fixação. Existem ainda outras variantes que

incorporam determinadas partículas, contudo ainda não estão a ser aplicados por falta de homologação [70, 71, 73, 100].

Com objectivo de melhorar as propriedades dos cimentos comerciais, tem-se evoluindo em cinco direcções principais [72].

Tabela 1.13 – Composição química de cimentos comerciais [90].

CIMENTO	CONSTITUINTES DO PÓ (% peso)							CONSTITUINTES DO LÍQUIDO				
	P(MMA)	P(MA, MMA)	P(MMA, S)	BPO	BaSO ₄	ZrO ₂	CLOROFILA OUTROS	MMA	DMT	BMA	OUTROS	
PALACOS® R	-----	84.25	-----	0.75	-----	15.00	200ppm	-----	1.00	1.50	-----	-----
SIMPLEX® P	15.00	-----	75.00	-----	10.00	-----	-----	-----	1.30	1.60	-----	-----
CMW® 1	88.85	-----	-----	2.05	9.10	-----	-----	-----	0.816	0.81	-----	-----
CMW® 3	88.00	-----	-----	2.00	10.00	-----	-----	-----	2.487	3.48	-----	-----
ENDURANCE®	67.05	-----	21.10	1.85	10.00	-----	-----	-----	2.75	2.75	-----	-----
ZIMMER® DOUGHT TYPE	89.25	-----	-----	0.75	10.00	-----	-----	-----	2.75	2.75	-----	-----
OSTEOBOND™ COPOLYMER	-----	-----	87.50	2.50	10.0	-----	-----	-----	0.75	0.75	-----	-----
SULFIX -60®	79.60	8.80	-----	0.84	-----	9.80	-----	0.87	84.60	1.61	14.80	1.61
DURACEM® 3	79.70	8.80	-----	0.83	-----	9.80	-----	0.87	83.60	1.70	14.80	1.70
BONELOC®	-----	90.00	-----	0.10	-----	9.90	-----	-----	50.00	0.50	20.00	29.50
ZIMMER® LVC	89.25	-----	-----	0.75	10.00	-----	-----	-----	97.25	2.74	-----	0.01
CERMEX® RX	88.20	-----	-----	0.30	9.00	-----	-----	2.50	13.18	0.12	-----	75.00

A primeira envolve a adição de pequenas partículas, entre 1 e 2% de elementos como carbono, aramida, partículas de osso, polietileno, titânio e polímeros de alta densidade. Contudo, a grande dificuldade prende-se com a aderência destas à matriz de PMMA.

Autores como Vallo et al. [116], Yang, [131, 132, 133], Villa et al. [120], Morita et al. [88] e Arnold e Venditti [6] referem como grande desvantagem a adição de partículas devido ao tipo de adesão à matriz (cimento), que é geralmente fraca, o que não tem levado à sua utilização em cirurgia.

Algumas destas partículas permitem melhorar as propriedades mecânicas. Segundo Vallo et al. [116] a adição de hidroxiapatite melhora as propriedades mecânicas em 15%, contudo diminui a tensão limite de elasticidade e aumenta a porosidade, o que leva a uma diminuição da área de contacto na interface da prótese, podendo provocar prematuramente a falência da prótese cimentada.

Yang et al. [130, 131] referem que a adição de fibras de polietileno de alta densidade, partículas de óxido de silício e fosfato de cálcio são fundamentais para melhorar as propriedades do cimento, principalmente porque permitem uma boa ligação à matriz. No caso da adição de fosfato de cálcio pode-se constatar uma diminuição da temperatura de polimerização.

Davies e Harris [27, 28] e Jasty et al. [55] referem a adição de metileno para melhorar as propriedades mecânicas do cimento. Todavia, também observaram uma diminuição da tensão de cedência e tensão de fadiga, mas o maior entrave na sua aplicação reside na sua biocompatibilidade, não sendo por este facto homologado para ser utilizado em cirurgia.

Uma segunda forma para melhorar os cimentos consiste no aperfeiçoamento dos métodos de mistura do pó e líquido para obter um material completamente polimerizado e sem poros. Um cimento completamente polimerizado evita que componentes livres possam reagir e contaminar o tecido ósseo. Por outro lado, uma polimerização deficiente leva a criação de poros, diminuindo as suas propriedades mecânicas e cria pontos de iniciação de fissuras [90, 120]. Neste sentido, é de todo

pertinente o estudo de novos meios de mistura para melhorar os cimentos por diminuição da sua porosidade.

Tem-se investigado os efeitos do pré-arrefecimento do monómero antes de ser misturado, nomeadamente na fluidez do cimento, o que facilita a sua introdução no canal femoral. Este factor diminui a porosidade e provoca uma polimerização mais completa.

Lewis [72, 73] e Davis et al. [26, 27, 30] referem as temperaturas de armazenamento e o pré-arrefecimento dos componentes da mistura, principalmente do líquido, como forma de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir o grau de porosidade.

Parks et al. [98] referem outro método para melhorar as propriedades através de um pré-aquecimento da haste da prótese, permitindo uma melhor aderência desta ao cimento, promovendo uma interface mais resistente.

O melhoramento das formulações dos cimentos tradicionalmente comercializados é também uma linha importante de investigação. Davis et al. [27, 28] estudaram o metileno como forma de melhorar as propriedades mecânicas. Lee et al. [63, 64] e Owen et al. [95] referem que os aditivos nos cimentos, como antibióticos, melhoram a fixação inicial.

Outro assunto relacionado com os cimentos e passível de ser estudado tem a haver com o método de introdução do cimento, com ou sem pressão, antes ou a quando da colocação da prótese. A colocação da haste sob pressão, ou não, a lavagem ou não do canal podem provocar redução da porosidade. Majkowski et al. [79] referem como fundamental para uma boa cimentação a limpeza do canal femoral, pois a mistura com pequenas quantidades de sangue faz diminuir as propriedades mecânicas em cerca de 50%.

Ishihara e Goshima [53] referem como fundamental para a melhoria das propriedades do cimento a sua introdução sob pressão com lavagem do canal femoral.

A adição de monómero permite uma maior fluidez do cimento. Verdonshot e Huiskes [117, 118] verificaram esta constatação com estudos experimentais. Estes verificaram uma diminuição de vazios na superfície do implante por adição de uma maior concentração de monómero na mistura, pois a reacção era mais completa. Contudo, podem ficar pequenas quantidades de monómero por reagir que serão maléficos ao organismo humano.

1.8| Mistura

O método de mistura é visto por inúmeros autores como Lewis [72, 73] e Dunne e Orr [34] como uma variável de grande influência na composição final obtida, pois o método pode influenciar a reacção entre o monómero e o polímero ao fazer a distribuição dos componentes na mistura. Como referido anteriormente, o método da mistura pode determinar a existência de reagentes livres no final da mistura.

Relativamente aos métodos de mistura, estes estão divididos em simples e compostos. Nos simples incluem-se os de mistura manual, centrifugação e vácuo. Nos compostos encontram-se os vibratórios, por ultra sons e tambores rotativos, sendo estes métodos combinados dos métodos de mistura simples.

1.8.1| Mistura manual

A mistura manual caracteriza-se pela adição manual do pó ao líquido, normalmente monómero, podendo o líquido sofrer um pré-arrefecimento entre -15°C e 6°C . Após o contacto dos constituintes, a mistura é realizada com auxílio de uma espátula de forma a homogeneizar a mesma. Este processo pode demorar entre 45 a 120 segundos. O cimento é colocado numa seringa e introduzido no canal femoral. Hessen e Jensen [45] referem não existir diferenças significativas entre o método de mistura manual e outros quando os cimentos são de alta viscosidade.

1.8.2| Mistura por centrifugação

A mistura por centrifugação é realizada com auxílio da força centrífuga proveniente da velocidade dada ao recipiente que contem os compostos. Assim, os constituintes são colocados em rotação, que varia com o fabricante, podendo ir de 2300 a 4000 rpm com uma duração de 30 a 180 segundos.

Rimnac et al. [104] não observaram melhorias significativas nas propriedades mecânicas do cimento usando o processo de mistura por centrifugação. Por outro lado, Davis et al. [26, 30] verificaram que a centrifugação melhora a aderência do cimento às superfícies da prótese e do osso, verificando ainda uma melhoria em 20 vezes da resistência à fadiga com a diminuição da porosidade. Relativamente à mistura manual, também observaram um mecanismo diferente de propagação de fissuras com este sistema de mistura.

Davies e Harris [28] verificaram a diminuição da porosidade e observaram que este método de mistura melhora significativamente a sua aderência às superfícies e as propriedades mecânicas, independentemente da espessura da camada de cimento.

1.8.3| Mistura por vácuo

Relativamente ao método de mistura por vácuo, este não tem passos bem definidos para o seu procedimento, dependendo essencialmente do fabricante do equipamento. Existem no mercado alguns equipamentos de diferentes fabricantes de cimentos, tais como o Simplex Enhancement Mixer[®] (Howmedica), Stryker High Vacuum System[®] (Stryker, Kalamazoo, MI), Mitab[®] (Mitab Corp., Sjobo, Suécia), Optivac[®] (Mitab), Mitvac[®], Cemvacmerck[®], Bonelock[®] e Cermec[®] Systems entre outros.

Como referido, os procedimentos a seguir na mistura dependem do fabricante. Por exemplo, no processo Mitab[®], o pó é adicionado ao líquido num recipiente de mistura, de seguida colocado numa câmara de vácuo atingindo uma pressão de 28 KPa (absoluta), sendo misturados os constituintes em vácuo com auxílio de uma espátula com uma frequência de 0.25 Hz durante 75 segundos. Após concluída a mistura o cimento sobe à parte superior onde é transferido para uma pistola.

Os outros sistemas variam essencialmente na pressão utilizada para o vácuo e no tempo de mistura, utilizando-se uma pressão de 5 a 100 KPa e um tempo de mistura de 30 segundos com o sistema Optivac[®]. A pressão no sistema Mixvac[®] varia entre 27 a 34 KPa e o tempo de mistura entre 90 a 150 segundos.

Lewis e Austin [69] referem este método de mistura como sendo o que fornece a melhor mistura em termos de porosidade e propriedades mecânicas. Fritsch et al. [40] salientam este método como forma de melhorar as características iniciais do cimento, permitindo estabelecer uma ligação mais forte no pós-operatório. A longo prazo, o método de mistura parece não influenciar as propriedades do cimento.

Hansen e Jensen [45, 46] não encontraram melhorias nas propriedades com estes sistemas mecânicos de mistura, verificando em alguns deles desperdícios de cerca de 20% do cimento. Lewis [72, 73] refere a mistura por vácuo como um processo que aumenta em 3 vezes mais o número de ciclos em fadiga, diminuindo a porosidade em 7 vezes relativamente à mistura manual.

1.8.4| Outros métodos

O sistema por ultra sons resume-se na fase primária à mistura realizada manualmente durante 60 segundos, sendo esta depois colocada num recipiente em banho de água ultra sónico durante 150 segundos até que a mistura fique homogénea.

Os sistemas vibratórios são semelhantes aos de vácuo, com a excepção do reservatório ser móvel e conter motores com veios excêntricos que permitem vibrações com deslocamentos em duas direcções. Estes motores normalmente trabalham a 500 rpm durante 120 segundos.

Existem alguns sistemas combinados que são utilizados por inúmeros ortopedistas. Alguns envolvem reservatórios em aço inoxidável com vibradores (50 vibrações por segundo) enquanto a mistura é feita com uma espátula. Outros sistemas usam tambores rotativos, sendo a mistura realizada num tambor que roda a 30 rpm durante 18 segundos. Este tipo de sistema é pouco aplicado.

Linden [75] concluiu que a mistura mecânica melhora as propriedades dos cimentos, melhorando no global a sua homogeneidade. Fritsch et al. [40] referem um comportamento melhorado para o cimento Palacos® R que se verifica aquando do arrefecimento do líquido do monómero a temperaturas entre 0°C e 4°C antes de se processar a mistura. Dune et al. [34] refere o método de mistura como fundamental para determinar a temperatura máxima de polimerização.

Em todos os sistemas de mistura a cura ocorre à temperatura ambiente e posteriormente no corpo humano a 37°C. Segundo alguns autores, a cura depende do meio em que se insere, podendo prolongar-se de 15 a 48 horas. Os métodos mais utilizados são por centrifugação e por vácuo, apesar de se notar uma crescente utilização do método por ultra sons.

1.9| Propriedades do cimento

As propriedades dos cimentos variam com o seu tipo (fabricante) e essencialmente com a sua composição química e aditivos. Alguns autores tais como Hansen e Jensen [45, 46], Fritsch et al. [40], Linden [76], Davies e Harris [27, 28], Lewis e Austin [69, 70], Davies et al. [30], Wixson et al. [123], Rimnac et al. [104] e Lewis [72, 73] referem o método de mistura como tendo grande influência nas propriedades mecânicas dos cimentos.

As principais propriedades dos cimentos a ter em conta são a viscosidade dinâmica, a porosidade média, a tensão de rotura estática e dinâmica em tracção e compressão, o módulo de elasticidade, a tensão de corte máxima, a resistência à fadiga, a resistência à propagação das fissuras e o grau de porosidade entre outras de menor realce.

Na tabela 1.14 são apresentadas as propriedades mecânicas estáticas de 10 tipos de cimentos mais comercializados.

As propriedades mecânicas dos cimentos, referidas por Harper e Bonfield [47] e Lewis [70], dependem da sua composição. Com base nestas propriedades pode-se observar que, aparentemente, os melhores cimentos são o Palacos® R, o Sulfix® R e o Simplex® P, apresentando como componente comum o óxido de zircónio.

As propriedades na tabela seguinte foram obtidas em regime estático. As diferentes propriedades observadas pelos vários autores, com algumas discrepâncias em alguns casos, é devida fundamentalmente à forma como foi feita a mistura e como foram recolhidos os dados. Por exemplo, para o cimento Simplex® P a diferença de 10 MPa verificada entre os autores Davies et al. [27, 30] e Kindt-larsen et al. [56] foi devido ao facto deste último ter feito a mistura em vácuo com pré arrefecimento dos constituintes, enquanto Davies et al. [30] fizeram a mistura de forma manual.

Tabela 1.14 – Propriedades mecânicas de cimentos comerciais [70].

CIMENTO	TRACÇÃO		COMPRESSÃO		ELONGAMENTO (%)	TENSÃO DE CORTE		TIPO DE MISTURAÇÃO
	TENSÃO DE ROTURA (MPa)	MODULO DE YOUNG (MPa)	TENSÃO DE ROTURA (MPa)	MODULO DE YOUNG (MPa)		(MPa)	(MPa)	
SIMPLEX® P	27.0/46.0	2410	96.0/99.0	3010	2.49	37/69	MANUAL/VÁCUO	
	---	---	---	---	---	42.7/48.4	MANUAL/VIBRAÇÃO	
	44.4	3080	89.2	2540	0.86	---	MANUAL	
	---	---	101.4/114.3	3000	---	---	MANUAL/VÁCUO	
ZIMMER® DOUGHT TYPE	36.2	2530	---	---	1.62	---	MANUAL	
	23.6	1900	---	---	1.41	---	MANUAL	
	44.4	2700	72.6	1952	0.99	---	MANUAL	
	---	---	93	1950	---	---	MANUAL	
ZIMMER® LVC	32,3/46.0	2840	---	---	1.99	---	MANUAL/CENTRIFUGAÇÃO	
	27.0/44.0	2950	---	---	2.05	33/62	MANUAL/VÁCUO	
	---	---	102.6	2200	---	---	MANUAL	
	44.8	4120	90.4	2500	0.86	---	MANUAL	
PALACOS® R	---	---	88.5/100.1	3180	---	48.7/50.2	MANUAL/VIBRAÇÃO	
	39.8/49.2	3070	---	---	1.47	---	MANUAL/CENTRIFUGAÇÃO	
	33.0/40.0	2850	84.0/97.0	1990	1.98	33/50	MANUAL/VÁCUO	
	---	---	84.0/97.0	---	---	---	MANUAL/VÁCUO	
CMW® 1	---	---	97.0	1940	5.0*	---	VÁCUO	
	51.4	3210	---	---	2.25	---	MANUAL/PRESSÃO	
	25.0/47.0	---	87.0/96.0	---	---	---	MANUAL/VÁCUO	
	---	---	---	---	---	44.6/49.9	MANUAL/VIBRAÇÃO	
CMW® 3	---	---	87.0/97.0	---	---	---	MANUAL/CENTRIFUGAÇÃO	
	---	---	110	1990	7.5*	---	MANUAL	
	39.1	2.26	---	---	2.48	---	MANUAL/PRESSÃO	
	---	---	86.4/88.6	2360	---	---	MANUAL/VIBRAÇÃO	
OSTEOBOND™	---	---	---	---	---	32/63	MANUAL/VÁCUO	
	---	---	81.4	1950	6.5*	---	VÁCUO	
	---	---	100/104	---	---	---	MANUAL/VÁCUO	
	44.7	3.53	---	---	1.36	---	MANUAL/PRESSÃO	
ENDURANCE®	38.2	3.38	---	---	1.41	---	MANUAL/PRESSÃO	
SULFIX® R	37.1	2.99	---	---	1.58	---	MANUAL/PRESSÃO	
BONELOC®	50.7	3.26	---	---	2.22	---	MANUAL/PRESSÃO	
	39	2.26	---	---	2.48	---	MANUAL/PRESSÃO	

*EM COMPRESSÃO

As propriedades em tracção dos cimentos são fortemente influenciadas pelo processo de mistura. Relativamente à mistura manual, pode-se obter propriedades mecânicas superiores em 25% usando outras formas de mistura. É importante referir que as suas propriedades em tracção assumem

especial relevância já que o manto de cimento na prótese cimentada é solicitado em tracção nos aspectos lateral e anterior.

Relativamente às propriedades mecânicas em compressão, estas são normalmente superiores às de tracção, aproximadamente 3 vezes, e são também importantes, pois grande parte do manto de cimento está sob compressão (aspectos medial e posterior). O cimento quando é introduzido dentro do canal femoral é depois comprimido, quer pela haste femoral, quer pela pressão exercida pelo colar da prótese, quando presente. O cimento na artroplastia também tem como função absorver energia proveniente de cargas de impacto.

As propriedades em tracção e compressão são principalmente influenciadas pela composição química dos diferentes cimentos, embora se note, ao contrário do que fora referido, uma influência diminuta nestas devido aos diferentes métodos de mistura. Uma das principais conclusões é que o cimento resiste cerca de 2 a 3 vezes mais em compressão, e que, idealmente, se deve projectar próteses cimentadas mais propensas a provocarem campos de tensões predominantemente de compressão.

Durante as actividades físicas normais de um paciente são induzidas tensões de corte no manto de cimento, com maior predominância na interface cimento-prótese. A tensão de corte máxima admissível pelo cimento depende fortemente das variáveis anteriormente referidas, nomeadamente do método de mistura dos constituintes e do tipo de cura. É de salientar que a resistência ao corte varia com o método de mistura (tabela 1.14), não se verificando tanta influência com a sua composição. Contudo, estes valores dependem da forma como foram obtidos nos estudos publicados, nomeadamente na forma de processamento dos provetes, se foi com pré-arrefecimento ou pré-aquecimento, ou outras.

É reconhecido o papel da porosidade no comportamento do cimento, pois estes quando presentes e em contacto com a superfície da prótese podem diminuir a sua capacidade de carga a transmitir. Existem dois tipos de poros: os macroscópicos com diâmetros superiores a 1 mm; e os microscópicos de dimensões inferiores 1 mm. A presença de poros pode ser ou não benéfica. Por exemplo, será indesejada a sua presença numa perspectiva que pode aumentar as tensões no cimento e serão focos de iniciação e propagação de fissuras. Mas também podem ser vistos positivamente numa perspectiva de que podem limitar ou evitar a propagação de fissuras, prolongando a vida do cimento.

A porosidade depende fortemente de factores como o método de mistura e composição. Na tabela 1.15 apresenta-se valores comparativos de porosidade para diferentes cimentos e meios de mistura.

Os resultados da tabela seguinte mostram que a aplicação de vácuo permite reduzir de forma significativa o grau de porosidade, seguindo-se a centrifugação. Contudo, a porosidade varia com a composição do cimento e, principalmente com a temperatura do monómero quando adicionado. Se o monómero sofrer um pré-arrefecimento a porosidade final pode diminuir em cerca de 7 vezes segundo Lewis [72, 73]. Outra forma de diminuir a porosidade na interface com a prótese consiste em aquecer previamente a haste, pois o gradiente de tensões é inferior, não originando arrefecimentos bruscos na superfície.

As propriedades dos cimentos em regime dinâmico são relevantes sob o ponto de vista da integridade estrutural de todo o conjunto. Neste sentido, diversos autores determinaram as propriedades de cimentos em fadiga. A título de exemplo pode-se referir os trabalhos desenvolvidos por Harper e Bonfield [47] e Lewis [70, 73].

A tabela 1.16 ilustra alguns resultados relativamente à resistência à fadiga de diversos cimentos comerciais. Na tabela pode-se observar a influência do tipo de cimento na sua longevidade sob fadiga. Segundo estes autores, o Simplex[®] P apresenta-se como o melhor relativamente às propriedades de fadiga. Este cimento possui na sua composição química elementos como sulfato de bário (9.1%) e

2.6% de monómero (MMA) e apresenta, por exemplo, uma longevidade à fadiga 30% superior à do cimento Palacos® R.

Tabela 1.15 – Variação da porosidade de cimentos comerciais [70].

CIMENTOS	MÉTODOS DE MISTURA			
	MANUAL	VÁCUO	CENTRIFUGAÇÃO	MECÂNICO
% POROSIDADE				
SIMPLEX® P	9.39	----	4.25	----
	10.00	0.50	9.50	5.90
	9.39	----	6.62	----
ZIMMER® DOUGHT TYPE	12.38	----	6.00	----
	5.20	2.20	----	----
	12.38	----	10.35	----
ZIMMER® LVC	7.70	1.20	9.3	----
	5.00	----	4.15	----
	5.06	----	4.47	----
PALACOS® R	8.40	----	6.90	----
	9.70	----	10.00	----
	4.30	1.20	----	----
	9.70	----	10.76	----
CMW® 1,3	11.90	----	6.00	----
	11.99	----	11.11	----

Os valores de limite de fadiga dependem fortemente da carga aplicada. Verdonschot e Huiskes [117, 119] referem uma tensão limite de fadiga de 7 MPa, enquanto Pillar et al. [100] referem 10 MPa para um cimento reforçado com fibras de carbono. Cipolletti e Cook [18] referem uma tensão da ordem de 6 MPa para cimento em ambiente salino.

Na tabela 1.17 é apresentado para o cimento comercial CMW® 1 o limite de fadiga em função da amplitude da tensão aplicada [73].

Tabela 1.16 – Resistência à fadiga de cimentos comerciais [73].

TIPO DE CIMENTO	CICLOS DE FADIGA	
	VARIAÇÃO	LONGEVIDADE MÉDIA
PALACOS® R	18362-49285	27892
SULFIX® R	2902-29275	9816
SIMPLEX® P	8933-93345	36677
CMW® 3	5996-38262	16441
CMW® 1	3042-8835	4407
BONELOC®	4-647	164
OSTEOBOND™ COPOLYMER	5527-25825	16162
ENDURANCE®	1663-12947	4355
ZIMMER® DOUGHT TYPE	153-3978	781

Como se verifica na tabela seguinte, o aumento da amplitude da tensão leva à diminuição brusca da vida útil do cimento, sendo este fenómeno importante para valores de amplitude de tensão superiores a 10 MPa.

Tabela 1.17 – Resistência à fadiga do cimento CMW® 1 [73].

AMPLITUDE DA TENSÃO (MPa)	CICLOS DE VIDA
30	214-1002
25	511-2586
20	6324-15331
15	18169-30607
10	65970-295025
5	SEM ROTURA

A viscosidade é uma propriedade fundamental dos cimentos, pois é necessário alguma flexibilidade para preencher convenientemente o canal femoral ou a superfície acetabular quando se introduz a haste femoral ou o componente acetabular. O cimento deve permitir a sua aderência aos materiais circundantes (prótese e osso).

O cimento deve possuir viscosidade suficientemente baixa para permitir a sua maneabilidade e mistura fácil para que não fiquem componentes por reagir. Essa viscosidade deve permanecer baixa para que possa fluir e penetrar no interior do canal femoral num curto espaço de tempo. Um bom cimento em termos de viscosidade será aquele que mantém praticamente constante a sua viscosidade durante o processo de mistura e introdução (3 a 6 minutos).

Wang et al. [121] referem como um dos factores fundamentais para o sucesso a rugosidade da haste da prótese, já que o seu aumento permite aumentar a resistência do cimento ao corte na interface.

Breusch et al. [14] referem que a raspa usada para abertura do canal femoral não influencia a penetração do cimento, mas sim a sua viscosidade. Segundo Lewis [70, 71], a viscosidade deve ser inferior a 100 Pa.s para que o cimento deslize facilmente no canal femoral. Com base neste valor de viscosidade e comparativamente aos valores apresentados na tabela 1.18, é de notar que o cimento ideal será aquele que apresenta baixa viscosidade durante a fase de trabalho (3 – 6 min após mistura).

Um bom cimento deverá possuir após 3 minutos de início da mistura uma viscosidade inferior a 100 Pa.s, o que corresponde a uma taxa de deformação de 75 s^{-1} .

Tabela 1.18 – Viscosidade de cimentos comerciais [70].

TAXA DEFORMAÇÃO (s^{-1})	CIMENTOS				
	CMW® 1,3	PALACOS® R	SIMPLEX® P VISCOSIDADE (Pa.s)	ZIMMER® REGULAR	ZIMMER® LVC
0.36	----	7800	----	----	450
76.20	----	----	95	50	30
97.00	535	----	220	80	6
10.00	----	----	500	200	30
1.00	----	----	800	500	100

Valores após 180 s do início da mistura.

Segundo os registos ortopédicos nórdicos, os cimentos com melhores resultados clínicos são os de maior viscosidade como o Palacos® R e o Simplex® P. O CMW®1 de alta viscosidade também apresenta excelentes resultados. O gráfico da figura 1.10 ilustra a curva de vida dos melhores cimentos segundo os registos da Noruega [4], nomeadamente o Palacos® R de alta viscosidade (H) e o Simplex® P. O CMW® de baixa viscosidade (L) apresenta piores resultados que o mesmo de alta viscosidade.

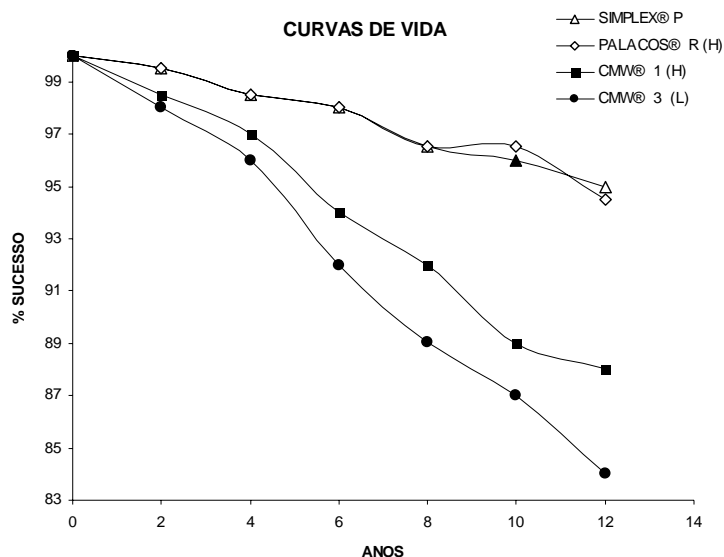


Figura 1.10 – Curvas de vida de cimentos comerciais [4].

1.10| Resultados clínicos

Os resultados clínicos são efectivamente os dados mais realísticos do desempenho de qualquer tipo de implante. São contudo muitas vezes difíceis de obter em estudos experimentais pelo facto dos pacientes serem cépticos e recearem este tipo de experiências, para além de outras questões que se prendem com a ética. Outra dificuldade na obtenção de resultados clínicos resulta do facto dos ortopedistas não estarem predispostos a serem “avaliados” nem registarem as cirurgias realizadas.

O estudo de inovações em cirurgia ortopédica é complexa e dificultada. Não é fácil convencer pacientes a sujeitarem-se às inovações. Por exemplo, no Reino Unido [127], os ortopedistas são aconselhados a seleccionarem próteses referenciadas em registos ortopédicos, para além das características inerentes ao tipo de intervenção e etiologia.

1.10.1| Ranking

Segundo Murray et al. [91] existem mais de 100 tipos de próteses diferentes em comercialização. Contudo, muitas têm aplicabilidade diminuta em alguns países. As próteses mais utilizadas variam de país para país, dependendo de vários factores. Por exemplo, nos países pobres, um dos factores fundamentais é o custo da prótese. Em países mais ricos e desenvolvidos são as taxas de sucesso ou o histórico de cada hospital ou clínica que ditam a prótese mais aplicada.

Em Portugal, a prótese de anca mais aplicada é a Müller Straight, seguida da Charnley, aplicando-se uma pequena percentagem das mais caras como a Lubinus SPII (cerca de 8% do total) [128].

Nos países nórdicos, o tipo de prótese mais aplicada tem variado nos últimos anos, verificando-se uma diminuição da utilização das próteses mais recentes no mercado. Na Suécia [83] verifica-se uma maior aplicação da Lubinus SPII, com cerca de 50% do total no ano de 2002, a Charnley com cerca de cinco vezes menos, tendo-se verificando situação inversa no ano de 1998 [83].

Na Noruega [3, 4] a Lubinus SPII não é praticamente aplicada. Neste país verifica-se o monopólio da prótese Charnley com 50%, seguindo-se a Titan com 10% de mercado. Esta tendência vem desde os registos iniciais de 1987, verificando-se nos últimos anos um aumento da aplicabilidade da prótese Charnley em detrimento das restantes.

Na tabela 1.19 representa-se uma retrospectiva das próteses mais aplicadas com base em diferentes registos ortopédicos. Entre parêntesis encontra-se a percentagem de aplicabilidade da prótese em cada um dos países referidos na tabela.

Tabela 1.19 – Ranking de próteses mais aplicadas [3, 4, 82, 127].

PRÓTESES	NÚMERO (% TOTAL)	PAÍS
LUBINUS SPII	5784 (50%)	SUÉCIA (2002)
CHARNLEY	1806 (50%)	NORUEGA (2002)
CHARNLEY	>7500 (>20%)	REINO UNIDO (2000)
LUBINUS SPII	8604 (15%)	FINLÂNDIA (1998)
EXETER	7137 (22%)	AUSTRÁLIA (2003)

É de salientar o caso da prótese Stanmore, que é a segunda mais aplicada no Reino Unido e apresenta registos ortopédicos de 20 anos. A prótese Müller Straight, uma das mais aplicadas em Portugal, ocupa em termos de ranking a 10ª posição nos registos suecos e a 5ª posição nos registos finlandeses.

As próteses da nova geração com as Lubinus SPII e Exeter são hoje bastante aplicadas. As próteses Charnley e Stanmore que surgiram na década de 70 e 80 respectivamente continuam a serem bastante aplicadas. Contudo, é de salientar que estas sofreram alterações ao longo do tempo, quer na sua geometria, no material, no instrumental cirúrgico e na técnica cirúrgica.

1.10.2| Taxas de sucesso

As taxas de sucesso (ou insucesso) são dados importantes, pois resultam da prática clínica e são importantes no escrutínio entre o que se pode considerar de um boa e uma má prótese. Também dão informações importantes sobre o seu desempenho clínico, que é no fundo um dos dados mais relevantes para o paciente. Aparentemente, as taxas de sucesso são estatisticamente mais significativas e esclarecedoras nos registos ortopédicos nórdicos porque estes contêm amostras de grandes dimensões, minimizando erros de análise estatística.

As taxas de sucesso são apresentadas normalmente em três espaços temporais: a curto, médio e longo prazo. As taxas de sucesso a curto prazo referem-se a 3 anos e são afectadas pelo tipo de fixação e por erros cometidos na intervenção cirúrgica. O médio prazo considera-se entre 10 a 12 anos e são dados referentes ao comportamento da prótese. A longo prazo, normalmente superior a 20 anos, são dados referentes ao comportamento da artroplastia da anca como um todo, pois para além do desempenho da prótese inclui-se outros factores como a qualidade de vida do paciente.

Como foi oportunamente referido, no Reino Unido [127] os cirurgiões ortopedistas são aconselhados a usarem próteses que estejam registadas clinicamente com dados disponíveis referentes a médio e

longo prazo. Segundo alguns registos (Reino Unido, Suécia, Finlândia, Noruega), as próteses Charnley, Lubinus SPII e Exeter são as com melhores taxas de sucesso.

O gráfico da figura 1.11 mostra as curvas de sucesso para as “melhores” próteses, sendo traçadas com base nos registos ortopédicos dos países nórdicos [4]. Colocou-se ainda a curva de vida da Müller Straight, verificando-se que esta é a que apresenta resultados inferiores após 20 anos. A curto prazo não se detecta comportamentos significativamente diferentes.

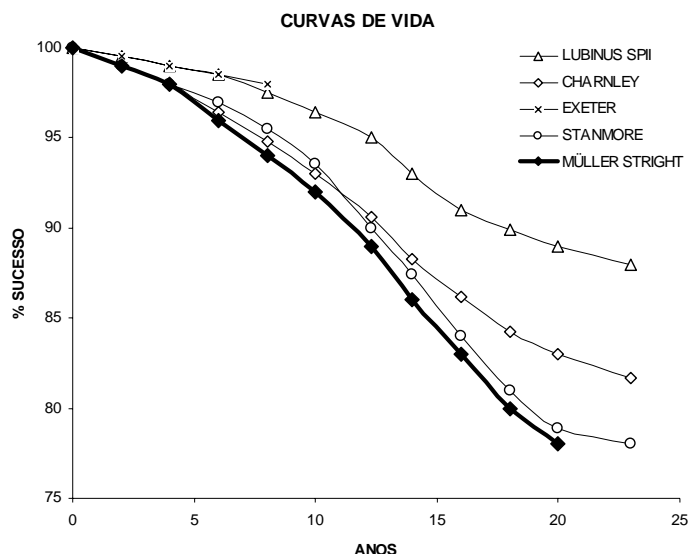


Figura 1.11 – Curvas de sucesso das próteses com maiores taxas de sucesso [4].

1.11 | Preços de mercado

Correntemente existem mais de uma centena de diferentes próteses de anca no mercado, muitas delas sem qualquer suporte científico credível [105]. Os seus preços variam consoante determinados factores, entre outros o tipo de material, se está referida nos registos ortopédicos relativamente às suas taxas de sucesso, tipo de superfície, se possuiu ou não revestimento e, fundamentalmente, do tipo de fixação.

Barrack et al. [4], num estudo realizado sobre o custo das artroplastias primárias e das revisões no Estados Unidos da América concluiu que o preço médio de uma prótese de anca em 1995 e 1999 era respectivamente \$4329 e \$2827, uma diminuição relativa de preço de 35%. Por outro lado, os custos médios com o hospital na artroplastia primária aumentaram 16%, passando de \$29666 para \$34828 por paciente. O preço das cirurgias também diminuiu em média de \$3240 em 1995 para \$2178 em 1999.

O tempo de permanência do paciente no hospital diminuiu em 52%, passando em média de 10.7 dias em 1995 para 5.1 em 1999. Grande parte desta diminuição resultou de um menor tempo de permanência no pré-operatório no hospital. O tempo de execução das cirurgias também diminuiu em média de 238 minutos para 199 minutos, essencialmente devido à melhoria das técnicas utilizadas.

Os custos de revisão também baixaram, mas o seu preço depende da dificuldade da cirurgia. O valor diminuiu em média de \$51290 para \$34328 em 1999. Esta diminuição prendeu-se em parte pelo menor tempo de permanência do paciente no hospital, passando de 7.3 dias em média para 5.1 dias em 1999.

Contudo, é de salientar que os preços das intervenções cirúrgicas e das próteses variam de país para país. Por exemplo, na Inglaterra os preços diferem imenso, apresentando-se na tabela 1.20 os preços para as mais aplicadas neste país segundo relatório do Royal College of Surgeons [127]. Os preços praticados no Reino Unido podem variar entre £250 e £2000. As próteses mais aplicadas são as mais baratas como a Charnley e a Stanmore.

Verifica-se ainda que as próteses não cimentadas apresentam preços superiores às cimentadas. Na tabela 1.20, as próteses ABG e Homnift-HA que são não cimentadas, apresentam um aumento de preço em cerca de 50% relativamente às cimentadas. O mesmo se verifica entre as modulares e as do tipo monobloco, sendo as primeiras mais onerosas.

Tabela 1.20 – Preços das próteses no Reino Unido [127].

PRÓTESES	PREÇOS
CHARNLEY	£282
STANMORE	£250-320
EXETER	£340
CFT	£325
ULTIMA	£375-505
ELITE	£334
ABG	£1036
HOMNIFT-HA	£1260

Em Portugal não é conhecido os preços das próteses, sendo os apresentados na figura 1.12 meramente indicativos após consulta de um fornecedor [128]. No nosso país estima-se que os preços variam entre 400€ a 1000€, dependendo principalmente do tipo de material da prótese.

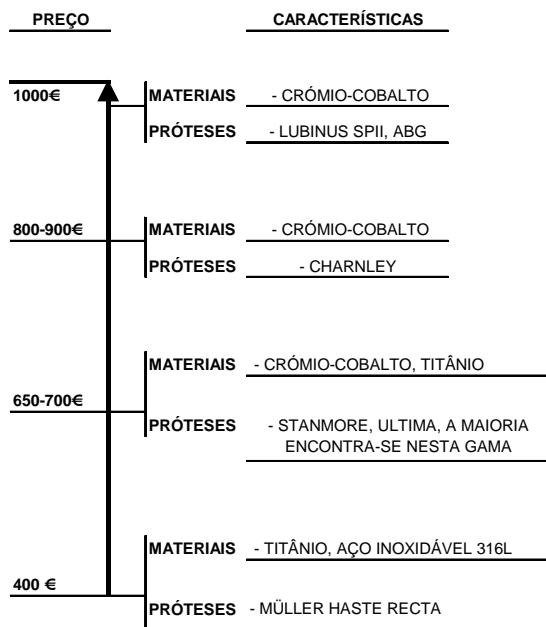


Figura 1.12 – Preços das próteses em Portugal.

Nesta figura observa-se que o preço das próteses varia essencialmente com o material, sendo as de crómio-cobalto mais caras que as de aço inoxidável. Contudo, o preço da maioria das próteses situa-

se entre 650€ e 700€, que são bastante inferiores aos praticados na Inglaterra e Estados Unidos da América.

Na Alemanha, os preços praticados são um pouco superiores [129]. A realização de uma artroplastia primária custa cerca de 7000€. Se a artroplastia for feita em pacientes jovens, com uma prótese considerada de boa qualidade (referenciada nos registos ortopédicos) pode custar cerca de 8500€, ou seja mais 1500€. Para as revisões, os valores são um pouco superiores, cerca de 11600€.

No Canadá, segundo o Canadian Institute for Health Information (CIHI), o preço médio de uma prótese de anca era de CAN \$2141, mas que variava segundo o tipo de implante, podendo ir de CAN \$650 a CAN \$3559 [17].

A tabela 1.21 indica os preços de algumas próteses usadas no Canadá. É interessante notar que uma das próteses mais caras, a AML, é das mais utilizadas (10 hospitais). A tabela mostra que a variação de preços é superior para as próteses mais baratas, podendo variar em cerca de 100%, que é o caso patente com a prótese Harris, o que leva a concluir que os preços praticados não dependem apenas do custo da referida prótese, mas também de outras variáveis relacionadas com o hospital/clínica e com a empresa que as comercializa.

Tabela 1.21 – Preços das próteses mais aplicadas no Canadá [17].

PRÓTESES	No HOSPITAIS	PREÇOS		
		MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIO
AML	10	\$1985	\$2995	\$2647
CONTEMPORARY	5	\$995	\$1103	\$1018
HARRIS	2	\$975	\$2150	\$1027
HARRIS-GALANTE	9	\$2497	\$3343	\$2870
MALLORY HEAD	8	\$2200	\$2850	\$2246
OMNIFIT	5	\$1741	\$2555	\$2229
PCA	13	\$1695	\$2828	\$2455
PAC E SERIES	5	\$1548	\$2755	\$1837
PRECISION	9	\$1598	\$2599	\$1960
PROTEK	7	\$650	\$1287	\$1172

* PREÇOS EM DOLARES CANADIANOS

Quanto ao preço em função do tipo de fixação, este não varia muito neste país, verificando-se para as próteses híbridas um preço médio de CAN \$2172 (mínimo de CAN \$950 e máximo de CAN \$3599) apresentando contudo valores superiores aos restantes.

O preço de uma prótese de anca pode ser um factor importante no orçamento do Serviço Nacional de Saúde de um país. Por exemplo, se em Portugal houvesse uma redução de 100€ por prótese (todo o tipo de próteses) e se considerarmos uma estimativa de cerca de 10 000 implantes, poderíamos obter uma redução anual de 1 milhão de euros. Este valor seria certamente muito superior noutros países que praticam preços elevadíssimos.

Existem ainda outros parâmetros que permitem reduzir o custo total das artroplastias como a da anca. A diminuição do tempo hospitalar pré e pós-operatório é um exemplo. Nesta perspectiva, a utilização de próteses cimentadas permite uma mais rápida e antecipada mobilidade do paciente.

Bibliografia

- [1] - Adachi, T., Kunimoto, H., Tsubota, K., Tomita, Y., 2002, Simulation study on shape design of femoral stem based on uniform stress at bone stem interface, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, 4, Supplement 1, pp: 304-305.
- [2] - Annan, K.; 1999, The secretary general message to launch the bone and joint decade 2000-2010 for the prevention and treatment of musculoskeletal disorders. November 30.
- [3] - Annual Report 2000, Prospective studies of hip prostheses and cements, 2000, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [4] - Annual Report 2002, Hip and Knee Prostheses, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [5] - Annual Report 2003, 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 15-19, Orlando, USA.
- [6] - Arnold, J. C., Venditti, N. P., 2001, Effects of environment on the creep properties of a poly(ethylmethacrylate) based bone cement, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 12, pp: 707-717.
- [7] - Bang Lee, H., Khang, G., Ho Lee, J., 2000, Polymeric Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 39.
- [8] - Barrack, R. L., Sawhney, J., Hsu, J., Cofield, R. H., 1999, Cost Analysis of Revision Total Hip Arthroplasty, A Five –Year Follow-up Study, Clinical Orthopaedics & Related Research, 369, pp: 175-178.
- [9] - Bauer, T. W., Schils, J., 1999, The Pathology of Total Joint Arthroplasty, II. Mechanisms of Implant Failure, Skeletal Radio 28, pp: 483-497.
- [10] - Bergman, G., Deuretzbacher, M. O. W., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, M., Duda, G. N., 2001, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, Journal of Biomechanics, 34 (7), pp: 859-71.
- [11] - Bergmann, G. , 2002, Biomechanics of hip joint, Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, 4 supplement 1, pp: 36-38.
- [12] - Billotte, W. G., 2000, Ceramic Biomaterials, The biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 38.
- [13] - Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., Amis, A. A, 2005, The effect of muscle loading on the simulation of bone remodeling in the proximal femur. Journal of Biomechanics 38, pp: 133-139.
- [14] - Breusch, S. J., Norman, T. L., Revie, I. C., Lehner, B., Caillouette, J. T., Schneider, U., Blaha, J. D., Lukoschek, M., 2001, Cement penetration in the proximal femur does not depend on broach surface finish, Act Orthopaedic Scand, n° 72, pp: 29-35.
- [15] - Burg, T., Standard, O., 2001, Material for Biomedical Engineering, Student Notes, School of Materials Science and Engineering, University of New South Wales.

- [16] - Burr D. B., Turner C. H., Naick P, Forwood M. R., Ambrosius W., Hasan M. S., Pidaparti R., 1998, Does micro damage accumulation affect the mechanical properties of bone? *Journal of Biomechanics* 31, pp: 337-345.
- [17] - Canadian Joint Replacement Register, Total Hip and Knee Replacements in Canada, 2004, Annual Report.
- [18] - Cipolletti, G. B., Cook, F. W., 1978, Fatigue of bone cement in physiological saline at one Hz. *Trans. 4th Annual Society of Biomaterials, Santo Antonio*, pp: 134-135.
- [19] - Collins, D., K., Mohler, C. G., 2002, Comparison of Clinical Outcomes in Total Hip Arthroplasty, Using Rough and Polished Cemented Stems With Essentially The Same Geometry, *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated*, 84-A (4), pp: 586 – 592.
- [20] - Cowin, S. C., Prendergast, P. J., 2001, Bone prostheses and implants, *Bone Mechanics Handbook, Second Edition, CRC press*, 35, pp: 1 – 29.
- [21] - Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., 1980, An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, *Journal of Bone & Joint Surgery*, 62A, pp: 68.
- [22] - Cristofolini, L., Teutonivo, A. S., Monti, L., Cappello, A., Toni, A., 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between “good” and “bad” designs, *Journal of Biomechanics* 36, pp: 1603-1615.
- [23] - Cristofolini, L., Waide, V., Viceconti, M., 2004, Load transfer in cemented total hip replacement in vitro: bone and cemented strain under simulated tissue adaptations, *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [24] - Davidson, J. A., Georgette, F. S., 1986, State of art materials for orthopedic prosthetic devices, Presented at the SME, Implant Manufacturing and Material Technology Conference, Sao Francisco.
- [25] - Davies J. P., O'Connor D. O., Greer J. A., Harris W. H., 1987, Comparison of the mechanical properties of Simplex P, Zimmer Regular, and LVC bone cements, *Journal Biomedical Materials Research*; 21 (6), pp: 719-730.
- [26] - Davies J. P., Jasty M., O'Connor DO, Burke D. W., Harrigan T. P., Harris W. H., 1989, The effect of centrifuging bone cement. *Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*;71(1), pp: 39-42.
- [27] - Davies J. P., Harris W. H., 1992, The effect of the addition of methylene blue on the fatigue strength of Simplex P bone-cement, *Journal Applied Biomaterials*; 3(2), pp: 81-85.
- [28] - Davies J. P., Harris W. H., 1995, Comparison of diametral shrinkage of centrifuged and uncentrifuged Simplex P bone cement. *Journal Applied Biomaterials*; 6 (3), pp: 209-211.
- [29] - Davy, D. T., Kotzar, G. M., Brown, R. H., Heipe, K. G., Golberg, V. M., Berilla, J., Berstein, A. H., 1998, Telemetric forces measurements across the hip after total arthroplasty, *Journal of Bone & Joint surgery*, 70A, pp: 45.
- [30] - Davies J. P., O'Connor D. O., Burke D. W., Jasty M., Harris W. H., 1988, The effect of centrifugation on the fatigue life of bone cement in the presence of surface irregularities. *Clinic Orthopedics* (229), pp: 156-161.

- [31] - Doblaré, M., Garcia, J. M., 2001, Application of an isotropic bone remodeling model based on a damage-repair theory to analysis of the proximal femur before and after total hip replacement, *Journal of Biomechanics*, 34 (9), pp: 1157-1170.
- [32] - Doblaré, M., Garcia, J. M., 2002, An anisotropic bone remodeling model based on a continuum damage-repair theory, *Journal of Biomechanics*, 35 (1), pp: 1-17.
- [33] - Dragan, S. Z., 2002, Biomechanical and biological aspects of the functional adaptation of the bone tissue after total hip arthroplasty, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, 4 supplement 1, pp: 377-378.
- [34] - Dunne, N. J., Orr, J. F., 2002, Curing characteristics of acrylic bone cement, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 13, pp: 17-22.
- [35] - Erani, P., Savigni, P., Cristofolini, L., Viceconti, M., 2004, Cement damage around hip stems: an ex-vivo study on retrieved cement mantles. *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [36] - Estok II, D. M., Harris, W. H., 2000, A stem design change to reduce peak cement strains at the hip of cemented total hip arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty* , 15 (5), pp: 584-588,.
- [37] - Fender, D., Van der Meulen, J. H. P., Gregg, P. J., 2003, Relationship between outcome and annual surgical experience for the Charnley total hip replacement, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 85-B(2), pp: 187- 190.
- [38] - Fernandes, P. R., Folgado, J., Jacobs, C., Pellegrini, V., 2002, How the stem shape can influence the bone ingrowth and the stability of a hip prostheses, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, 4 supplement 1, pp: 249-250.
- [39] - Fisher, J., Stone, M. H., Galvin, A., Ingram, J., Tipper, J. L., Williams, S., 2004, Wear, debris and osteolytic potential of artificial hip joints: biomechanical and biological simulations., *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [40] – Fritsch, E., Rupp, S., Kaltenkirchen, N., 1996, Does vacuum-mixing improve the fatigue properties of high-viscosity poly(methyl-methacrylate) (PMMA) bone cement? Comparison between two different evacuation methods. *Arch Orthopedic of Trauma & Surgery*; 115 (3-4), pp: 131-135.
- [41] - Frost H. M., 1983, A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clinic Orthopedic* 175, pp: 286-292.
- [42] - Frost H. M., 1998, A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *Journal Orthopedic Surgery*, 3, pp: 272-281.
- [43] - Go-Gyoon, K., Miller, M. A, Kenneth, A. M., 2004, A fatigue damage model for de cement-bone interface, *Journal of Biomechanics* 37, pp: 1505-1512.
- [44] - Guedes, J., 2000, Estudo numérico e experimental da biomecânica do fémur intacto e com prótese de anca, Tese de Mestrado, Universidade do Porto.
- [45] - Hansen D, Jensen JS, 1992, Mixing does not improve mechanical properties of all bone cements. Manual and centrifugation-vacuum mixing compared for 10 cement brands, *Acta Orthopedic Scand*; 63 (1), pp: 13-8.
- [46] - Hansen D., Steen Jensen J., 1992, Additional mechanical tests of bone cements, *Act Orthopedic Belgian*; 58 (3), pp: 268-271.

- [47] - Harper, E. J., Bonfield, W., 2000, Tensile characteristics of Ten Commercial Acrylic Bone Cements, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* 53: pp: 605-616.
- [48] – Huiskes, R., Boeklagen, R., 1989, Mathematical shape optimization of hip prosthesis design. *Journal of Biomechanics*, 22 (8/9), pp: 793-804.
- [49] - Huiskes, R., 1993, Failed innovation in total hip replacement. Diagnostic and proposals for a cure. *Act Orthopedic Scand*, 64, pp: 699.
- [50] - Huiskes, R., Verdonschot, N., 1997, The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement. *Journal of Biomechanics* 30 (8), pp: 795-802.
- [51] - Huiskes, R., 2000, The effects of assumed muscle loading on pre-clinical testing results of hip prostheses, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February, Berlin.
- [52] - Husby O. S., Indrekvam K., Mølster A. O., Gjerdet N. R. & Langeland, N., 1989c, Immediate strain shielding after femoral reaming and nailing. An in vivo study in rat femora. *Act Orthopedic Scand* 60, pp: 345-348.
- [53] - Ishihara, S., Goshima, T., 2002, The static and cyclic strength of a bone-cement bond, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 13, pp: 449-455.
- [54] - Iwaki, H., Scott, G., Freeman, M. A. R., 2000, The natural History and significance of radiolucent lines at a cemented femoral interface, *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 84-B, pp: 550-555.
- [55] - Jasty M., Davies J. P., O'Connor D. O., Burke D. W., Harrigan T. P., Harris W. H., 1990, Porosity of various preparations of acrylic bone cements. *Clinic Orthopedics* (259), pp: 122-129.
- [56] - Kindt-Larsen, T. Smith, D. B., Jensen, J. S., 1995, Innovations in acrylic bone cement affect heat generation? an analyses of four cement brands, *Journal of Applied Biomaterial*, 6, pp: 105-108.
- [57] - Köster, G., Willert, H. G., Ernstberger, T., Köhler, H. P., 1998, Centralization of the femoral component in cemented hip arthroplasty used guided stem insertion, *Arch Orthopedic Trauma Surgery*, 117, pp: 425-429.
- [58] - Kummer, F. J., Lyon, T. R., Zuckerman, J. D., 1996, Development of telemetrerized shoulder prothesis, *Clinic Orthopedics*, 330, pp: 31.
- [59] - Lakes, R., 2000, *Composite Biomaterials*, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 40.
- [60] – Lanyon, L. E., Rubin, C. T., 1984, Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling. *Journal of Biomechanics* 17, pp: 897-905.
- [61] – Lanyon, L., Skerry, T., 2001 Postmenopausal osteoporosis as a failure of bone's adaptation to functional loading: a hypothesis. *Journal Bone Miner Research* 16, pp: 1937-1947.
- [62] - Lavernia, C. J. L., Barrack, R. L., Tozakoglou, E., Thornberry, R. L., 2000, The effects of component position in motion to impingement and dislocation in THR, *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Annual Meeting*, Orlando, Fl.

- [63] - Lee, A. J., Ling, R. S. M., Wrighton, J. D., 1973, Some properties of polymethylmethacrylate with reference to its use in orthopaedic surgery, *Clinic Orthopaedics*, 95, pp: 128.
- [64] - Lee A. J., Ling R. S., Vangala S. S., 1977, The mechanical properties of bone cements, *Journal Med Eng Technology*; 1 (3), pp: 137-140.
- [65] - Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2001, Evaluation of cemented stresses in finite element analysis of cemented orthopaedic implants, *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, pp: 623-628.
- [66] - Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2002, Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence, *Journal of Biomechanics*, 35, pp: 311-321.
- [67] - Lennon, A. B., McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., 2003, The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics* 25, pp: 833-841.
- [68] - Lennon, A. B., McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., 2003, The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics*, 25 (10), pp: 833-841.
- [69] - Lewis G. and Austin G.E., 1994, Mechanical properties of vacuum-mixed acrylic bone cement. *Journal of Applied Biomaterial*, 5 (4), pp: 307-314.
- [70] - Lewis, G., 1997, Properties of Acrylic Bone cement: State of the Art review, *Journal Biomed Mater Research (Applied Biomaterials)* 38: pp: 155-182.
- [71] - Lewis G., Mladi, S., 1998, Effect of sterilization method on properties of Palacos® acrylic bone cement, *Journal of Biomaterials*; 19 (1-3), pp: 117-124.
- [72] - Lewis, G., 1999, Effect of Mixing Method and Storage Temperature of Cement Constituents on Fatigue Failure and Porosity of Acrylic Bone Cement, *Journal Biomedical Mater Research (Applied Biomaterials)*, 48, pp: 143-149.
- [73] - Lewis, G., 2003, Fatigue Testing and Performance of Acrylic Bone-Cement Materials: State-of-the-Art Review, *Journal Biomedical Mater Research, Part B (Applied Biomaterials)*, 66B, pp: 457-486.
- [74] - Lichtinger, T. K., Müller, R. T., 1998, Improvement of cement mantle of acetabular component with bone cement spacers, A retrospective analysis of 200 cemented cups, *Arch Orthopedic Trauma Surgery*, 118, pp: 75-77.
- [75] - Linden U, 1991, Mechanical properties of bone cement. Importance of the mixing technique. *Clinic Orthopedic*, (272), pp: 274-278.
- [76] - Lidgren, L., 2000, The bone and Joint Decade 2000-2010, an update, *Act Orthopedic. Scand*; 71 (1); pp: 3-6.
- [77] - Lu, Z., Mckellop, H., Schmalzried, T., 2001, Effect of stem surface and debonding on load transfer to the cement and femur in a hip replacement: A viscoelastic FEA Model. 47th Annual Meeting, Orthopedics Research Society, February 25-28, San Francisco, California.
- [78] - MacCormak, B. A. O., Prendergast, P. J. 1999, An analysis of crack propagation paths at implant/bone – cement interfaces, *Journal of Biomechanics Engineering*, 118, pp: 579.

- [79] - Majkowski R. S., Bannister G. C., Miles A. W., 1994, The effect of bleeding on the cement-bone interface. An experimental study, *Clinic Orthopedic*; (299), pp: 293-297.
- [80] - Makarand, G. J., Suresh, G. A., Freeman, M., Santare, M. H., 2000, Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding, *Journal of Biomechanics* 33, pp: 1655 – 1662.
- [81] - Malchau, H., Herberts, P., 1998, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-1996)*.
- [82] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002)*.
- [83] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Odén, A., 2000, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-1998)*.
- [84] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Eisler, T., Garellick, G., 2002, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2000)*.
- [85] - Martin R. B., Burr D. B., 1989, *Structure, function and adaptation of compact bone*. Raven Press, New York.
- [86] - McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., 1996, An Analysis of Crack Propagation Paths at Implant/Bone-Cement Interfaces. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118, pp: 579-585.
- [87] - McLeod KJ, Rubin CT., 1992, Sensitivity of the bone remodeling response to the frequency of the applied strains. *Trans Orthopedic Research, Soc* 17, pp: 533-533.
- [88] - Morita S., Furuya K., Ishihara K., Nakabayashi N. I., 1998, Performance of adhesive bone cement containing hydroxyapatite particles, *Journal of Biomaterials*; 19 (17), pp: 1601-1606.
- [89] - Morrey, B. F., 1991, *Joint Replacement Arthroplasty*, Churchill Livingstone.
- [90] - Müller – Wille, P., Wang, J. S., Lidgren, L., 1997, Integrated System for Preparation of Bone Cement and Effects on Cement Quality and Environment, *Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials)*, 38, pp: 135-142.
- [91] - Murray, D. W., Carr, A. J., Bulstrode, C. J., 1995, Which primary hip replacement?, *Journal Bone & Joint Surgery*, 77-B (4), pp: 520-527.
- [92] - National Joint Replacement Registry, 1st Annual Report, 2000, Australian Orthopedics Association.
- [93] - O'Connor JA, Lanyon LE & MacFie H., 1982, The influence of strain rate on adaptive bone remodeling. *Journal of Biomechanics*, 15, pp: 767-781.
- [94] - Östgaard, H. C., Helger, L., Regnér, H., Garrellick, G., 2001, Femoral alignment on the Charnley Stem, A Randomized trial comparing the original with new instrumentation in 123 hips, *Acta Orthopedic. Scand.* 2001; 72 (3), pp: 228-323.
- [95] - Owen AB, Beaumont PW, 1979, Fracture behavior of commercial surgical acrylic bone cements, *Journal Biomedicine Engineering*, 1 (4), pp: 277-280.
- [96] - Park, J. B., Kon Kim, Y., 2000, *Metallic Biomaterials, The biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 37.

- [97] - Parker Vail, T, Goetz, D., Tanzer, M., Fisher, D. A., Mohler, C. G., Callaghan, J. J., 2003, A prospective randomized trial of cemented femoral components with polished versus grit-blasted surface finish and identical stem geometry, *The Journal of Arthroplasty*, 18 (7), suppl. 1, pp: 95 – 102.
- [98] - Parks ML, Walsh HA, Salvati EA, Li S, 1998, Effect of increasing temperature on the properties of four bone cements, *Clinic Orthopaedics*; (355), pp: 238-248.
- [99] - Peter, B., Ramaniraka, N., Rakotomanana, L. R., Zambelli, P. Y., Pioletti, D. P., 2004, Peri-implant bone remodelling after total hip replacement combined with systemic alendronate treatment: A finite element analysis. *Journal of Computational methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7 (2), pp: 73-78.
- [100] - Pillar, R. M., Blakwell, R., Macnab, I., Cameron, H. U., 1976, Carbon Fibber reinforced bone cement in orthopaedic surgery, *Journal of Biomedicine and Materials Research*, 10, pp: 893-906.
- [101] - Pyburn, E., Goswami, T., 2003, A comparative finite element analysis of femoral component cross sections, on web (<http://ces.atu.edu/drgoswami/biomed/pyburnimplantreport.pdf>).
- [102] - Pyburn, E., Goswami, T., 2004, Finite element analysis of femoral components paper III – Hip joints. *Materials and Design*, 25, pp: 705-713.
- [103] - Ramaniraka, N. A., Rakotomanara, L. R., Leyvraz, P. F., 2000. The fixation of the cemented femoral components. Effects of stem stiffness, cement thickness and the roughness of the cement bone surface, *Journal of Bone & Joint Surgery*, 82B, 297-303.
- [104] - Rimnac C. M., Wright T. M., McGill D. L., 1986, The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. *Journal of Bone & Joint Surgery (Am)*, 68 (2), pp: 281-287
- [105] - Rohlmann, A., Mosser, U., Bergmann, G., Hees, G. and Kolbel, R., 2000, Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses, *Journal Biomedical Engineering*, 9, pp: 77-83.
- [106] - Rost, J., Liefelth, K., 2002, A concept of a biomechanical optimised implant for THR , *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, 4, supplement 1, pp: 253-254.
- [107] - Roy, N., Hossain, S., Ayeko, C., McGee, H., Elsworth, C., Jacobs, L. G. H., 2002, 3M Capital Hip Arthroplasty, 3-8-year follow-up of 208 primary hip replacements, *Act Orthopaedic Scand*; 73 (4), pp: 400-402.
- [108] - Saikko, V., Calonijs, O., 2003, Improved method of computing the wear factor for total hip prostheses involving the variation of relative motion and contact pressure with location on the bearing surface. *Journal of Biomechanics*, 36, pp: 1819-1827.
- [109] - Santis, R., Mollica, F., Ambrósio, L., Nicolas, L., 2003, Dynamic mechanical behavior of PMMA based bone cements in wet enviroment, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14, pp: 583-594.
- [110] - Simões, J. A., 1998, Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada, Tese de Doutoramento, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Universidade do Porto.

[111] - Simões, J. A., Vaz, M. A., 2002, The influence on strain shielding of material stiffness of press-fit femoral components, *Journal of Engineering in Medicine, Part H, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 216, pp: 341-346.

[112] - Skinner, J. A., Kroon, P. O., Todo, S., Scott, G., 2003, A femoral component with proximal HA coating, an analysis of survival and fixation at up to ten years, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85-B (3), pp: 365-370.

[113] - Smit, T. H., Huyghe, J. M., Cowin, S. C., 2002, Estimation of poroelastic parameters of cortical bone, *Journal of Biomechanics*, 35, pp: 829-835.

[114] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonchort, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results?, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, Poland, 4, supplement 1*, pp: 147-148.

[115] - Tarr, R., Clarke, I. C., Gruen, T. A. and Sarmiento, A., 1992, Predictions on cement bone failure criteria: Three dimensional finite element models versus clinical reality of total hip replacement, *Finite elements in Biomechanics*, John Wiley, New York, 1982, pp: 345 – 742.

[116] - Vallo, C. L., Montemartini, P. E., Fanovich, M. A., Lopéz, J. M. P., Cuadrado, T. R., 1999, Polymethylmethacrylate-Based in Bone Cement Modified with Hydroxyapatite, *Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials)* 48, pp: 150-158.

[117] - Vendonschot, N., Huiskes, R., 1994, Creep Behavior of hand – mixed Simplex P Bone Cement under Cyclic Tensile Loading, *Journal of Applied Biomaterials*, 5, pp: 235 – 243.

[118] - Verdonchot, N., Huiskes, R., 1996, Subsidence of THA stems due to acrylic cement creep is extremely sensitive to interface friction, *Journal of Biomechanics*, 29 (12), pp: 1569 – 1575.

[119] - Verdonchot, N., Huikes, R., 1997, Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79-B, pp:665-669.

[120] - Vila M.M., Ginebra M. P., Gil F. J., Planell J. A., 1999, Effect of porosity and environment on the mechanical behavior of acrylic bone cement modified with acrylonitrile-butadiene-styrene particles: part II. Fatigue crack propagation. *Journal Biomedicine Materials Research*, 48 (2), pp:128-134.

[121] - Wang, J. S., Taylor, M., Flivik, G., Lidgren, L., 2003, Factors affecting the static shear strength of the prosthetic stem-bone cement interface, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14, pp: 55-61.

[122] - Williams, H. D., Browne, G., Gie, G. A., Ling, R. S. M., Timperley, A. J., Wendover, N. A., 2002, The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 84-B, pp:324-34.

[123] - Wixson R. L., Lautenschlager E. P., Novak M. A., 1987, Vacuum mixing of acrylic bone cement. *Journal of Arthroplasty*; 2 (2), pp: 141-149.

[124] - Wixted, J., Singleton, C., Degroot, H., Kavanaugh, B., 2000, Posterior vs Anterolateral approach in total hip Arthroplasty: A Patient-Based Outcome Analysis, *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 67th Annual Meeting, March 19.

[125] - www.tcd.ie/bioengineering

[126] - www.aaos.org

[127] - www.orthoteers.co.uk

[128] - www.artursalgado.pt

[129] - www.germanmedicine.net

[130] - Yang, J-M., Huang, M-C, Yang, M-C, Lo, S. K., 1997, Effect of MMA-g-UHMWPE Grafted Fiber on Mechanical Properties of Acrylic Bone Cement. Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials), 38, pp: 361-369.

[131] - Yang, J-M., Lu, C-S., Hsu, Y-G., Shih, C-H., 1997, Mechanical Properties of Acrylic Bone Cement Containing PMMA-SiO₂ Hibrid sol-Gel Material, . Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials), 38, pp: 143-154.

[132] - Yang, J. M., 1998, Study of Polimerization of Acrylic Bone Cement : Effect of HEMA and EDGMA. Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials), 43, pp: 54-51.

[133] - Yang, J. M., Li, H. M., Yang, M. C., Shih, C. H., 1999, Characterization of Acrylic Bone Cement Using Dynamic Mechanical Analysis, Journal Biomedicine Materials Research (Applied Biomaterials), 48, pp: 52-60.

CAPÍTULO

2

**ARTROPLASTIA DA ANCA:
REGISTOS ORTOPÉDICOS**

A artroplastia da anca: Registos ortopédicos

2.1| Objectivos

O fenómeno do envelhecimento da população é um factor a realçar e tem-se agravado nesta última década. O aumento brusco deste fenómeno é explicado com base no efeito denominado de “baby boomer” que se verificou nos meados do século passado, caracterizado por um aumento acentuado da população num curto espaço de tempo. A sua influência só terminará por volta de 2035 quando a população possuir em média cerca de 85 anos de idade. O fim dessa geração levará a uma diminuição do fenómeno, contudo ele irá agravar-se por mais 30 anos, o que implicará um aumento da taxa de incidência da artroplastia da anca.

A artroplastia da anca cimentada é uma das intervenções cirúrgicas de maior sucesso clínico. Contudo, houve casos de insucessos de falha catastrófica como a verificada com a prótese 3M Capital Hip System, referido no relatório da Royal College of Surgeons of England [2]. Esta prótese foi retirada do mercado quando, após a realização de registos ortopédicos em 2001 na Inglaterra, se verificou um elevado número de insucessos (20%) após 5 anos de implantações, mas ainda foram aplicadas mais de 4688 próteses.

No ano de 1979 surgiram os primeiros registos ortopédicos, que tiveram início nos países escandinavos, mais precisamente na Suécia. Posteriormente outros países vizinhos como a Noruega, Dinamarca e Finlândia e outros como a Nova Zelândia, Austrália, Canadá, etc., também criaram os seus registos ortopédicos. É de salientar que os registos ortopédicos suecos já têm mais de 25 anos de existência e com mais de 216222 artroplastias registadas.

Quanto à importância de um país possuir registos ortopédicos, esta parece-nos óbvia, pois estes providenciam dados sobre próteses e pacientes, permitindo melhorar a selecção de uma prótese em função da região e do tipo de paciente. Os registos ortopédicos permitem saber qual ou quais as próteses com melhores taxas de sucesso em função da região ou em função de características como idade e sexo dos pacientes.

Assim, para cada tipo de prótese, tendo em consideração a sua geometria, forma da haste, materiais, métodos de fixação e tipo de cirurgia, é possível conjugar toda essa informação de forma a melhorar o sucesso da artroplastia da anca, permitindo consequentemente melhorar significativamente a qualidade de vida dos pacientes. Nos países que possuem registos ortopédicos tem-se verificado uma melhoria significativa das taxas de sucesso. Por exemplo, os registos ortopédicos suecos nos anos de 1979 a 1991 relatam uma taxa de sucesso de 93.5%. Entre 1992 e 2002, observou-se uma melhoria da taxa de sucesso para 95.8%. Estes números são esclarecedores sobre a importância dos registos ortopédicos.

Como referido, os registos são importantes para o melhoramento de todo o processo da artroplastia da anca, e permitem avaliar as formas de insucesso, aperfeiçoar as técnicas cirúrgicas e obter soluções para casos específicos ou para uma população de pacientes num determinado país ou região. Os registos ortopédicos consistem na compilação de informações numa base de dados sobre causas e factores das artroplastias da anca, ou outras.

Atendendo ao assunto particular desta tese, só foram analisados os registos referentes a artroplastia da anca.

Os factores normalmente abordados nestes registos dependem de país para país, mas em geral abordam-se factores relacionados com a prótese, entre outros:

- Tipo de próteses mais utilizadas em cada ano e em cada região ou até mesmo nos hospitais. Neste tipo de registos ainda se inclui factores da prótese como o tamanho da cabeça (22,24,26,28,30,32,...), tipo de fixação (cimentada, não cimentada, híbrida,...) e outros como o preço;
- O tipo de cimento mais aplicado na artroplastia cimentada, ou o tipo de revestimento no caso de próteses revestidas. Aborda-se também a forma como o cimento é introduzido e como é feita a mistura do mesmo (manual, vácuo ou centrifugação).

Outros normalmente abordados, e que influenciam os resultados clínicos, são os relacionados com factores humanos (cirurgião), devendo-se salientar:

- O tipo de intervenção, normalmente a abordagem cirúrgica mais utilizada (abordagem lateral, lateral-posterior,...) e sua relação com as taxas de sucesso;
- O número de intervenções que cada cirurgião faz por ano e se varia o tipo de prótese aplicada. Este factor assume-se com enorme relevância no sucesso da cirurgia.

Por último, abordam-se factores intrinsecamente relacionados com a população ou com os pacientes de uma região, incluindo:

- A idade média aquando da primeira artroplastia, e a sua incidência em cada escalão etário para cada região;
- O sexo do paciente, sendo este um dos factores com grande influência, nomeadamente em alguns países, e que será discutido mais adiante.

O registo de todos estes factores e outros que sejam relevantes de país para país ou mesmo de região para região permite determinar tendências relacionadas com os ortopedistas cirurgiões, materiais e técnicas aplicadas.

Estas bases de dados permitem determinar a influência que cada factor pode ter no insucesso de determinada prótese, assim como melhorar ou modificar todo o procedimento cirúrgico. É ainda possível identificar as próteses de melhor desempenho e as mais aplicadas em cada região através da análise das suas taxas de sucesso e identificar as escolhas dos ortopedistas.

Estas mesmas bases de dados têm ainda como objectivo auxiliar a formar tecnicamente os ortopedistas, saber quais as técnicas com maior sucesso e quais as melhores próteses. É também possível comparar as várias metodologias seguidas em diferentes países.

Em Portugal não existem registos ortopédicos semelhantes aos da Suécia, por exemplo. Contudo, aponta-se para cerca de 10000 artroplastias da anca anuais, que corresponde a uma taxa de incidência de 100 por cada 100000 habitantes, considerando uma população portuguesa de aproximadamente 10 milhões de habitantes. Esta taxa é inferior à média dos países que possuem registos ortopédicos, que apresentam taxas de incidência 1.5 vezes superior á portuguesa.

2.2| Registos ortopédicos

Como foi referido, os registos ortopédicos têm enorme importância porque permitem perceber e relacionar os diferentes factores no âmbito da actividade de ortopedia. Em seguida descreve-se o

panorama da actividade ortopédica nalguns países. Em alguns relatórios anuais ortopédicos pode-se observar um aumento da taxa de incidência em 2% ao ano. Este facto foi constatado em 12 países da União Europeia segundo os registos ortopédicos da Noruega [40, 41]. Por exemplo, na Finlândia, França, Reino Unido, Suécia, Suíça, Holanda e Noruega houve taxas de crescimento na ordem de 2.07%.[26].

Em seguida fez-se uma análise dos registos ortopédicos de diversos países, evidenciando as causas relacionadas com o sucesso ou insucesso das artroplastias da anca.

2.2.1| Registos ortopédicos da Suécia (1979 – 2002) [22 – 26, 35, 46, 47]

Como foi referido anteriormente, este país foi pioneiro nos registos ortopédicos, tendo iniciado a sua actividade há cerca de um quarto de século. Estes registos contêm informações relativamente à cerca de 216226 artroplastias primárias, 36366 re-operações e 19620 revisões.

O desempenho das 15 próteses mais aplicadas é abordada nesses registos. Desde 1992 que os registos abordam factores relativos ao paciente como a idade e o sexo. São abordados separadamente factores como o tipo de haste e acetábulo e método de fixação. Os registos ortopédicos estão divididos em 3 grandes grupos: artroplastias primárias, revisões e re-operações. As primárias referem-se às primeiras intervenções, as revisões referem-se à substituição de pelo menos um componente e por último as re-operações referem-se a intervenções secundárias necessárias para corrigir determinados aspectos.

O último relatório dos registos ortopédicos da Suécia de 2002, publicado em Abril de 2003, revela taxas de incidência da ordem de 145 artroplastias por cada 100 000 habitantes e uma taxa média de revisão de 8.3%, tendo esta diminuindo ao longo dos anos devido à melhoria das técnicas cirúrgicas aplicadas. No ano de 2002 a taxa foi superior devido aos modos de fixação da prótese.

O mesmo relatório refere ainda uma diminuição da idade da primeira artroplastia, tendo sido introduzido um novo dado etário na base de dados (pacientes com idades entre 40 a 50 anos). Pode-se verificar ainda uma maior aplicabilidade da fixação cimentada para pacientes com idade inferior a 52 anos. Relativamente às próteses mais utilizadas, estas estão apresentadas na tabela 2.1. Só são referidas as 10 mais aplicadas ao longo destes últimos anos.

Tabela 2.1 – Próteses mais aplicadas na Suécia [26].

Prótese	1979-1997	1998	1999	2000	2001	2002	Total	% Total
LUBINUS SPII	24912	3992	3820	4222	4967	5784	47697	22.1
CHARNLEY	48178	1937	1718	1624	1607	927	56056	25.9
EXETER POLISHED	14817	1601	1824	2241	2514	2940	25927	12.0
SPECTRON EF PRIMARY	805	487	737	840	940	961	4770	2.2
CHARNLEY ELITE PLUS	892	723	701	445	284	28	3073	1.4
SCAN HIP COLLAR	6552	107	18	14	0	0	6691	3.1
SCAN HIP II COLLAR	431	291	301	409	427	280	2139	1.0
BI-METRIC (CIMENTADA)	3008	96	8	0	0	0	3122	1.4
SPECTRON EF	2384	142	1	0	3	6	2536	1.2
MÜLLER STRAIGHT	4098	100	77	77	109	103	4555	2.1
TOTAL	158630	10771	10583	11362	12229	12651	216226	

A tabela anterior salienta que as 3 próteses mais aplicadas (Lubinus SPII, Charnley e Exeter) representam cerca de 60% do total. Só a prótese Charnley apresenta uma taxa de aplicabilidade de 26%. Contudo, esta prótese tem sido menos utilizada nos últimos anos em detrimento da Lubinus SPII e da Exeter Polished. A Lubinus SPII, no ano de 2002, apresentou uma taxa de aplicabilidade da ordem de 50% do total, que se deve essencialmente aos registos relativos à prótese, onde referem o seu excelente desempenho. Esta prótese apresenta um conceito diferente das restantes por ter uma haste femoral anatómica. Pode-se verificar ainda que algumas próteses deixaram de ser aplicadas, principalmente devido a maus resultados como a Bi-metric e a Scan Hip Collar esta última devido ao aparecimento de uma nova versão.

Quanto à variação do número de artroplastias primárias, verificou-se um aumento significativo em cerca de 2% ao ano, como mostra o gráfico da figura 2.1. As artroplastias incidem mais no sexo feminino com cerca de 60.7% e 39.3% nos homens. Relativamente à idade de ocorrência da primeira artroplastia, ela difere também com o sexo, sendo de 70.2 anos nas mulheres e mais cedo nos homens com idade média de cerca de 68.5 anos.

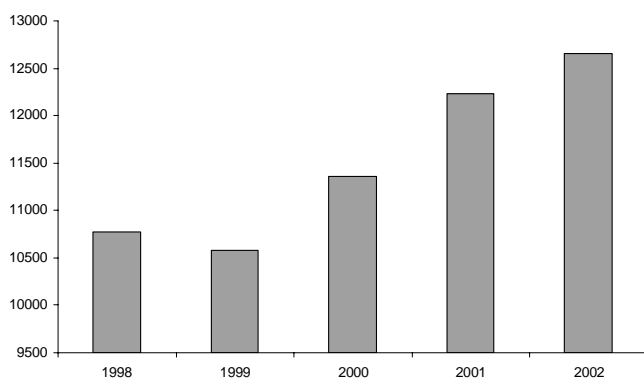


Figura 2.1 – Evolução do número de artroplastias primárias da anca na Suécia [26].

Relativamente às revisões, pode-se observar um aumento anual, semelhante ao das artroplastias primárias, com uma taxa média de revisão das próteses cimentadas de 7.3%, enquanto as não cimentadas foram de 19.5% e as híbridas de 8.2%. Estes dados mostram a importância do tipo de fixação. Verificou-se ao longo dos anos uma predominância de um determinado tipo de fixação, utilizando-se em cerca de 93% dos casos próteses cimentadas e as restantes 7% para as não cimentadas e híbridas, tendo estas últimas uma maior aplicabilidade no último ano (tabela 2.2).

Tabela 2.2 – Tipos de fixação usados na Suécia [26].

	PRIMÁRIA	REVISÕES	TOTAL	% TOTAL
CIMENTADAS	199624	16537	216161	92.8
NÃO CIMENTADAS	6849	1660	8509	3.7
HÍBRIDAS	7593	679	8272	3.6

Relacionando a idade com o tipo de fixação, pode-se observar que cada vez há uma menor relação, pois a aplicabilidade da fixação cimentada é maior para todas as faixas etárias, mesmo para idades inferior a 50 anos, em mais de 50% dos casos. Para idades superiores a 60 anos esta percentagem aumenta para 99%. O aumento da utilização das próteses cimentadas em idades inferiores deve-se essencialmente à melhoria da qualidade das próteses aplicadas e principalmente à melhoria das características do cimento e das técnicas de colocação da prótese. As próteses híbridas têm superado as não cimentadas em pacientes com idades inferiores a 50 anos.

Nos relatórios Suecos é referido que as propriedades do cimento têm melhorado assim como as suas técnicas de aplicação e mistura. Este relatório refere ainda que o cimento mais utilizado é o Palacos®

e suas variantes. O Palacos com gentamicina foi aplicado em 73% do total das artroplastias no ano de 2002. A utilização deste cimento representou 80% no último ano. Alguns cimentos deixaram de ser aplicados nos últimos anos, como o Simplex® e o Palacos® de baixa viscosidade e outros, podendo-se observar na tabela 2.3 os 10 mais aplicados nesta última década.

É ainda de salientar o aumento de 180% no ano de 2002 na utilização do Refobacin-Palacos® R, cerca de 10% do total. O relatório salienta ainda uma diminuição da aplicabilidade de cimentos com baixa viscosidade.

Tabela 2.3 – Cimentos aplicados na Suécia [26].

CIMENTO	1992-1997	1998	1999	2000	2001	2002	Total
PALACOS COM GENTAMICINA	37287	8193	8961	9866	10948	9515	84770
PALACOS	7022	605	277	136	7	5	8052
REFORBAIN-PALACOS R	0	0	0	0	91	1673	1764
CMW	1467	158	0	2	0	2	1629
SIMPLEX	1409	15	0	0	0	0	1424
PALACOS BAIXA VISCOSIDADE COM GENTAMICINA	880	77	0	0	0	0	957
CMW COM GENTAMICINA	1	30	424	257	33	13	758
PALACOS DE BAIXA VISCOSIDADE	170	210	0	0	0	0	380
SULFIX	250	0	0	0	0	0	250
SIMPLEX COM TROMBACIN	0	0	0	26	15	1	42
CEMEX COM GENTAMICINA	0	5	3	11	2	0	21

Quanto às causas responsáveis pelas artroplastias primárias, estas têm sido as mesmas ao longo dos anos. Na tabela 2.4 apresenta-se o número de artroplastias por idade do paciente e respectiva causa (somente as 3 principais). Pode-se observar pela tabela que os factores predominantes são as osteoartrites primárias (82.1%) seguido de fractura (12.7%). As restantes causas são referenciadas como as necroses da cabeça do fémur, tumores e artrites secundárias, mas com percentagens pouco expressivas. Nos últimos anos tem-se verificado uma diminuição dos factores como a inflamação, o que confirma a melhoria das técnicas cirúrgicas e dos dispositivos implantados.

Tabela 2. 4– Tipos de diagnósticos na Suécia [26].

DIAGNÓSTICO	<50 ANOS	50-59	60-75	>75 ANOS	TOTAL	%TOTAL
OSTEOARTRITES PRIMÁRIAS	2777	11447	46295	24826	85345	82.1
FRACTURA	188	596	4522	7853	13159	12.7
ARTRITES INFLAMATÓRIAS	971	1056	2592	865	5493	5.3
TOTAL	3936	13099	53409	33544	103997	

Relativamente à idade de surgimento das causas, ou seja a idade da artroplastia primária, esta ocorre principalmente entre os 60 e 75 anos de idade.

No que concerne às re-operações, estas têm diminuído ao longo dos anos, mas é de salientar alterações da causa pela qual ocorrem, pois variou nos últimos anos. No século anterior a causa fundamental era o luxação da prótese; neste momento é de ordem asséptica, representando cerca de 60% do total, o que significa, mais uma vez, uma melhoria dos tipos de fixação ao longo dos últimos anos. A infecção profunda representa apenas 5% e a fractura 4%.

As revisões neste país têm diminuído, o que, mais uma vez, significa uma melhoria da qualidade das técnicas utilizadas na artroplastia primária. A taxa de revisão média foi de 8.3% nos últimos 25 anos.

Mas, como se referiu anteriormente, esta taxa depende do tipo de fixação. As taxas de revisão também dependem do sexo, tendo sido de 8.5% para as homens e 12.6% para as mulheres, isto no que diz respeito às próteses cimentadas. Nas restantes, o fenómeno é inverso. No gráfico da figura 2.2 apresenta-se comparativamente a evolução da taxa de sucesso para cada tipo de fixação. As próteses cimentadas apresentam taxas de sucesso claramente superiores às restantes.

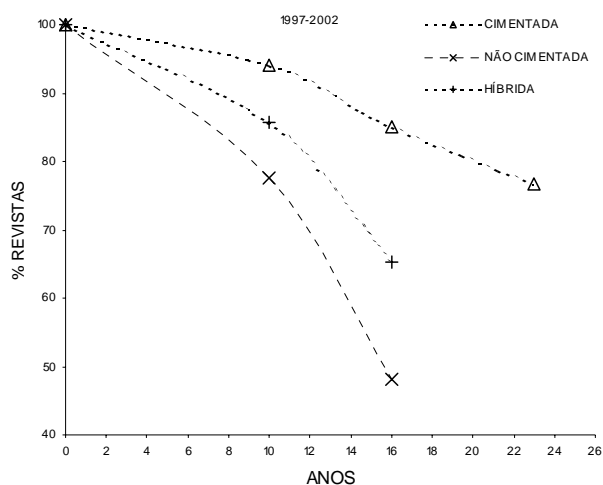


Figura 2.2 – Taxas de sucesso na Suécia em função do método de fixação [26].

Os riscos que provocam revisões têm-se mantido inalteráveis ao longo dos anos, existindo contudo uma diminuição relativamente ao risco de infecção, motivado pelas melhorias da qualidade das próteses, que têm permitido uma melhor estabilidade mecânica. Contudo, a luxação da prótese mantém-se, devendo dedicar-se alguma investigação a este fenómeno. A perda por luxação asséptica representa 76% das revisões seguida da infecção profunda com 8% e luxação com 6%. É de salientar o erro técnico com 3%.

As revisões ocorrem principalmente quando a artroplastia primária teve como causa osteoartrites primárias em 74% dos casos seguido de fractura em 8%.

As taxas de sucesso das próteses varia com o seu tipo, apresentando a Lubinus SPII as melhores, mesmo relativamente à Charnley, o que tem levado a uma maior aplicabilidade desta nestes últimos anos. A segunda melhor prótese é a Exeter Polished e a Spectron, em que o risco de perda asséptica em 10 anos tem sido inferior a 5%. A Charnley e a Scan Hip apresentam taxas de sucesso em 8 anos de 93%.

Na tabela 2.5 representam-se dados referentes às próteses (taxas médias de sucesso a curto e longo prazo) para a Lubinus SPII, Charnley, Exeter Polished, Spectron, Müller Straight e Stanmore.

Tabela 2.5 – Registos das melhores prótese de anca na Suécia [26].

REGISTO	LUBINUS SPII	CHARNLEY	EXETER	SPECTRON	MÜLLER STRAIGHT	STANMORE
	98% - (10)	93.3% - (10)	96.4% - (9)	97.7% - (6)	97.4% - (10)	96.8% - (9)
TAXAS	87.2% - (16)	79.8% - (23)		97.2% - (10)	81.7% - (21)	83.6% - (17)

ENTRE PARÊNTESES O NÚMERO DE ANOS.

Todas as restantes próteses abordadas no relatório apresentam resultados inferiores, embora algumas ainda não apresentem dados estatisticamente significativos. Deve salientar-se o desempenho da prótese Lubinus SPII. Contudo, é de referir que os dados apresentados são valores

de taxa média, que variam com a idade do paciente e sexo. Por exemplo, para o homem, a média da taxa de sucesso em 10 anos com próteses cimentadas é de 85.9%; para as mulheres é de 80.5%.

Para ambas os casos referimo-nos a pacientes com idades inferiores a 50 anos. Para as não cimentadas, estas taxas diminuem para 8%. Para o nível etário de 50 a 59 anos, o fenómeno é inverso, verificando-se para os homens taxas de 84.6% e para a mulheres de 91% após 11 anos para o mesmo tipo de prótese (cimentada). Para estes casos, as não cimentadas apresentam fenómeno inverso apresentando uma taxa de 85.2% para os homens e 81% para as mulheres, provavelmente pelo potencial de fixação inerente à idade do paciente. O fenómeno para as próteses cimentadas para idades superiores a estas mantêm-se, apresentando as mulheres as maiores taxas de sucesso.

Relativamente as técnicas de colocação do cimento, verificou-se um incremento na utilização da introdução sob pressão, apresentando vantagens relativamente às restantes, nomeadamente no que diz respeito ao risco de falha asséptica. Contudo, o relatório apresenta ainda como um factor que permite diminuir o risco de revisão a lavagem a alta pressão na limpeza do canal femoral, que é ainda pouco utilizada. Em contrapartida, a limpeza através de escova é feita em mais de 90% das artroplastias.

Quanto ao tipo de abordagem cirúrgica, verifica-se que a abordagem posterior foi utilizada em 50% dos casos, verificando-se um aumento da técnica de abordagem lateral e anterior-lateral. A utilização de restritor de cimento distal no canal femoral foi da ordem dos 98% das artroplastias realizadas.

Como conclusão, o relatório ortopédico sueco salienta as taxas de sucesso como um factor diferenciador da qualidade da prótese, de tal modo que os registos elaborados neste país têm levado a catalogar cientificamente as próteses, o que permitiu o melhoramento das taxas de sucesso neste país de 93.5% na década 1979-1991 para 95.8% nesta última década. Referindo-nos ainda à década anterior, 30.6% das clínicas suecas apresentaram resultados semelhantes à média e 24.7% com resultados inferiores. Nesta última década, os resultados mostram que 54.1% das clínicas apresentaram resultados semelhantes à média e somente 12.9% resultados inferiores.

2.2.2] Registos ortopédicos da Noruega (1987 – 2002) [20, 40, 41]

Os registos ortopédicos neste país Nórdico já têm dados assinaláveis, pois iniciaram-se há cerca de 18 anos (Setembro de 1987).

Segundo os vários relatórios ortopédicos publicados entre 1987 e 2003, estes têm como objectivo principal a identificação de próteses de desempenho inferior. Tendo sido elaborados registos a nível nacional, com controlo no local da artroplastia nos hospitais e clínicas, logo são mais realistas, e mais facilmente permitem analisar o sucesso ou insucesso dos implantes. Estes estudos já registaram mais de 91523 artroplastias ao longo de 16 anos.

Anualmente, segundo este relatório (até 2003), são colocadas em média cerca de 6108 próteses de anca primárias e 940 revisões, o que representa 135 artroplastias primárias por cada 100000 habitantes, representando uma elevada taxa de incidência já que a sua população é de cerca de 4.3 milhões. Quanto ao número total de artroplastias, a taxa de incidência situa-se em 155 por cada 100 000 habitantes. No gráfico da figura 2.3 representa-se a evolução do número de artroplastias anuais e revisões na Noruega até ao ano de 2002, com cerca de 13.3% de revisões em média.

É de salientar que a ocorrência da artroplastia primária é de 55.1% na perna direita. A idade média dos pacientes é de cerca de 69.4 anos e cerca de 69% destes foram do sexo feminino. A idade a partir da qual ocorre a maior incidência é entre os 60 e 70 anos com mais de 40% das artroplastias, mas tem-se verificado uma tendência para a diminuição da idade da artroplastia primária.

No último relatório de 2003 apresentado, as próteses mais usadas são as mesmas desde o início dos registos, salientado a aplicação de 33088 artroplastias cimentadas com a prótese Charnley a ser a mais aplicada. Pode-se observar ainda que o insucesso das próteses tem diminuindo ao longo dos últimos anos.

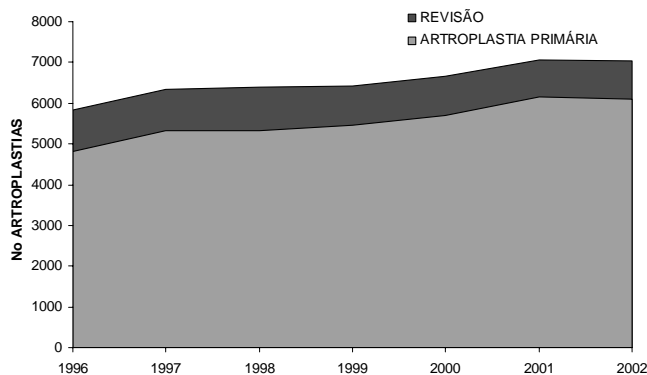


Figura 2.3 – Evolução do número de artroplastias de anca na Noruega [41].

As causas referidas como fundamentais para a ocorrência da artroplastia cimentada primária são as osteoartrites primárias, em cerca de 70% dos casos, seguida da fractura da cabeça do fémur com 11.9%, diáfise congénita com 7.5% e artrites reumáticas com 3.4%. O aumento das osteoartrites primárias desde 1990 até ao ano 2002 foi de cerca de 10%.

As razões dos insucessos, e concomitantemente a necessidade de revisões, são a perda da componente femoral seguida da componente acetabular, e por último, com alguma importância, a luxação da prótese. Verificou-se uma tendência de diminuição do insucesso pela perda da componente femoral e acetabular e um aumento por luxação.

Os componentes substituídos nas revisões também variaram, apresentando uma taxa média para a substituição dos dois componentes de 45%, seguindo-se a substituição apenas da haste em 22.4%. Contudo, é de referir que a substituição dos dois componentes já foi mais acentuada, 59% na década anterior.

Relativamente às técnicas cirúrgicas mais utilizadas, pode-se verificar uma maior utilização da abordagem lateral em 66.1% dos casos, seguida da posterior - lateral com 24.5% e com 8% a anterior - lateral. As restantes cifram-se em 0.8%.

Este relatório refere ainda o método mais utilizado de fixação, realçando que o principal método não se altera desde 1988, num total de 78% para as próteses cimentadas, 18% para as não cimentadas e 4% para as híbridas em 2002.

Quanto ao tipo de cimento mais usado na fixação das próteses, verifica-se que os mais utilizados no século passado deixaram de o ser. Actualmente, o mais aplicado é o cimento Palacos com gentamicina em 63.0% do total, seguido-se o Simplex com 9.8%, o Palacos sem gentamicina com 8.1%. Dos restantes, não há nenhum com mais de 5%. É de salientar que, no ano de 2002, o Palacos com gentamicina teve uma taxa de utilização de 90.3%, o que é, aparentemente um dado representativo da qualidade deste cimento.

Durante 15 anos de estudo foram registados cerca de 67 tipos de próteses de anca. Na tabela 2.6 encontram-se as 5 próteses mais utilizadas entre 1987 e 2002 na Noruega [41], sendo de destacar a taxa de utilização da prótese Charnley com 44.7% do total. Verifica-se o uso de inúmeras próteses, mas as 5 apresentadas na tabela 2.6 representam cerca de 77.4% do total. No que se refere à prótese

Lubinus SP, foram aplicadas 1767 próteses o que corresponde a 2.3% do total. A taxa de utilização das próteses cimentadas é elevada, ao ponto da utilização da ITH ser o dobro da mais utilizada não cimentada (Tropic).

Quando abordamos as próteses de revisão mais utilizadas, o cenário varia um pouco apenas a partir da quarta posição da tabela.

Tabela 2.6 – Registo das próteses mais aplicadas na Noruega [41].

Prótese	1987-90	1991-95	1996	1997	1998	1999	2000	2001	2002	Total	% Total
CHARNLEY	7690	12296	2433	2447	2073	2141	2024	1999	1806	34909	44.7
TITAN	1598	2647	546	657	702	554	625	602	590	8521	10.9
EXETER	1644	2289	331	407	558	562	546	590	809	7836	10.0
CORAIL	492	2017	426	465	457	448	364	402	428	5509	7.1
ITH	628	1492	275	261	242	222	194	230	94	3658	4.7

Quanto ao tipo de próteses mais utilizadas, estas dividem-se em modular e monobloco. Tem-se verificado um uso crescente das modulares, tendo sido aplicado o dobro relativamente às do tipo monobloco. Na década passada o fenómeno foi inverso ao que é verificado hoje, ou seja, em 1990 aplicou-se em 75% dos casos próteses do tipo monobloco.

Uma das características a salientar é o tamanho da cabeça. 85.6% do total das próteses levou tamanho de cabeça de 28 mm no ano de 2002. A cabeça de tamanho 32 mm apenas teve uma utilização de 1.2%. Ao contrário, na década anterior usou-se a cabeça 32 mm em 75% das artroplastias. No gráfico da figura 2.4 apresenta-se a evolução dos diferentes tamanhos de cabeça da prótese utilizados.

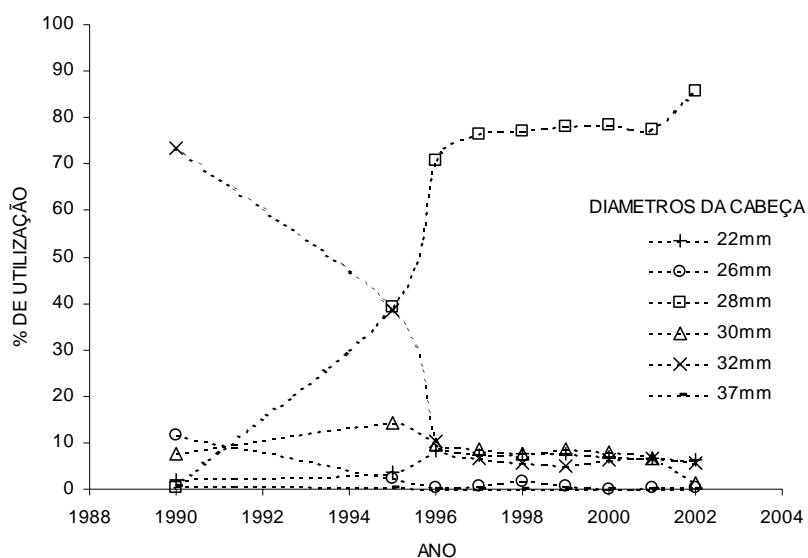


Figura 2.4 – Diâmetros da cabeça da prótese na Noruega [41].

Observou-se um uso excepcional da fixação cimentada, tendo aumentado significativamente nos últimos anos. Com o fundamento de analisar a influência do cimento no sucesso das artroplastias, é referido a influência da viscosidade deste. O aumento da viscosidade do cimento (cimento mais viscoso) proporcionou uma melhoria nas taxas de sucesso em média em 4% em 6 anos. Este estudo foi realizado com as próteses Charnley e Exeter.

No que diz respeito à influência do tipo de prótese e sua relação com o sucesso da cirurgia, pode-se dividir a análise em duas fases distintas. Uma primeira designada de curto prazo (*short term*), cerca de 6 anos após a implantação, que apresenta taxas de insucesso muito baixas, da ordem de 2.5%. Neste curto tempo de estudo, as próteses Charnley e Müller Straight apresentaram resultados inferiores relativamente às restantes, embora não sejam significativos.

Numa segunda fase, designada por médio prazo (*middle term*), cerca de 11 anos após a cirurgia, a prótese Charnley apresentou uma taxa de insucesso de 8.5%, seguida da Lubinus SPII com 8.4%, que são resultados superiores à Exeter, que apresentou uma taxa de insucesso da ordem de 4.7%. O gráfico da figura 2.5 ilustra a evolução das taxas de sucesso durante 11 anos. E de salientar que os resultados variam de hospital para hospital.

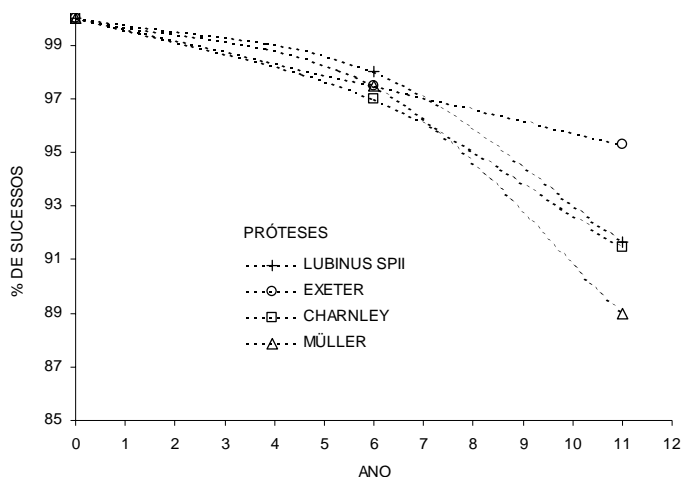


Figura 2.5 – Percentagem de sucessos na Noruega [41].

Relativamente aos materiais, titânio, cromo-cobalto ou aço inoxidável, não existem diferenças significativas, apresentando resultados similares. Em relação ao tipo de superfície, as mesmas de rugosidade inferior (ou polidas) em aço inoxidável (Exeter) apresentam melhores resultados do que as de maior rugosidade como a prótese Charnley. Não se detectou diferenças significativas para as próteses de titânio.

No que se refere aos factores de risco do insucesso da prótese, os relatórios incluem o aumento do peso do paciente, a altura e a idade, tendo estes factores maior influência nas mulheres. O tabaco também apresenta um aumento do risco de revisão, cerca de 2.6 vezes. O álcool também está associado ao risco de mobilidade da prótese.

2.2.3| Registos ortopédicos do Canadá (1994 – 2000) [6]

Segundo os registos ortopédicos deste país, a taxa de incidência por 100 000 habitantes depende de região para região. Excluindo a região de Newfouldan, existiu um aumento do número de artroplastias em todas as restantes. Comparando os registos de 1994/1995 com os actuais, pode-se observar um aumento do número de próteses, cerca de 19.3%. Em 1994/1995 foram implantadas 16780 próteses e em 1999/2000 cerca de 20036. Quanto à taxa de incidência por 100 000 habitantes, a região de Newfouldan apresentou um valor de 35.5, a região de Nova Scotia de 76.4, mostrando que a taxa de incidência da artroplastia depende também de factores locais/regionais.

Quanto à média de idade para a artroplastia primária, aumentou ao longo dos anos. Analisando os dados por regiões, observa-se grandes variações, o que demonstra a importância de factores como o clima, a alimentação e os costumes. Este relatório não refere os tipos de próteses aplicadas, mas é possível analisar a importância e a influência que determinados factores têm no sucesso das artroplastias cimentadas.

2.2.4| - Registos ortopédicos da Bélgica (1984 – 2002) [39]

O relatório dos registos ortopédicos belgas relativos a 1884-1996 salienta um aumento acentuado do número de artroplastias primárias. Esta incidência aumentou de 107.8 em 1984 para 140.5 em 1996 por cada 100000 habitantes. A incidência depende do sexo do paciente, tal como noutros países, registando-se uma incidência de 2.3 para a mulher contra 1 para o homem, sendo ainda 7 anos mais cedo para as mulheres, tal como ilustrado no gráfico da figura 2.6.

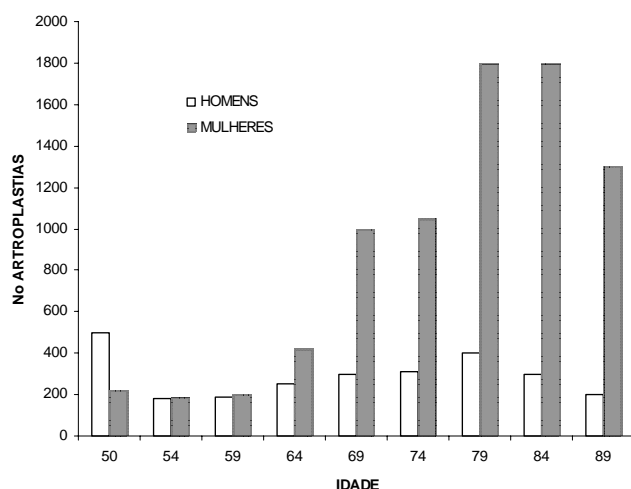


Figura 2.6 – Variação do número de artroplastias primárias com a idade na Bélgica [39].

Nestes registos pode-se verificar para idades inferiores a 50 anos incidências superiores nos homens, essencialmente devido à sua actividade física e muitas são resultantes de acidentes.

A fractura proximal do fémur é considerada a consequência mais severa da osteoporose como referem alguns estudos publicados neste país, com aumento de 5.6% por ano entre 1977 a 1982. No período seguinte, de 1984 a 1996, esta taxa aumentou em cerca de 30%, tendo a população apenas aumentado cerca de 3.2%. Extrapolando estes dados para 2050, é provável que se atinja o dobro dos casos de incidência. Na década de 1984/1996 as taxas de incidência foram de 140 por 100 000 habitantes, o que implicará uma taxa de 860 em 2050 devido ao efeito demográfico e o facto da população Europeia ter uma maior média de esperança de vida.

Relativamente às fracturas do fémur, 67% delas apenas se aplicam à prótese, à haste, enquanto as restantes são totais. Pode-se verificar uma taxa de crescimento anual de artroplastias da ordem dos 2.03%, semelhante às taxas de outros países vizinhos. Neste pequeno país, também são referenciados como factores importantes as drogas, o álcool, o tabaco e a diminuição da actividade física, o que favorece naturalmente o aumento de peso e consequentemente as cargas no fémur e no conjunto prótese/fémur.

O aumento de peso provoca a alteração da posição do fémur, o que induz uma distribuição de forças musculares diferente. O estudo refere a necessidade de uma política preventiva para que em 2050

não existam 7 vezes mais casos de fractura, o que implicará a realização de artroplastias da anca em número mais elevado.

2.2.5] Registos ortopédicos da Dinamarca (1995 – 2000) [21]

Em 1995, num estudo feito após 4 anos, foram realizadas 18222 artroplastias primárias e 3343 artroplastias de revisão. A taxa de incidência na Dinamarca foi de 72 artroplastias por cada 100000 habitantes em 1995. Em 1998 houve uma taxa de incidência de 93, um aumento de 29% em apenas 3 anos.

A idade média para a primeira artroplastia da anca neste país foi de 68 anos, 59% das artroplastias foram em mulheres, sendo a artrose a causa fundamental em 75% dos casos. As próteses mais usadas foram as cimentadas em 64% e as restantes de outro tipo, tendo-se verificando um aumento pouco significativo das não cimentadas nos últimos anos.

No que se refere às revisões, houve o uso de próteses cimentadas em 49% dos casos. As principais razões para as revisões foram a perda asséptica (63%), luxação da prótese (12%) e infecção profunda (11%). Foi registado um sucesso de 97% na maioria das próteses após 3 anos da cirurgia, com taxas inferiores em jovens e adultos com próteses híbridas e não cimentadas.

2.2.6] Registos ortopédicos do Reino Unido (1992 – 2000) [5, 9, 11, 28, 31, 52]

Os registos ortopédicos neste país são ainda recentes. Contudo, o relatório de 2000 revela a existência de inúmeras próteses no mercado. O estudo aborda factores determinantes na selecção da prótese e refere como factor principal na decisão a opinião pessoal de cada ortopedista. Considera como factores secundários as evidências relacionadas com os registos das taxas de sucesso. Os cirurgiões têm recebido recomendações para aplicarem as próteses com resultados clínicos publicados.

Foram identificados 62 tipos diferentes de próteses de anca de 19 fabricantes. Metade destas próteses apareceram na última metade da década anterior, mas somente uma minoria, cerca de 30%, apresentam resultados clínicos publicados. Uma tendência que se tem observado nesta última década tem sido o uso crescente de próteses mais baratas.

É de salientar a existência de um guia para melhorar os procedimentos cirúrgicos, que inclui as melhores técnicas para realizar a intervenção cirúrgica [52]. Este documento tem grande importância, pois permite o aperfeiçoamento e melhoramento da artroplastia, um factor influente no sucesso da prótese.

Segundo este relatório, foram realizadas cerca de 31296 artroplastias primárias e 5503 revisões entre 1998 e 1999, o que representa uma elevada taxa de incidência, cerca de 200 artroplastias por cada 100000 habitantes. A taxa de revisão média situou-se em 10% em 10 anos. A idade para a qual ocorre a primeira artroplastia é entre 60-79 anos com uma relação de 1.6 para o sexo feminino e 1 para o sexo masculino (figura 2.7).

O relatório apresenta as diferentes próteses por ordem decrescente da sua taxa de aplicabilidade, variando esta por escalões (<5%, 5-20%, >20%). Também apresenta o preço médio de cada prótese, podendo-se verificar que as 8 próteses com uma quota de mercado entre os 5 e 20% são as Stanmore, Exeter, Lubinus SPII, ABG, CPT, Ultima, Elite e Homnift-Ha. Contudo, a prótese Charnley apresenta uma quota acima de 20%. Entre os preços destas próteses, a mais barata é a Stanmore (£282). A tabela 2.7 apresenta as 8 próteses mais aplicadas e algumas das suas características.

As restantes próteses apresentam taxas de aplicação inferiores a 5%, como a Lubinus SPII e a Müller Straight. As últimas duas próteses da tabela 2.7 são as próteses não cimentadas ABG e Homnift-Ha.

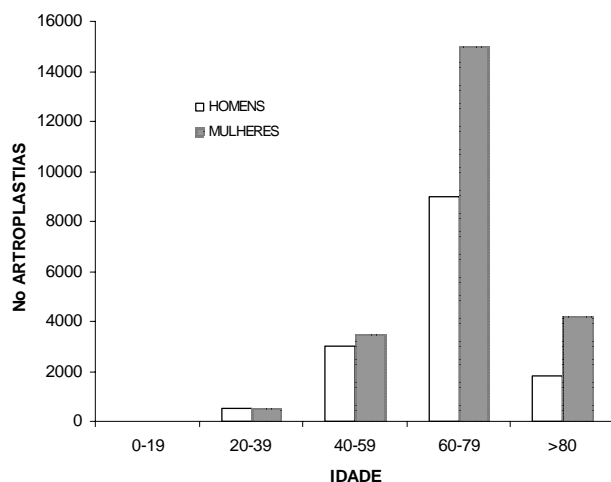


Figura 2.7 – Variação com a idade do número de artroplastias primárias no Reino Unido [31].

Relativamente a estes registos, é de salientar o aparecimento de 9 novas próteses no último ano do estudo, 15% apareceram em 1993 e 11% em 1992, ou seja 50% das próteses actualmente utilizadas apareceram recentemente (últimos 12 anos). Uma análise mais profunda leva-nos a concluir que apenas 8 próteses permaneceram desde 1980 (Charnley, Stanmore, Exeter, Ultima, Lubinus SP, Bateman, Ring e Freeman).

Tabela 2.7 – Próteses mais utilizadas no Reino Unido [31].

PRÓTESES	INÍCIO	TAXA	TIPO
CHARNLEY	1964	>20%	MONOBLOCO, SEM COLAR, CABEÇA DE 22 mm
STANMORE	1970	5-20%	MONOBLOCO, COM COLAR, POLIDA
EXETER	1970	5-20%	MODULAR, SEM COLAR, POLIDA
CFT	1992	5-20%	MODULAR, SEM COLAR, POLIDA
ULTIMA	1985	5-20%	MODULAR, CURVA COM CENTRALIZADOR
ELITE	1988	5-20%	MODULAR, CABEÇA CERÂMICA
ABG	1989	5-20%	TITÂNIO, ASSIMÉTRICA
HOMNIFT-HA	1988	5-20%	MODULAR, HASTE RECTA, TITÂNIO

A maioria das próteses utilizadas no Reino Unido não apresenta resultados clínicos publicados. A Charnley, a Stanmore e a Müller apresentam resultados clínicos a 10 anos. Existe ainda resultados publicados para a Stanmore após 15 anos e 20 anos para Charnley, com taxas de sucesso entre 85 e 90%. Pode observar-se ainda que cerca de 90% das próteses usadas são modulares e 45 % são próteses cimentadas.

Este relatório refere ainda as novas regulamentações para a introdução de novas próteses no mercado inglês (norma directiva: 93/42/EEC 1993), salientando o caso do estudo da prótese 3M Capital. Cerca de 4700 destas próteses que foram colocadas entre 1991 a 1997 [2], tendo terminado a sua utilização em 1997 após se ter verificado uma taxa de insucesso da ordem dos 20%. Outro estudo, como o de Roy et al. [42], mostra resultados semelhantes relativos a esta prótese. As principais causas referidas para o seu insucesso foram o tipo de cimento utilizado e fundamentalmente o tipo de acabamento da superfície da prótese.

Outro factor realçado neste estudo foi a colocação. A análise de 267 próteses permitiu observar grandes diferenças de colocação no que diz respeito à posição varus/valgus e espessura do manto de cimento. O insucesso teve especial incidência no sexo masculino.

Num estudo realizado na década de 90 por Fender et al. [12] sobre a prótese de Charnley, com base em 1198 próteses colocadas em 18 hospitais diferentes, a taxa de sucesso foi de 91.1% em 10 anos para pacientes com mais de 60 anos. Para pacientes mais novos estas taxas de sucesso diminuíram devido à actividade física dos mesmos. Realça ainda a influência do sexo, apresentando os homens um maior risco de falência devido a factores como actividade física e peso.

O risco de insucesso em pacientes que tenham sido operados por um cirurgião que execute mais de 60 artroplastias anuais é 25% inferior aos que foram operados por cirurgiões que executam menos de 30 artroplastias anuais.

Um estudo apresentado por Williams et al. [51] sobre a prótese Exeter no Reino Unido refere taxas de sucesso de 95 %, referentes a 325 próteses colocadas entre 1988 e 1990, após 8 e 12 anos de operacionalidade plena.

Esta prótese permite uma excelente colocação, verificando-se uma variação apenas de 2º varus e 2º valgus na sua colocação, o que significa que o instrumental de colocação é eficiente. Contudo, grande parte destas próteses têm sido introduzidas por um número restrito de cirurgiões, o que minimiza a variabilidade e o erro humano.

A maior complicação desta prótese é o deslocamento vertical ou seja, o afundamento da prótese. Quanto ao estado da sua superfície, o facto de ser polida, não danifica o cimento como as superfícies rugosas.

2.2.7] Registos ortopédicos da Nova Zelândia (2000 – 2003) [49]

Neste país, no relatório de Julho 2003 referente a um estudo demográfico e ortopédico, revela uma população envelhecida, com cerca de 16% com idade superior a 60 anos. Salienta ainda o estudo que a população estará ainda mais envelhecida em 2051, apontando para uma população com 31.6% com idade superior a 60 anos. A associação entre a idade e problemas ósseos faz com que o envelhecimento da população leve a um incremento do número de artroplastias da anca. O relatório prevê para 2021 uma população com idade superior a 65 anos maior do que com menos de 15.

Um estudo realizado anteriormente neste país apresenta um aumento dos problemas ósseos em cerca de 50% nos últimos 50 anos, tendo as fracturas aumentado 8.3%, predominantemente devido ao envelhecimento da população. Contudo, houve uma diminuição dos problemas ósseos para a população com idade inferior a 40 anos.

Relativamente às artroplastias da anca, em 2001 foram realizadas cerca de 4911. Outro estudo mostra que para 2051 haverá um incremento de 98% dos casos, passando-se a realizar aproximadamente 10000 artroplastias da anca, o que fará alterar a taxa de incidência actual de 126 artroplastias por cada 100 000 habitantes para cerca de 202.

Verifica-se ainda uma distribuição por idades muito acentuada a partir dos 60 anos, tendo-se realizado cerca de 3546 artroplastias cimentadas em 2001, cerca de 72% do total. Esta percentagem poderá ser de 82% em 2051, devido essencialmente ao envelhecimento da população, mas também a factores como o aumento da obesidade, diminuição do exercício físico, consumo de drogas, álcool, tabaco, etc.

Este estudo revela ainda a osteoporose como sendo a causa da maioria das artroplastias da anca, que por si só contabiliza cerca de 30 a 40% para as mulheres e apenas 13% para os homens, ou seja, cerca de três vezes menos.

2.2.8] Registos ortopédicos da Finlândia (1980 – 1998) [32, 36]

O relatório publicado em 1998 refere a realização de 5000 artroplastias anuais, sendo de salientar as baixas taxas de sucesso verificadas neste país, cerca de metade de outros registos ortopédicos. É apontada uma taxa de 15% de insucessos, o que é um dado anómalo comparativamente aos restantes.

Os registos iniciaram-se em 1980 com cerca de 15000 dados, estando referenciados por hospital. São apontados factores como a selecção adequada da prótese, a técnica de reabilitação pós-operatório e a cirurgia como predominantes no sucesso da prótese.

Neste país, o factor com maior predominância para a necessidade de artroplastia são as atroses primárias em cerca de 64%, seguida da artrite reumática com 9.1% e por último a artrite secundária com 3.3%. É de salientar substituição em média de 15.6% das próteses de anca.

Pode verificar-se um aumento acentuado do número de artroplastias realizadas anualmente (figura 2.8), sendo este acompanhado pelo aumento das taxas de revisão.

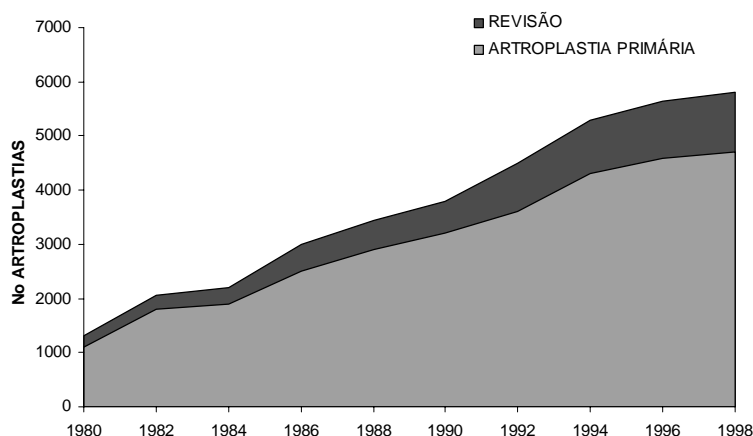


Figura 2.8 – Número de artroplastias primárias na Finlândia [32].

Relativamente à sua distribuição, 63.1% dos casos das artroplastias foram realizadas em mulheres e as restantes em homens, verificando-se 34.7% dos casos em pacientes com idades entre 60 a 69 anos e 34.1% em pacientes com idades 70 a 79 anos, ou seja cerca de 75% dos casos ocorreram em pacientes com idades superiores a 60 anos.

Na Finlândia aplicam-se actualmente cerca de 188 tipos de próteses diferentes, sendo de salientar que as 10 mais aplicadas representarem 70% do total. A tabela 2.8 apresenta os valores das taxas de sucesso e as substituições das 10 mais aplicadas, sendo de salientar a utilização da Lubinus SPII e SPI com cerca de 15% cada.

A Lubinus SPI provocou elevadas taxas de revisão, cerca de 16%, seguida da Biometric com 10.8%. A prótese Exeter foi a que apresentou as menores taxas de revisão.

Relativamente às causas de insucesso, estas não são abordadas neste relatório, mas pelas curvas de vida referidas, as artroplastias realizadas na década de 80 apresentaram taxas de sucesso inferiores. Também se observa uma melhoria na selecção das próteses aplicadas ultimamente, mas que não provocaram melhorias significativas nas taxas de sucesso dos últimos anos.

Tabela 2.8 – Próteses mais utilizadas e taxas de revisão na Finlândia (1998) [32].

Prótese	PRIMÁRIA	% PRIMÁRIA	REVISÕES	% REVISTAS
LUBINUS SPII	8050	14.78	554	5.21
LUBINUS SPI	8379	14.30	1707	16.04
BIMETRIC	6108	10.43	1150	10.81
EXETER UNIVERSAL	4113	7.02	113	1.11
MÜLLER STRAIGHT	3130	5.35	304	2.80
ABG-HA-COATED	2443	4.17	55	0.52
CHARNLEY	2220	3.79	571	5.37
LORD	1808	3.19	707	6.65
MATHYS ISOELASTIC	1472	2.51	292	2.74
EXETER	1226	2.00	232	2.18

2.2.9] Registos ortopédicos da Austrália (1998 – 2003) [29, 30]

Os registos neste país ainda são recentes. Segundo o relatório de 2003 foram registadas 125778 artroplastias, sendo 24425 referentes a 2003. Este relatório aborda a quase totalidade das artroplastias realizadas na Austrália, referindo um aumento de 9.9% no ano de 2003 relativamente ao anterior. O aumento das artroplastias, tal como nos outros casos, está directamente relacionado com o aumento da idade média da população que se tem verificado ao longo dos anos. Na tabela 2.9 apresenta-se dados referentes às variações nos últimos anos.

A taxa de revisão média foi de 13.9%, variando este valor de região para região. Contudo, a taxa verificada em 2000 foi inferior (13.6%). Das 24425 artroplastias realizadas no ano de 2002, 69.6% foram artroplastias totais da anca, 17.2% parciais e 13.1% de revisões.

Tabela 2.9 – Tipos de artroplastias realizadas na Austrália [30].

TIPO DE ARTROPLASTIA	1998	1999	2000	2001	2002	VARIAÇÃO %
PARCIAL	4940	4985	5285	5465	5601	2.5
PRIMÁRIA TOTAL	13545	13848	14193	15377	17378	13
REVISÕES	2894	2864	3239	3443	3710	7.8

Neste país verificou-se uma taxa de incidência média de 135.4 artroplastias primárias por cada 100 000 habitantes, variando esta taxa com a região do país. Este país possui sensivelmente 19 milhões de habitantes, podendo-se verificar regiões com taxas da ordem de 114.2 e outras com 180.5 (Queensland). O gráfico da figura 2.9 mostra um aumento significativo do número de artroplastias nos últimos 2 anos.

Os factores salientados como fundamentais para o sucesso das artroplastias da anca são o tipo de prótese, factores relativos aos pacientes e técnicas aplicadas. Os homens de menor idade foram mais propensos às artroplastias primárias e revisões, sendo ainda referido como causa fundamental da artroplastia parcial a fractura da cabeça do fémur.

No ano de 2002 verificou-se uma diminuição da idade média para a artroplastia primária parcial, um rácio de 3:1 entre sexos, com maior frequência nas mulheres. Relativamente à totalidade das artroplastias, 56.7% foram em mulheres e 43.3% em homens, tendo sido a idade média da primeira artroplastia de 70 anos, 67.4 anos para os homens e 71.9 anos para as mulheres.

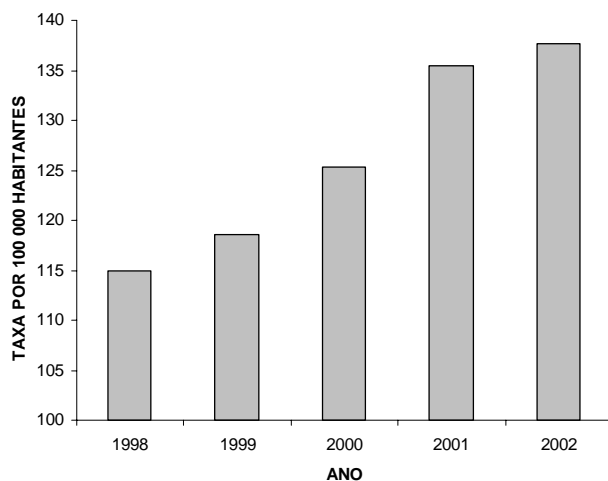


Figura 2.9 – Variação da taxa de incidência na Austrália [30].

Relativamente às formas de fixação, estas variaram com o tipo de intervenção. Para as artroplastias totais primárias verifica-se uma distribuição de 18.2% para próteses cimentadas, 41% não cimentadas e 34% híbridas, variando estes valores de região para região.

Nas parciais, o tipo de fixação difere, verificando-se que 64.8% das próteses foram não cimentadas e 35.2% cimentadas, sendo o tipo de prótese mais utilizada a Unipolar monobloco (Austin Moore e Thompson) com 64%, Bipolar com 26.5% e Unipolar modular com 9.5%.

Neste país há a existência de 56 tipos de próteses cimentadas e 72 não cimentadas. Para as artroplastias primárias totais apresenta-se na tabela 2.10 as 8 próteses (hastes) mais aplicadas e respectivas percentagens. A prótese Exeter representa mais de um quinto do total das artroplastias primárias, sendo a sua aplicabilidade em 30% das revisões.

Tabela 2.10 - Próteses de anca mais aplicadas na Austrália [30].

PRÓTESES	TIPO	No	TAXA %
EXETER	CIMENTADA	7137	21.7
BHR	CIMENTADA	2043	6.2
SPECTRUM EF	CIMENTADA	1831	5.6
ELITE PLUS	CIMENTADA	1583	4.5
ABG II	NÃO CIMENTADA	1528	4.7
ALLOCLASSIC SL	NÃO CIMENTADA	1206	3.7
SYNERGY	NÃO CIMENTADA	1201	3.7
CHARNLEY	CIMENTADA	974	3

Relativamente ao diâmetro da cabeça mais utilizado, tem-se verificado o uso crescente do tamanho 28 mm (63.4%) em detrimento das cabeças de 22 mm (6.9%). Nas revisões utilizou-se mais a cabeça 26 mm pelo facto da prótese mais utilizada (Exeter) incluir uma cabeça deste tamanho. Referem ainda

como sendo um factor diminuto de risco de falência o tamanho da cabeça, diminuindo esse mesmo risco para cabeças de 28 mm de diâmetro.

Nas revisões, os tipos de fixação não se alteraram muito, com 52.5% para as não cimentadas. A inserção de uma prótese de maior tamanho verificou-se em 88.2% das revisões e substituição de ambos os componentes em 39.6%.

Quando a substituição dos dois componentes, foi utilizada a fixação cimentada em 46.9%, a não cimentada em 28.9% e a híbrida em 24.3%. As próteses são do mesmo tipo da artroplastia primária em 3.6% dos casos.

Quanto às causas que levaram à realização da artroplastia, quer fossem primárias, parciais ou revisões, estas estão esquematizadas na tabela 2.11. Pode-se observar que a causa fundamental na artroplastia primária (osteoartrites) deixa de ter significado na parcial, o mesmo se verifica de forma inversa relativamente à fractura da cabeça do fémur.

A causa fundamental para a revisão foi a perda por laxação asséptica, seguida da perda por luxação, estando estas causas relacionadas com o tipo de prótese.

O componente acetabular Trident não cimentado foi o mais usado no ano de 2002 em 14.2%, seguido do Vitalock com 8.9%.

Na Austrália observa-se taxas de incidência consideráveis, mas o que se pode realçar é a predominância de um tipo diferente de fixação dos restantes países, sendo este o factor justificativo para as taxas de revisão tão elevadas observadas.

Tabela 2.11 – Causas para uma artroplastia na Austrália [30].

CAUSA	PARCIAL	TOTAL	REVISÃO
FRACTURA DA CABEÇA FÉMUR	94.6%	2.6%	-----
OSTEOARTITES	2.6	87.9	-----
TUMOR	1.4	0.5	-----
NECROSE VASCULAR	0.7	4.4	-----
ARTRITES REUMÁTICAS	0.1	1.8	-----
PERDA ASSÉPTICA	-----	-----	60.7%
PERDA POR LUXAÇÃO	-----	-----	14.8
FRACTURA	-----	-----	10.4
INFECCÃO	-----	-----	8

2.2.10| Registos ortopédicos da Estónia (1996 - 2000) [15]

Haviko e Märson [15] referem a realização entre 1996 e 1998 de cerca de 11831 artroplastias na Estónia. O estudo refere apenas o sentimento (estado de satisfação) dos pacientes após 10 anos, verificando-se que 24% estavam muito satisfeitos com a prótese, 38% satisfeitos e 41% pouco satisfeitos.

Relativamente às causas fundamentais para os insucessos verificados neste país, são referidas a perda asséptica em 36%, as infecções profundas em 23%, erro técnico em 18% e 23% para outros motivos.

As próteses mais usadas têm sido as Lubinus SPII, Charnley, Müller, Exeter, Zwaymüller e a Opti-fix. Verificou-se no ano de 1999 uma taxa de incidência de 100 artroplastias por cada 100 000 habitantes e um aumento do número de revisões nos últimos anos.

2.2.11| Registos ortopédicos dos Estados Unidos da América (1978-2000) [18, 53]

Nos Estados Unidos da América, segundo Anneliese e Brown [3], ocorrem mais de 300 000 fracturas do fémur anualmente. Bauer e Schils [4] referem 500 000 operações a articulações.

Um estudo publicado em 2002 pela American Academy of Orthopaedic Surgeons [53], que refere o estado de arte neste país, realça o aumento de custos com as doenças do foro ósseo, referindo um aumento de 18% nos últimos 5 anos, sendo o custo estimado em 2002 de \$254 biliões.

Um estudo demográfico revela o envelhecimento da população americana, prevendo-se para 2030 que um em cada 5 habitantes tenha mais de 65 anos de idade, como se representa no gráfico da figura 2.10. Verifica-se uma incidência de artroplastias em 59% do total em pacientes com idades superiores a 65 anos.

Este relatório refere ainda como causa fundamental para as artroplastias as artrites e o reumatismo em 17.5% dos casos, sendo mais frequente nas mulheres as artroplastias (57%). Revela ainda a ocorrência mais acentuada em indivíduos com pouca actividade física e obesos, variando as taxas com a raça, apresentando maior incidência nos caucasianos com 35.3% e americanos derivados dos africanos com 31.5%.

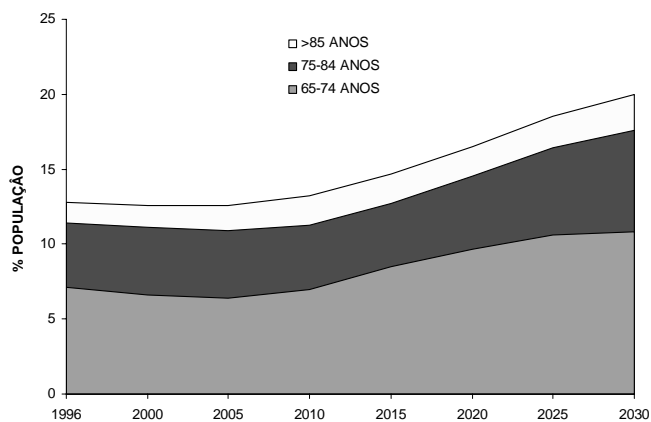


Figura 2.10 – Previsão da variação demográfica nos Estados Unidos da América [53].

O gráfico da figura 2.11 apresenta o número de artroplastias nos Estados Unidos da América em mulheres, assim como uma estimativa para 2030 de cerca de 143000 artroplastias, um aumento superior a 5% ao ano.

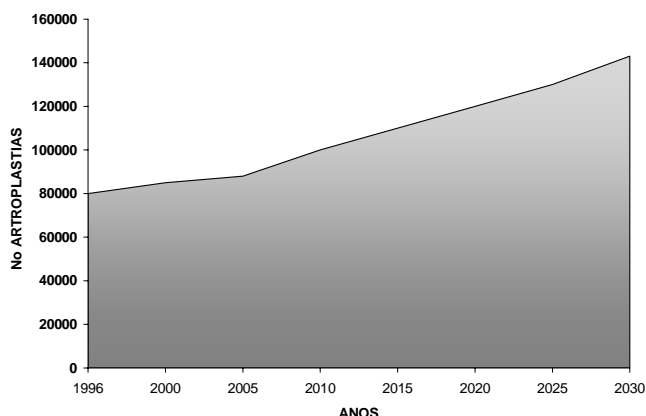


Figura 2.11 – Número de artroplastias primárias em mulheres nos Estados Unidos da América [53].

2.2.12| Registos de outros países

Outros registos menos divulgados e com menor número de artroplastias, tais como o suíço, em que as taxas de incidência são semelhantes às de outros países, cerca de 104.4 por cada 100000 habitantes, reportam uma distribuição desequilibrada de ocorrências de 4.1 artroplastias em mulheres para uma em homens entre 1992-93. O sexo é um factor determinante neste país.

Na França, segundo os registos ortopédicos da Bélgica, prevê-se 143140 novos casos para 2050 devido à taxa de crescimento das artroplastias.

Na Jordânia, segundo Shakhatrech [44], a taxa de incidência é de 50 por cada 100000 habitantes, sendo a maior causa a fractura do fémur em pacientes com idades inferiores a 50 anos, sendo que 75% dos casos ocorrem por quedas. O sexo do paciente também tem grande influência, tendo-se registado 2.3 ocorrências em mulheres para uma no homem.

Na Holanda, segundo Jutte et al. [17], verifica-se um aumento anormal em 4.3% de problemas ósseos, sendo este fenómeno mais incidente em certo tipo da população. Os emigrantes da Somália apresentam taxas de incidência superior, enquanto outros emigrantes como os da Alemanha apresentam taxas inferiores.

2.3| Portugal (2000) [45]

No que diz respeito a Portugal, apenas existe um estudo realizado e publicado na revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia por Simões et al. [45], resultante de um questionário realizado aos ortopedistas portugueses. Nesse, os autores solicitaram a opinião dos cirurgiões relativamente a factores relacionados com os pacientes e com as próteses. Em relação ao factor que mais influência a escolha de uma prótese, foi referido como principal a qualidade óssea (31%) seguida da idade do paciente (21%) e as características das próteses disponíveis (material, geometria e método de fixação) (16%).

Na tabela 2.12 apresenta-se os factores de selecção e o seu peso relativo, mas salienta-se que o custo da prótese é um factor com algum peso na escolha do implante em Portugal.

Quanto à origem das causas para a artroplastia da anca, foi salientada a artrose degenerativa (65%), seguida da artrite reumatoide (9%), os transtornos pós-traumáticos (9%) e as necroses vasculares da cabeça femoral.

Tabela 2.12 – Factores preponderantes na escolha do tipo de prótese [45].

FACTORES	INFLUÊNCIA
QUALIDADE ÓSSEA	31%
IDADE DO PACIENTE	21%
CARACTERÍSTICAS PRÓTESE	16%
DIAGNÓSTICO DO PACIENTE	13%
CUSTO PRÓTESE	10%
PESO CORPORAL	8%
QUALIDADE DE VIDA	8%
SEXO	5%
GEOMETRIA ÓSSEA DO FÉMUR	6%
ESPECTATIVA DO PACIENTE	3%
DÉFICE MUSCULAR	5%

Relativamente aos materiais utilizados, quer para a haste quer para o acetábulo, a maioria refere a haste em metal e o componente acetabular em polietileno (98%) seguido da haste cerâmica e acetábulo em polietileno (24%). O tipo de haste mais utilizada é do tipo anatómico, sem colar e modulares como mostra o gráfico da figura 2.12.

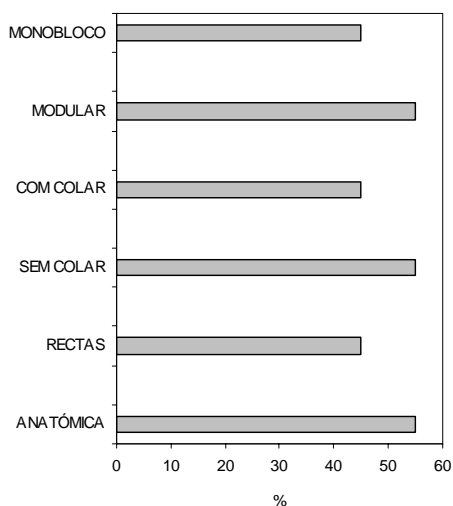


Figura 2.12 – Tipos de próteses mais aplicadas em Portugal [45].

O diâmetro da cabeça femoral mais utilizado foi de 28 mm em 70% dos casos, seguindo-se as de 22 mm em 21%, enquanto a cabeça de 32 mm apenas foi aplicada em 8% dos casos. Foram referidos como factores o baixo atrito com 85%, o baixo desgaste com 63% e a menor luxação em 19% como os motivos de selecção do tamanho da cabeça da próteses.

As próteses cimentadas em 56% dos casos, as não cimentadas em 34% e as híbridas em 11% foram as percentagens referidas. As complicações salientadas pelos ortopedistas do pós operatório estão

esquematizadas na tabela 2.13, onde se pode verificar como complicações fundamentais os deslocamentos nas interfaces osso-cimento (84%), cimento-prótese (64%) e osteólises (72%).

Tabela 2.13 – Complicações frequentes em próteses cimentadas (Portugal) [45].

COMPLICAÇÕES	INFLUÊNCIA
DESLOCAMENTO NA INTERFACE CIMENTO-OSSO	84%
OSTEÓLISE	72%
DESLOCAMENTO NA INTERFACE PRÓTESE-CIMENTO	64%
OSSEIFICAÇÃO HETEROTÓPICA	63%
INFEÇÕES	60%
AFUNDAMENTO FÉMORAL E/OU PUTROSÃO ACETABULAR	60%
DESGASTE DOS COMPONENTES PROTÉSICOS	45%
LUXAÇÃO E SUB LUXAÇÃO	45%
DISMETRIAS DO MEMBRO INFERIOR	39%
FRACTURAS	31%
ROTURA DA HASTE	21%

Nas próteses não cimentadas, a complicação fundamental reside na interface prótese-osso em (66%) seguida de ossificação heterotópica em 59% e as infecções em 51%.

O método mais utilizado na preparação do cimento foi o manual em 96% dos casos, apenas utilizando a mistura por vácuo em 3%, com 75% dos ortopedistas a referirem que esta técnica apresenta melhores resultados. A introdução no canal femoral do cimento foi normalmente efectuada em 88% dos casos com seringa e por último com uso da pistola. Referem ainda como tempo de vida de uma prótese uma média de 11 a 15 anos.

As causas de revisão da artroplastias da anca estão referidas no gráfico da figura 2.14, sendo a principal o deslocamento acetabular (61%) seguido do deslocamento femoral (19%).

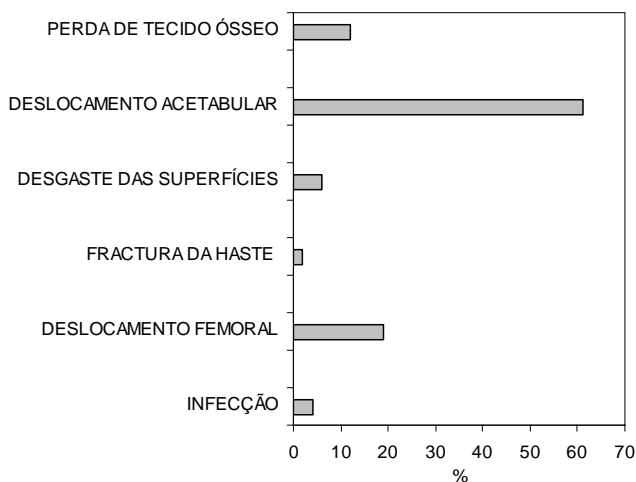


Figura 2.14 – Causas comuns para as revisões (Portugal) [45].

Relativamente às artroplastias de revisão, os ortopedistas consideraram, na sua maioria, tempos de sobrevida inferiores em 91% dos casos, enquanto 9% consideraram tempos de sobrevida iguais às primárias. Quando inquiridos relativamente à idade para aplicação de determinado tipo de prótese,

estes referiram as cimentadas para idades superiores a 35 anos e não cimentadas para idades superiores a 22 anos, sendo a idade máxima admitida de 75 anos, enquanto nas cimentadas de 88 anos de idade.

2.4| Conclusões

O paciente é o factor crucial de todo o processo, referimo-nos às suas características que podem influenciar negativamente ou positivamente o desempenho da prótese. São referidos como factores predominantes a idade, devendo a prótese ser também seleccionada em função desta variável. As características da prótese devem ser naturalmente diferentes para pacientes jovens ou de 3ª idade. O comportamento do paciente posteriormente à colocação da prótese, como a sua actividade física, hábitos alimentares, álcool e tabaco podem ser decisivos no sucesso da artroplastia da anca. Um dos factores mais relevantes é o sexo, sendo as mulheres mais propensas a artroplastias devido a problemas ósseos. Existe ainda o factor humano (ortopedista) como fundamental para o aumento das taxas de sucesso da prótese.

Exceptuando na Austrália [29, 30], verifica-se que as próteses cimentadas são as mais utilizadas. O tipo de fixação varia com a idade, mas essa variação tem diminuído ao longo dos últimos anos devido à melhoria da qualidade dos cimentos. As próteses cimentadas em todos os registos apresentam melhores resultados que as restantes. É talvez por esse motivo que se verifica taxas de insucesso tão elevadas na Austrália. O cimento mais aplicado tem sido o cimento Palacos e as suas variantes. Contudo, a variante com melhores registos é o Palacos com gentamicina, apresentando os cimentos com maior viscosidade os melhores resultados.

Relativamente à influência do tipo de prótese no seu sucesso pode-se perguntar: “Será que todas as próteses com o mesmo tipo de fixação apresentam as mesmas taxas de sucesso?”. Esta questão foi colocada no Reino Unido por William et al. [51] aos ortopedistas, tendo 52% concordado com a afirmação enquanto os outros discordaram. Um facto, inofismável, mostra que os resultados clínicos revelam taxas de insucesso diferentes para próteses diferentes, mesmo utilizando o mesmo tipo de fixação.

Como se pode observar, existem próteses como a Lubinus SPII com taxas de sucesso da ordem de 98% a 10 anos (registos ortopédicos da Suécia) enquanto outras apresentam taxas inferiores a 90%. Fender et al. [12] referiram num estudo sobre a prótese de Charnley que a forma da geometria é fundamental para o seu sucesso.

Cada vez mais se utiliza próteses modulares em vez das monobloco. Os melhores resultados tem-se verificado com próteses anatómicas (Lubinus SPII) pois estas permitem uma melhor colocação e um manto de cimento mais uniforme. Lavernia et al. [18] referem o factor anatómico como fundamental para o sucesso de uma prótese. Autores como Crownshield et al. [8], Tarr et al. [48], Rost et al. [43], Adachi et al. [1], Rolhman et al. [38] e Estolk II et al. [10] referem a geometria da haste como elemento mais importante no desempenho da prótese.

Östegard et al. [34] referem a influência do novo instrumental da artroplastia Charnley como o factor fundamental para a colocação da prótese e responsável por se ter observado melhores resultados na sua colocação.

Relativamente ao tamanho de cabeça da prótese, parece não haver grande influência, tendo-se verificado um aumento do uso da cabeça 28 mm. As cabeças da prótese originam comportamentos distintos em termos de desgaste. Uma cabeça pequena (22 mm) diminui o atrito e conseqüentemente diminui o momento torsor na prótese, mas por outro lado aumenta o risco de luxação e o desgaste. As cabeças de maior tamanho (30 mm e 32 mm) aumentam a estabilidade da prótese, provocando

maiores momentos torsores e maiores volumes de desgaste, logo o meio termo parece ser o ideal, ou seja, cabeças de 26 a 28 mm, sendo este último o tamanho que apresentou melhores resultados.

Os materiais aplicados variam entre o titânio, o aço de liga crómio-cobalto e o aço inoxidável. Para além do preço, uma vez que as de titânio são mais caras, os materiais podem induzir fenómenos diferentes no mecanismo de transferência de carga. As próteses de crómio-cobalto apresentam maiores tensões no fémur e são menos propensas a micromovimentos devido à sua elevada rigidez; as de titânio apresentam comportamento inverso. A fractura de alguns implantes foi referido por Coorn et al. [7] para a prótese Exeter devido ao seu tipo de material.

O estado da superfície (rugosidade) da prótese também tem a sua influência, podendo-se observar que as superfícies polidas apresentam melhores resultados se forem de material com elevada rigidez, como as de crómio-cobalto. Segundo Nuño et al. [33], Vendonschot et al. [50], Ramanira et al. [37], Man et al. [27] e Lennon et al. [19], entre outros, o estado da superfície é fundamental para o sucesso a longo prazo.

Autores como Lavernia et al. [18], Fender et al. [12], Hirakawa et al. [16], Roy et al. [42], Coorn et al. [7] e Østgaard et al. [34] referem o factor técnico como fundamental. A forma como a prótese é inserida dita o seu sucesso. Um bom instrumental pode minimizar o erro humano. Alguns registos, principalmente nos países menos desenvolvidos, salientam este factor. O erro cirúrgico pode ser minimizado com um bom instrumental de colocação da prótese. Uma boa colocação permite um manto de cimento mais uniforme e uma melhor distribuição das tensões ao longo deste. Por este motivo se tem verificado o uso crescente de centralizadores distais e proximais, melhorando assim a colocação da prótese.

O tipo de abordagem cirúrgica também pode influenciar o comportamento da prótese, sendo considerado como o melhor o da aproximação lateral-posterior.

Como se pode constatar, as diferentes variáveis inerentes às artroplastias da anca influenciam de forma distinta o comportamento funcional da prótese de anca. A conjugação destas variáveis no projecto de uma nova prótese de anca afigura-se praticamente impossível e assim sendo, é necessário definir objectivos de compromisso, estando cientes de que se pode estar a aumentar o desempenho da prótese numa dada vertente e diminuir o mesmo noutra.

Bibliografia

[1] - Adachi, T., Kunimoto, H., Tsubota, K., Tomita, Y., 2002, Simulation study on shape design of femoral stem based on uniform stress at bone stem interface, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, 4 supplement 1, pp: 304-305.

[2] - An investigation of the Performance of the 3MTM CapitalTM Hip System, Julho 2001, The Royal College of Surgeons of England (Report).

[3] – Anneliese, D. H., Brown, D. T., 2001, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias, Journal of Biomechanics 34, pp: 773-781.

[4] - Bauer, T. W., Schils, J., 1999, The pathology of total joint arthroplasty, II. Mechanisms of implant failure, Skeletal Radiol 28, pp: 483-497.

[5] – Broun, J., 2000, Hip Replacements: get it right first time, National Audit Office, United Kingdom.

- [6] – Canadian Joint Replacement Register, Total Hip and Knee Replacements in Canada, 2004, Annual Report.
- [7] – Coorn, W. J. Van, Biezen, F. C. Van, Prendergast, P., Verharnn, J. A. N., 2002, Fracture of an Exeter Stem 3 years after impaction allografting – a case report, *Act Orthopaedic Scand*, 73 (1), pp: 111-113.
- [8] – Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., 1980, An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, *Journal of Bone Joint Surgery*, 62A, pp: 68.
- [9] – Effective Health care, Total Hip replacement, 1996, 2(7), (Report of United Kingdom).
- [10] - Estok II, D. M., Harris, W. H., 2000, A stem design change to reduce peak cement strains at the hip of cemented total hip arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*, 15 (5), pp: 584-588.
- [11] – Faulkner, A, Kennedy, L. G., Baxter, K., Donovan, J., Wilkinson, M., Bevan, G., 1998, Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model, *Health Technology Assessment*, 2 (6).
- [12] – Fender, D., Van der Meulen, J. H. P., Gregg, P. J., 2003, Relationship between outcome and annual surgical experience for the Charnley total hip replacement, *The journal of bone & Joint Surgery*, 85-B (2), pp: 187- 190.
- [13] – Furnes , O., Espehaug, B., Lie, S. A., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B., Havelin, L. I., 2002, Early failures among 7,174 primary total knee replacements, A follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994–2000. *Act Orthopaedic Scand*; 73 (2), pp: 117–129.
- [14] – Havelin, L. I., Engesaeter, L. B., Espehaug, B., Furnes, O., Lie, A. S., Vollset, S. E., 2000, The Norwegian artroplasty register, 11 years and 73,000 arthroplasty. *Act Orthopaedic Scand* 2000; 71 (4), pp: 337–353.
- [15] – Haviko, T. and Märtson, A., 2000, Orthopaedic Surgery in Estonia, *Act Orthopaedic Scand* 71, pp: 227-231.
- [16] – HiraKawa, K., Mitsugi, N., Koshino, T., Watanabe, Y., Okamoto, R., Saito, T., 1999, Eighteen years follow-up of Harris HD2 and Muller Cemented Total Hip arthroplasty: Effect of acetabular cup abduction angle and medialization, *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Annual Meeting*, Troy, FL.
- [17] – Jutte, P. C., Van Loenhout-Rooyackers, Borgdorff, M. W., Van Horn, J. R., 2004, Increase of bone and joint tuberculosis in The Netherlands, *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 86-B (6), pp: 901-904.
- [18] - Lavernia, C. J. L., Barrack, R. L., Tozakoglou, E., Thornberry, R. L., The effects of component position in motion to impingement and dislocation in THR, *American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1999, Annual Meeting*, Troy, FL.
- [19] - Lennon, A B., McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., 2003, The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics* 25, pp: 833-841.

- [20] – Lie, S. A., Havelin, L. I., Furnes, O. N., Engesaeter, L. B., Vollset, S. E., 2004, Failure rates for 4762 revision total hip arthroplasties in the Norwegian Arthroplasty Register, *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 86-B (4), pp: 504-509.
- [21] - Lucht, U, 2000, The Danish Hip Arthroplasty Register, *Act Orthopaedic Scand*, 71 (5), pp: 433-439.
- [22] - Malchau, H., Herberts, P., 1998, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-1996)*.
- [23] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Odén, A, 2000, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-1998)*.
- [24] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Eisler, T., Garellick, G., 2002, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2000)*.
- [25] – Malchau, H. and Herberts, P, 2000, Long-term registration has improved the quality of hip replacement, A review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases, *Act Orthopaedic Scand* 2000; 71 (2), pp: 111–121.
- [26] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002)*.
- [27] - Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modelling cemented total hip replacements: A more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28 (9), pp: 1067-1078.
- [28] - Murray, D. W., Carr, A. J., Bulstrode, C. J., 1995, Which primary hip replacement?, *Journal Bone & Joint Surgery*, 77-B (4), pp: 520-527.
- [29] – National Joint Replacement Registry, 1st Annual Report, 2000, Australian Orthopaedic Association.
- [30] – National Joint Replacement Registry, Annual Report, 2001, Australian Orthopaedic Association.
- [31] – National Total Hip Replacement, Outcome Study, Final Report to the Department of Health, 2000, A joint Report from The Royal College of Surgeons of England and the British Orthopaedic Association.
- [32] – Nevalainen, J., Hirvonen, A., Pulkkinen, P., 1998, A study of outcome of arthroplasty surgery in Finland, Commissioned by the Ministry of Social Affairs and Health.
- [33] - Nuño, N., Avanzolini, G., 2002, Residual stress at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem, *Journal of biomechanics*, Technical note, 53, pp: 849-852.
- [34] - Östgaard, H. C., Helger, L., Regnér, H., Garrellick, G., 2001, Femoral alignment on the Charnley Stem, A Randomised trial comparing the original whit new instrumentation in 123 hips, *Act Orthopaedic Scand*. 2001; 72 (3), pp: 228-323.
- [35] – Söderman, P., 2000, On the validity of the results from the Swedish National Total Hip Arthroplasty register, (thesis), *Act Orthopaedic Scand*, Supplement 296 (71).

- [36] – Puolakka, T. J. S., Pajamäki, K. J. J., Halonen, P. J., Pulkkinen, P. O., Paavolainen, P., Nevalainen, J. K., 2000, The Finnish Arthroplasty Register, Report of the hip register. *Act Orthopaedic Scand* 2001; 72 (5), pp: 433–441.
- [37] - Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Leyvraz, P. F., 2000. The fixation of the cemented femoral components. Effects of stem stiffness, cement thickness and the roughness of the cement bone surface. *Journal of Bone Joint Surgery*, 82B, pp: 297-303.
- [38] - Rohmann, A., Mosser, U., Bergmann, G., Hees, G. and Kolbel, R., 1983, Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses, *Journal Biomedical Engineering*, 9, pp: 77-83.
- [39] – Reginster, J-V., Gillet, P., Gosset, C., 2001, Secular increase in the incidence of hip fractures in Belgium between 1984 and 1996: need for a concerted public health strategy, *Bulletin of the world Health Organization*, 79, pp: 942-946.
- [40] - Report 2000, Prospective studies of hip prostheses and cements, 2000, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [41] - Report 2002, Hip and Knee Prostheses, 2002, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [42] - Roy, N., Hossain, S., Ayeko, C., McGee, H., Elsworth, C., Jacobs, L. G. H., 2002, 3M Capital Hip Arthroplasty, 3-8-year follow-up of 208 primary hip replacements, *Act Orthopaedic Scand*; 73 (4), pp: 400-402.
- [43] – Rost, J., Liefieith, K., 2002, A concept of a biomechanical optimised implant for THR , *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, 4 (1), pp: 253-254.
- [44] - Shakhathreh, H. S., 2001, Analysis of fractures of the proximal femur in Jordanian population. *IMAJ*, 3, pp: 28-30.
- [45] – Simões, J., Lurdes, M., Marques, A., Cabral, T., 2000, Factores de selecção da prótese de anca, *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 8 (1), pp: 93-105.
- [46] -. Söderman, P., Malchau, H. Herberts, P., 2000, Outcome after total hip arthroplasty, Part I. General health evaluation in relation to definition of failure in the Swedish National Total Hip Arthroplasty register. *Act Orthopaedic Scand* 2000; 71 (4), pp: 354–359.
- [47] – Söderman, P., Malchau, H. Herberts, P., Zügner, R., Regnér, H., Garellick, G., 2001, Outcome after total hip arthroplasty Part II. Disease-specific follow-up and the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register, *Act Orthopaedic Scand* 2001; 72 (2), pp: 113–119 113
- [48] - Tarr, R., Clarke, I. C., Gruen, T. A., Sarmiento, A., 1982, Predictions on cement bone failure criteria: Three dimensional finite element models versus clinical reality of total hip replacement, *Finite elements in Biomechanics*, John Wiley, New York, pp: 345 – 742.
- [49] – The Ageing of New Zealand, An Epidemic with Major impact on Musculo-skeletal Disease, 2003, New Zealand Orthopaedic Association (Report).
- [50] - Vendonschot, N., Huiskes, R., 1997, Acrylic cement creeps don't does not allow much subsidence of femoral stems, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 79 B, pp: 665-669.

[51] – Williams, H. D., Browne, G., Gie, G. A., Ling, R. S. M., Timperley, A. J., Wendover, N. A., 2002, The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 84-B, pp: 324-34.

[52] – www.nao.gov.uk

[53] – www.aaos.gov

**MODELO SIMPLIFICADO DA PRÓTESE
DE ANCA:
ESTUDO DA GEOMETRIA**

3

Modelo simplificado da prótese de anca: estudo da geometria

3.1| Introdução

A concepção e desenvolvimento de uma prótese de anca implica diferentes fases de projecto. O desenvolvimento deve ter em consideração evidências científicas de diversa ordem (experimentais, numéricas e/ou clínicas). A metodologia de investigação deve também permitir a obtenção de resultados e conclusões que possam minimizar, tanto quanto possível, riscos para os pacientes, que são desconhecidos à partida. A metodologia com base na comparação de resultados foi a seguida no âmbito desta tese.

No que diz respeito à prótese cimentada, as variáveis de projecto podem resumir-se por exemplo à geometria proximal e distal, ao raio de curvatura medial e lateral, com ou sem colar, ângulo de inclinação, diâmetro da cabeça, tipo de superfície (lisa, rugosa ou ambas), tipo de cimento ósseo e técnica de mistura, espessura do manto de cimento, com ou sem centralizador, etc. Estas variáveis e outras devem ser estudadas, nomeadamente nas formas como podem influenciar o desempenho da prótese. Os estudos devem ter como último objectivo a melhoria do comportamento de soluções convencionais.

Qualquer estudo que vise este objectivo deve ter em consideração o conhecimento científico prévio do comportamento de próteses actualmente em circuito comercial e cujas taxas de sucesso clínico sejam as melhores. Como foi abordado anteriormente, segundo os registos ortopédicos suecos, as próteses Lubinus SPII, Exeter, Charnley Roundback e Stanmore são as próteses cimentadas comerciais que apresentam as melhores taxas de sucesso. A figura 3.1 ilustra dois exemplos de próteses de anca de elevadas taxas de sucesso.

Estudos numéricos referentes à artroplastia cimentada têm sido realizados com modelos mais ou menos complexos. Por vezes, o estudo com modelos muito elaborados e complexos dificulta a análise de resultados e, concomitantemente, a geração e concepção de novas geometrias. Neste sentido, modelos simplificados têm sido concebidos e utilizados em diversos tipos de análises biomecânicas porque permitem uma maior facilidade de compreensão dos mecanismos de transferência de carga e como estes podem ser afectados por diferentes variáveis de projecto da prótese.

O estudo descrito neste capítulo teve como finalidade determinar a influência da geometria da secção transversal do implante (prótese) relativamente às tensões provocadas nas interfaces implante-cimento e cimento-osso. Foram comparadas diferentes geometrias da região proximal da haste. Também se simulou combinações de geometrias nas zonas proximal e distal. Considerou-se os seguintes factores na análise:

- tensões principais máximas e mínimas nas interfaces implante-cimento e cimento-osso (valor de pico e média);
- tensões principais máximas no implante;
- as áreas em tracção e compressão na zona distal e proximal do osso e do manto de cimento;
- a distribuição de tensões em cada aspecto das interfaces.



Figura 3.1 – Próteses Lubinus SPII e Charnley Roundback.

Só os resultados mais relevantes são aqui apresentados. Utilizou-se um modelo numérico idêntico ao utilizado por outros autores como Crowninshield et al. [7], Estok II e Harrys [11], Huiskes et. al. [16, 17], Vander Sloten [51], Kuiper e Huiskes [21], Taylor [48], Gross e Abel [15], Lathan e Goswamis [24], Pyburn e Goswamis [37], Pyburn e Goswamis [38] e Simões [39]. Este tipo de modelos da artroplastia da anca simplificada permitem uma análise cientificamente mais fiável sobre o mecanismo de transferência de carga para determinar como a geometria da prótese pode influenciar o mesmo e de que modo se pode inovar na concepção de uma nova componente femoral da prótese de anca.

O método dos elementos finitos tem sido largamente aplicado em estudos biomecânicos. É provavelmente o método mais utilizado, mas o modo de simulação e as simplificações normalmente consideradas devem ser tomadas em consideração na análise de resultados. É possível simular com enorme realismo problemas complexos da biomecânica que envolvam estruturas ósseas como a do fémur. Stolk et al. [44, 45, 46] demonstraram que é possível aplicar eficazmente a técnica de elementos finitos no desenvolvimento de próteses.

Autores como Gotzen et al. [14], Testti et al. [49], Lennon et al. [25], Yettren [55], Mann et al. [33], Lu et al. [31, [32] e Nuño e Avanzalini [35] estudaram a influência da superfície da haste e a aplicabilidade da técnica de elementos finitos para detectar o insucesso clínico da prótese. Outros como Barrack et al. [2], Verdonschot e Huiskes [50] e Denayer et al. [9] referiram nos seus estudos que as tensões desenvolvidas nas interfaces osso-cimento e cimento-implante na zona proximal são relevantes para o sucesso clínico da artroplastia. Nomeadamente, os picos de tensão podem ser usados para prever o sucesso ou insucesso do implante a longo prazo. Briscoe e Taylor [5] estudaram com um modelo numérico simples o efeito do arrefecimento e aquecimento do cimento antes da introdução da prótese no canal femoral e a influência do processo de polimerização.

3.2| Modelo numérico simples

O modelo simplificado foi concebido tendo como objectivo a determinação da influência da geometria do implante nas tensões desenvolvidas nas interfaces osso-cimento e cimento-implante. Considerou-se um modelo simplificado da construção fémur com prótese de anca cimentada (figura 3.2a). O fémur foi modelado como uma estrutura tubular e a prótese como uma extrusão de uma determinada geometria. A figura 3.2b ilustra o modelo sob a forma de malha de elementos finitos.

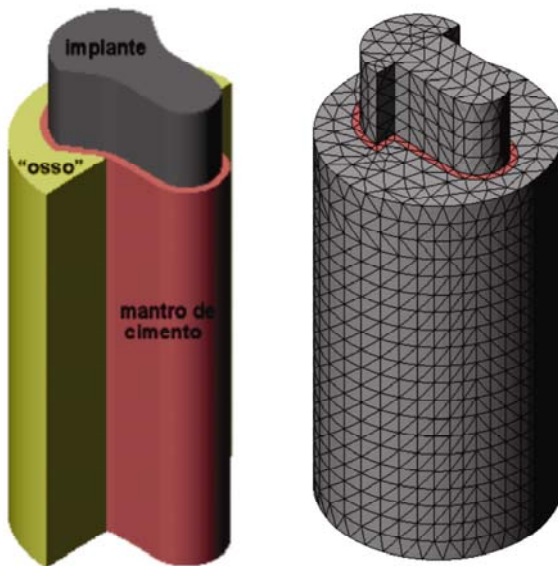


Figura 3.2 – a) Modelo CAD simplificado da artroplastia da anca cimentada; b) malha de elementos finitos

Considerou-se um manto de cimento com uma espessura constante de 2 mm, também utilizada por outros autores como Motanah et al. [34], Barrack et al. [2], Verdonschot e Huiskes [50] e Stolk et al. [41, 42] e que foi definida por estes como a espessura mínima para garantir uma transferência de carga uniforme entre o implante e o osso. Nas secções concebidas, considerou-se geometrias com uma área de contacto aproximadamente igual entre o implante e o cimento.

Considerou-se uma haste de 100 mm de comprimento com secção geométrica constante. Na análise efectuada foram idealizadas 12 secções diferentes, algumas típicas de próteses comercializadas. A figura 3.3 ilustra duas geometrias analisadas que são típicas das próteses Stanmore e Müller Curved.

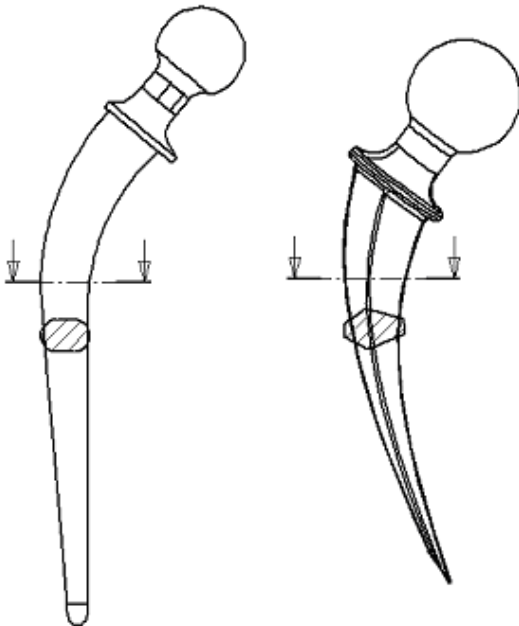


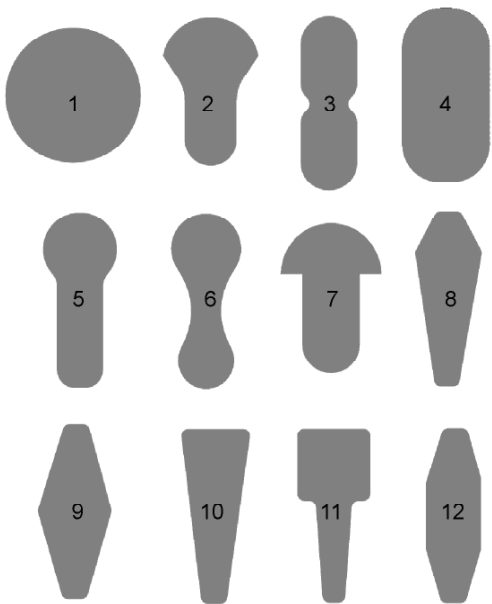
Figura 3.3 – Secções transversais das próteses Stanmore e Müller Curved.

As secções analisadas estão representadas na figura 3.4. A secção #1, relativamente à zona proximal das próteses, é uma secção académica e foi utilizada apenas como referência. Algumas secções foram concebidas tendo em consideração o trabalho publicado pelos autores Crowninshield et al. [7] e Lathan e Goswani [24], que também estudaram a influência da geometria da prótese sobre as tensões no manto de cimento. A concepção das secções foi realizada de forma a que áreas de contacto entre a interface implante-cimento fossem aproximadamente iguais.

A tabela 3.1 contém as áreas e os segundos momentos de área das secções usadas no estudo. Entre parêntesis está representada a diferença percentual das áreas relativamente à secção #1, podendo-se observar uma diferença máxima de -3% para a secção #12.

As simulações numéricas foram todas realizadas através do método de elementos finitos, tendo-se gerado malhas semelhantes em número de nós e elementos. O estudo numérico foi realizado com o software de CAE CosmosWorks® 6 usando malhas de elementos tetraédricos lineares de 4 nós. A tabela 3.2 representa o número de nós e elementos utilizados em cada modelo (conjunto formado pelo implante, cimento e osso). Nesta tabela é possível observar a semelhança do número de elementos e de nós dos respectivos conjuntos.

Tabela 3.1 – Áreas e segundos momentos de área nas três direcções ortogonais..



Secção	Área (mm ²)	Momento de inércia (mm ⁴)		
		xx	yy	zz
1	13774	18399	98800	98800
2	13800 (0.2)	16035	73951	83765
3	13555 (-1.6)	15045	61417	73744
4	13636 (-1.0)	17073	80765	90751
5	13715 (-0.4)	15669	61733	74437
6	13752 (-0.1)	15471	56678	69650
7	13540 (-1.7)	11772	63058	70120
8	13462 (-2.0)	13954	59666	70999
9	13551 (-1.7)	14156	64357	75169
10	13770 (0.0)	14017	57193	68730
11	13820 (0.3)	11505	53146	61787
12	13270 (-3.0)	13559	58879	70077

Figura 3.4 – Representação esquemática das secções analisadas no estudo.

A análise foi realizada assumindo unicamente um carregamento estático. Todavia, sabe-se que a rotura das interfaces e/ou cimento da artroplastia cimentada ocorre por fadiga, nomeadamente através de tensões elevadas originadas estaticamente e por tensões de origem dinâmica provenientes da locomoção do paciente.

As propriedades dos materiais aplicados no modelo estão descritas na tabela 3.3, que foram utilizadas em estudos semelhantes realizados por Davison et al. [8], Simões [39], Kuiper [22], Kuiper e Huiskes [23], Gotzen [14], Barrack [2], Skalski e Domanski [40] e Pyburn e Gowwai [37, [38]. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e de comportamento mecânico linear elástico. Materiais com estas características têm sido utilizados em diversos estudos. É uma limitação assumida, mas tendo

em consideração o objectivo e a natureza comparativa do estudo, a utilização de materiais isotrópicos não altera significativamente os resultados e respectivas conclusões.

Tabela 3.3 – Representação esquemática das secções analisadas no estudo.

Secção	Nós	Elementos
1	24725	16294
2	24131	16200
3	26667	17955
4	29103	19540
5	29302	19898
6	27941	18888
7	24998	16827
8	29621	20076
9	29379	19932
10	28702	19325
11	33310	22595
12	31667	21614

Tabela 3.4 – Representação esquemática das secções analisadas no estudo.

	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Implante	210	0.28
Cimento	3	0.30
Osso	20	0.30

Atendendo à simplificação do problema em causa, tal não se assume relevante nesta fase do projecto. Para o sistema de cargas considerou-se somente a força reactiva da articulação, restringindo o “osso” na sua ponta mais distal. Não foram consideradas as forças provenientes da acção muscular, que naturalmente influenciam todo o sistema biomecânico das forças da anca. Sistemas de forças envolvidas na articulação da anca mais complexos têm sido estudados e utilizados noutros trabalhos por autores [1, 4, 7, 10, 12, 18, 19, 21, 39].

No estudo presente, considerou-se o osso fixo na sua extremidade distal, aplicando-se na zona proximal do implante um sistema de forças normais e tangenciais, momentos flectores e um momento torsor resultantes da força de reacção na articulação. Os valores das forças foram retirados de referências como Simões [39], Kuiper [22], Kuiper e Huiskes [23], Crowninshield et al. [7], Foucher et al. [12], Anneliese et al. [1] e Stolk et al. [44, 45] entre outros. O esquema de forças está representado na figura 3.5.

Os respectivos valores estão identificados na tabela 3.4, que foram obtidos considerando uma força resultante da articulação de 2460 N. Na mesma figura é possível observar a disposição dos aspectos (medial, lateral, anterior e posterior) relativamente ao carregamento aplicado. Todas as secções devem ser consideradas como a da secção da figura 3.5 para identificação dos seus aspectos. A intensidade das forças e dos momentos flectores foram calculados considerando uma distância da cabeça da prótese ao centro da haste do implante de 30 mm. A escolha deste tipo de carregamento prendeu-se com a necessidade de originar estados de tensão complexos, semelhantes aos ocorridos em situações in vivo.

Tabela 3.4 – Valores da intensidade das forças e momentos considerados no sistema de cargas.

Forças	Intensidade	Momentos	Intensidade
Fx	862 N	Mx	-30 N.m
Fy	99 N	My	24131 N.m
Fz	2288 N	Mz	30 N.m

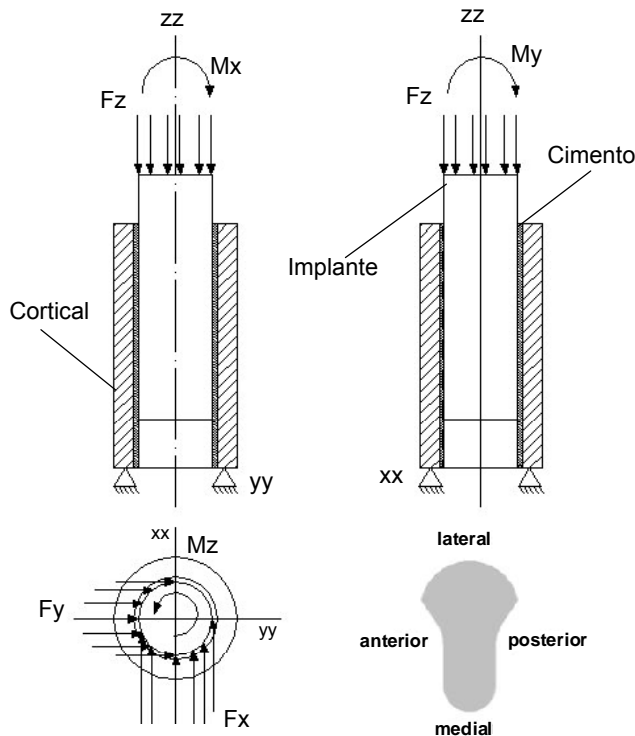


Figura 3.5 – Forças simuladas no carregamento da “prótese”.

Considerou-se a ligação do implante e do osso solidário com o manto de cimento, ou seja, não foi levado em conta qualquer tipo de atrito nas interfaces. Tal facto permite que a carga seja transferida por tensões de tracção, de compressão e de corte nas interfaces.

Os resultados obtidos com estes modelos resumiram-se à obtenção das tensões (principais mínimas e principais máximas) em cada aspecto das interfaces em cerca de 20 nós da malha na interface do manto de cimento. Também se determinou a média das tensões de von Mises e a sua distribuição.

3.3| Tensões nas interfaces e no implante

Apresenta-se em seguida as tensões obtidas nas interfaces osso-cimento e implante-cimento e no implante, nomeadamente as tensões principais máximas (σ_1) e as tensões principais mínimas (σ_3), a sua média e máximo valor absoluto (pico). Para visualizar de forma mais fácil os resultados, colocou-se estrategicamente as secções orgânicas (#1 a #7) em primeiro e depois as de geometria mais rígida (#8 a #12).

3.3.1| Interface implante-cimento

A análise das forças envolvidas sobre a cabeça da prótese de anca mostra que os aspectos lateral e anterior estão sujeitos a esforços predominantemente de tracção; ao contrário, os esforços nos aspectos medial e posterior são marcadamente de compressão. Neste contexto, só se apresenta as tensões σ_1 nos aspectos lateral e anterior e σ_3 nos aspectos medial e posterior.

Na figura 3.6 está representada a tensão principal máxima no aspecto anterior para cada secção. As tensões principais de tracção neste aspecto assumem alguma importância, tendo algumas geometrias provocado picos de tensão muito elevados, da ordem de 25 MPa (secção #12). As tensões médias

são comparativamente muito inferiores. Os resultados também ilustram que as secções mais orgânicas provocam picos de tensão inferiores às mesmas provocadas pelas secções mais rígidas. O mesmo se verificou para a média das tensões, embora algumas secções mais rígidas, como a secção #11, tenham induzido tensões médias mais baixas.

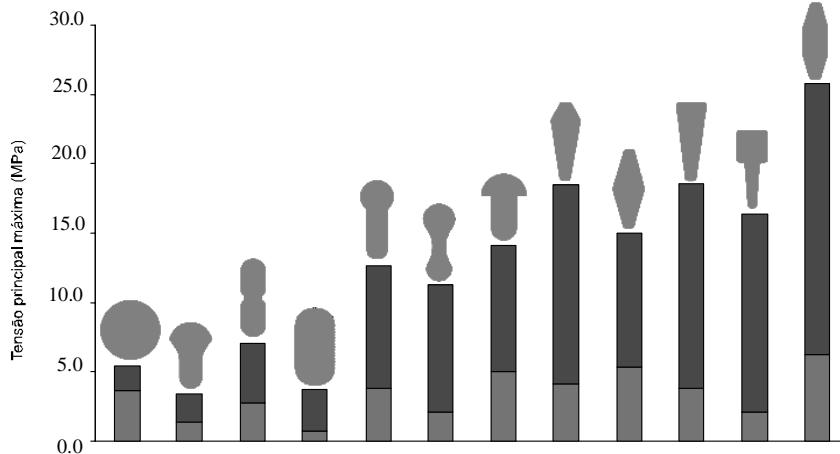


Figura 3.6 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto anterior.

A figura 3.7 ilustra as tensões principais máximas no aspecto lateral da interface. Neste aspecto, as tensões assumem alguma relevância, apresentado a secção #8 o maior pico de tensão, cerca de 10 MPa. Também se pode observar diferenças entre os níveis de tensão provocadas pelas secções orgânicas e rígidas, principalmente ao nível da tensão média. De salientar a importância da geometria do implante neste aspecto, sendo as geometrias orgânicas na parte lateral mais adequadas, pelo menos foram as que provocaram tensões mais baixas.

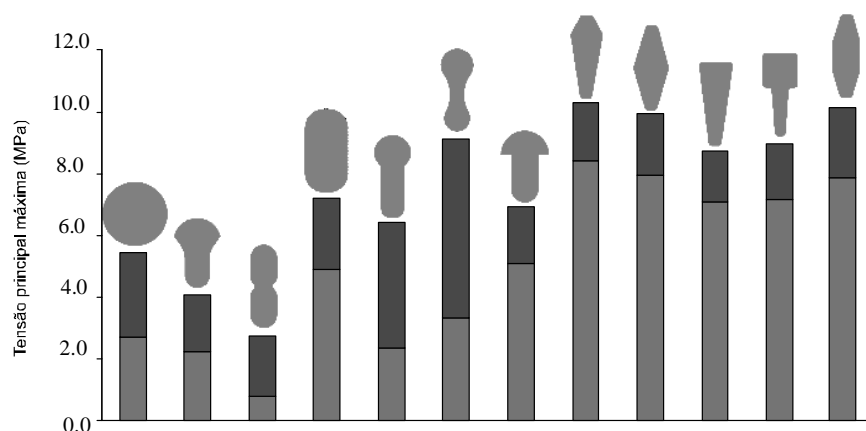


Figura 3.7 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto lateral.

Relativamente aos outros resultados verificados nos aspectos posterior e medial, não se apresentam os mesmos graficamente pelo facto da intensidade da tensão principal máxima (máximo de 3.8 MPa na secção #1) observada em cada secção ter sido irrelevante, quando comparada com as tensões obtidas nos aspectos anterior e lateral.

Conclui-se que ainda que a tensão média instalada nesta interface seja inferior a 1 MPa para todas as secções. As tensões principais máximas de tracção verificadas no aspecto medial mostraram tensões médias de pequena amplitude e picos de tensão da ordem de 6.5 MPa para as secções menos orgânicas (secções #8 a #12). Neste aspecto diferencia-se claramente o comportamento entre as

geometrias orgânicas e as rígidas. Aparentemente, as geometrias do tipo orgânico são as que permitem diminuir os níveis de tensões neste aspecto.

No que diz respeito aos resultados verificados na interface implante-cimento e, considerando as tensões principais máximas (σ_1), estas são mais elevadas nos aspectos lateral e anterior. De facto, foram nestes aspectos que as tensões foram maiores, pico e média, sendo esta última maior no aspecto lateral. Como conclusão principal, pode-se afirmar que os implantes de geometria orgânica provocam, relativamente às de geometria rígida, tensões principais máximas inferiores.

No que se refere às tensões principais mínimas (σ_3) observadas, verificou-se que são particularmente relevantes nos aspectos medial e posterior. A questão consiste em saber que tipo de tensões se devem considerar: as de tracção ou as de compressão? De acordo com Crowninshield et. al. [7], Stig e Norton [47], Lewis [28, 29, 30] e Stolk et al. [41] entre outros, o cimento ósseo (PMMA) de ligação tem uma resistência à rotura em compressão cerca de três vezes superior à mesma em tracção.

Contudo, não é suficiente considerar unicamente as tensões principais máximas como critério de aferição e de diferenciação do comportamento entre próteses. De facto, é necessário ter também em consideração as tensões principais mínimas, pois estas podem ser de intensidade superior ao limite de resistência do cimento em compressão, nomeadamente em fadiga e fluência.

A figura 3.8 ilustra as tensões principais mínimas obtidas na interface no aspecto posterior. Tal como nas figuras anteriores, representa-se o pico e a média das tensões. Os resultados do gráfico mostram elevadas tensões de compressão instaladas. A tensão de maior intensidade (em valor absoluto) foi de cerca de 16 MPa (secção #4). As diferenças percentuais entre o pico e a tensão média são aproximadamente constantes para todas as secções. Tal como anteriormente, as geometrias rígidas provocaram tensões mais elevadas.

As tensões principais mínimas na interface no aspecto anterior foram de baixa intensidade, logo não são de considerar na concepção do implante. Esta é uma região da interface solicitada em tracção, sendo as tensões de compressão muito inferiores. Mesmo assim, foi possível discernir diferenças claras entre implantes orgânicos e rígidos.

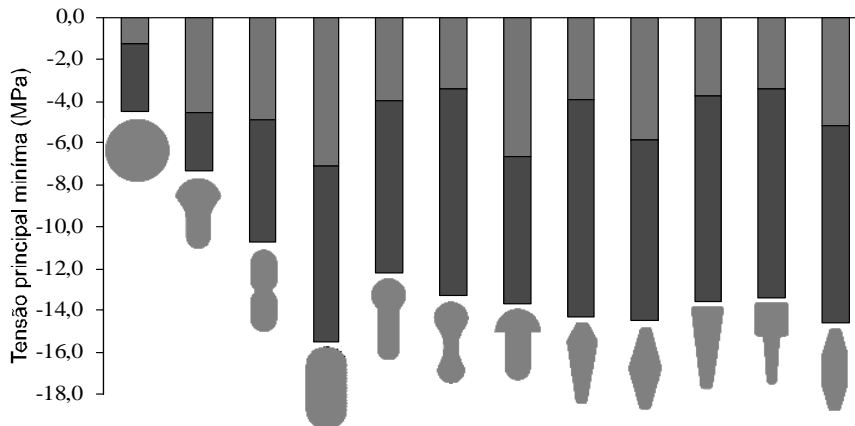


Figura 3.8 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto posterior.

As tensões principais mínimas na interface lateral foram aproximadamente iguais para todos os tipos de geometria e de baixa intensidade, tal como no aspecto anterior. Contudo, é de referir que os picos de tensão observados nesta interface, em relação à tensão média, foram bastante elevados.

A figura 3.9 representa as tensões principais mínimas na interface no aspecto medial. As tensões são de elevada intensidade, apresentando a secção #12 um mínimo de -15 MPa. Ao contrário dos outros aspectos, a tensão média é mais elevada, sendo a sua diferença para o seu pico baixa. Tal como no

aspecto lateral e posterior, também é possível observar diferenças de níveis de tensão entre as secções orgânicas e as rígidas. É de salientar o comportamento das secções #5 e #6, que apresentando tensões médias muito inferiores às restantes, permitem especular sobre se a forma da superfície côncava será mais adequada para provocar tensões principais mínimas mais baixas?

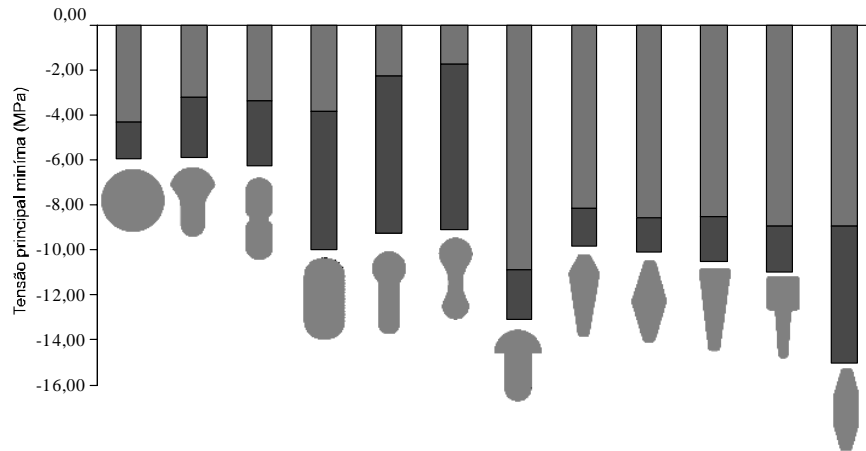


Figura 3.9 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto medial.

No que se refere à interface implante-cimento estudada e considerando as tensões principais máximas e mínimas, podemos concluir que:

- a geometria do implante desempenha um papel importante na geração do campo de tensões na interface e na intensidade das tensões;
- as tensões principais de tração são relevantes nos aspectos anterior e lateral;
- as tensões principais de compressão assumem relevância nos aspectos medial e posterior;
- a geometria da superfície no aspecto medial e lateral deve ser orgânica do tipo côncava;
- as secções #2, #3 e #4 provocaram tensões principais máximas mais baixas na interface implante-cimento;
- as secções #2 e #3 apresentaram o melhor comportamento em relação à tensão principal mínima;
- aparentemente, existe uma relação entre o pico das tensões e a geometria da secção. As mais orgânicas provocaram níveis de tensão inferiores.

3.3.2] Interface cimento-osso

Como foi referido, as tensões desenvolvidas nas interfaces implante–cimento e cimento-osso podem ser relevantes, ou não, dependendo da resistência dos materiais que materializam a construção fémur-cimento-prótese e das tensões desenvolvidas nestas interfaces, que dependem da geometria do implante.

A maioria dos estudos mostram que as tensões na interface implante–cimento são as mais relevantes na artroplastia cimentada. Contudo, determinadas geometrias de prótese de anca podem provocar a rotura da ligação na interface cimento-osso. Neste sentido, também se determinou as tensões provocadas pelas diferentes geometrias nesta interface. Só se apresenta graficamente as tensões mais relevantes.

A figura 3.10 mostra as tensões principais máximas no aspecto anterior da interface. Algumas secções apresentam valores máximos (pico) de tensão elevados, se considerarmos que estamos perante uma estrutura óssea de baixa resistência, nomeadamente à fadiga. As tensões médias variam

entre 0.5 e 1 MPa. Excluindo as secções #2 e #3, pode-se observar uma diferença entre a média e o pico de tensão constante para as restantes secções.

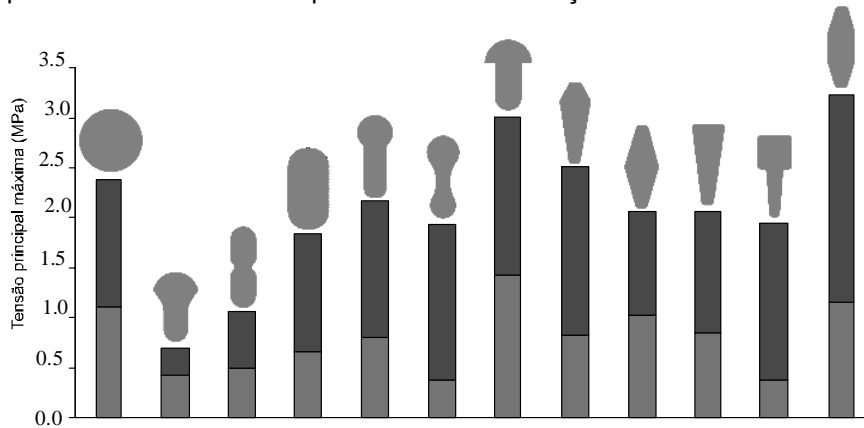


Figura 3.10 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto anterior.

Na figura 3.11 encontra-se representada a tensão principal máxima na interface do aspecto lateral. As tensões obtidas para as secções mais rígidas foram de intensidade considerável, com um pico máximo de 8.2 MPa (secção #7) e uma tensão média da ordem de 2.0 MPa nas restantes. Neste aspecto foi possível constatar diferenças acentuadas de comportamento entre as secções orgânicas (secção #1 a #6) e as outras.

O facto das “próteses” de geometria rígida terem provocado tensões elevadas na interface cimento-osso do aspecto lateral pode em parte ser a resposta ao menor desempenho das próteses cimentadas, nomeadamente as semelhantes à prótese de anca de Müller Curved, que apresenta uma secção transversal semelhante à da secção #9 usada no estudo.

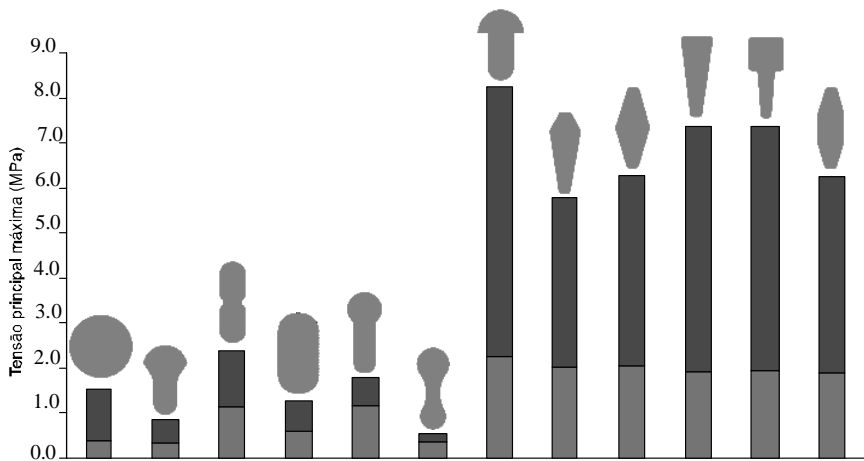


Figura 3.11 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto lateral.

As tensões principais máximas na interface do aspecto posterior não variaram significativamente com a secção, o que não aconteceu com os picos de tensão que parece dependerem do tipo de geometria. As tensões médias foram muito baixas (máximo de cerca de 0.6 MPa para a secção #7). Quanto aos picos de tensão, o valor máximo foi obtido com a secção #4 com cerca de 1.8 MPa.

Os resultados também mostram alguma heterogeneidade entre o tipo de geometria e o pico da tensão principal máxima. Na interface medial, as tensões médias não foram significativamente diferentes. No

que diz respeito aos picos de tensão, as geometrias mais rígidas provocaram tensões mais elevadas. Foi possível observar uma diferença acentuada ao nível de tensão máxima entre as secções orgânicas e as rígidas.

A figura 3.12 ilustra as tensões principais mínimas desenvolvidas na interface posterior. Nesta, não se conseguiu distinguir qualquer relação entre a média ou pico das tensões com as geometrias. Contrariando a tendência observada, alguns implantes de geometria rígida provocaram tensões mais baixas.

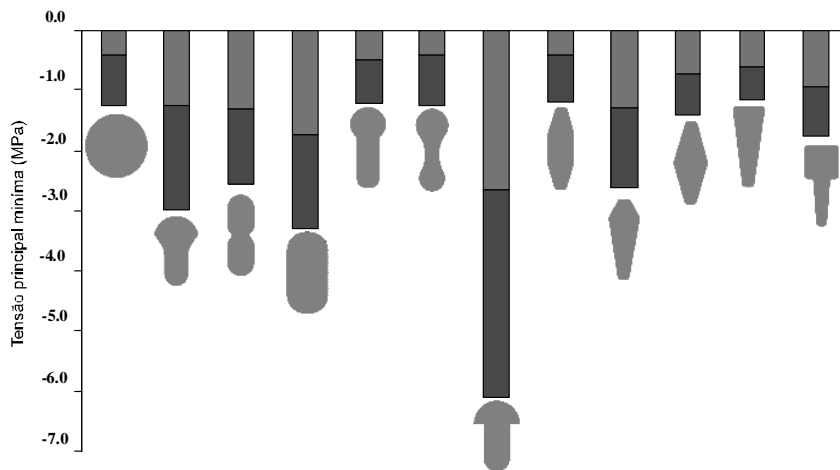


Figura 3.12 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto posterior.

Na figura 3.13 representa-se a tensão principal mínima na interface no aspecto medial. As tensões foram elevadas, atingindo um pico mínimo de -9.5 MPa (secção #7). As tensões médias também foram consideráveis. Neste aspecto, as geometrias orgânicas provocaram picos de tensão inferiores, sendo de destacar, nesta perspectiva, as geometrias #5 e #6.

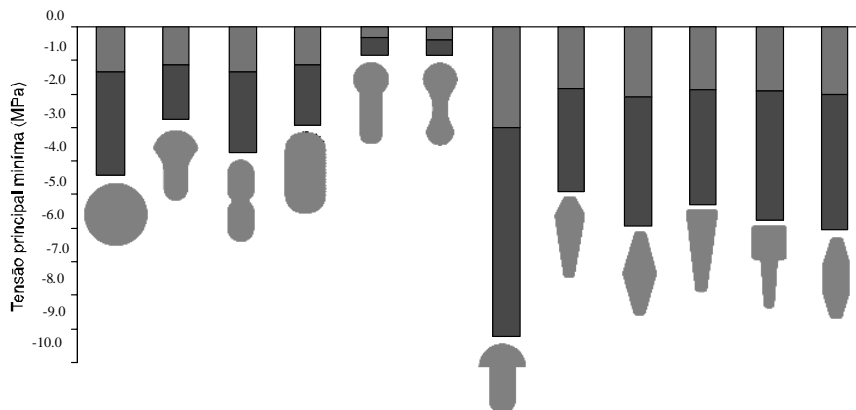


Figura 3.13 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto medial.

As tensões na interface anterior foram reduzidas, quer em termos de pico (máximo de -1.5 MPa na secção #8), quer em termos de tensão média. As tensões na interface no aspecto lateral também foram muito reduzidas, com picos da ordem de -2.4 MPa (secção #1) e médias inferiores a -1 MPa.

Da análise dos resultados patentes nos diversos gráficos apresentados referentes às tensões desenvolvidas nos diferentes aspectos da interface cimento-osso pode-se concluir que:

- as tensões principais máximas variam com a geometria do implante;

- é de realçar a importância das tensões em todos os aspectos, com especial relevância no aspecto lateral onde se verificou um pico de tensão da ordem de 8 MPa, tensão muito elevada se atendermos à fragilidade dos materiais que materializam a interface em causa;
- tal como na interface implante-cimento, observou-se que as formas orgânicas provocam tensões inferiores, indiciando alguma relação com os segundos momentos de área das geometrias;
- de uma forma geral, a média das tensões foi muito semelhante para quase todas as geometrias. As diferenças foram mais acentuadas relativamente aos picos de tensão;
- as tensões mínimas médias foram relativamente baixas. Contudo, o pico de tensão atingiu nalguns casos 5 vezes a sua tensão média;
- as secções que apresentaram os melhores comportamentos relativamente à tensão principal máxima na interface foram as secções #2, #3 e #4;
- tal como na interface implante-cimento, as tensões principais mínimas são relevantes nos aspectos posterior e medial e as tensões principais máximas nos aspectos anterior e lateral;

A observação final que se pode fazer relativamente aos resultados obtidos é de que as próteses devem apresentar geometrias orgânicas, em especial nos aspectos medial e lateral.

3.3.3] Tensões no implante

A fractura da haste femoral é actualmente caso raro, e caso ocorra, depende dos níveis de tensão instalados. Embora não sendo um factor relevante neste estudo, atendendo à simplicidade do modelo, determinou-se para os implantes simulados a tensão máxima instalada com o objectivo de averiguar a existência, ou não, de alguma relação entre a geometria da haste e a tensão instalada.

A figura 3.14 representa as tensões principais máximas verificadas nos implantes. Como se pode observar, as tensões dependem da geometria do implante, apresentando a secção #2 a tensão mais baixa. A secção #11 apresentou a tensão mais elevada, da ordem de 50 MPa, ou seja, cerca de 4 vezes superior à verificada na secção #2, que foi de 12 MPa.

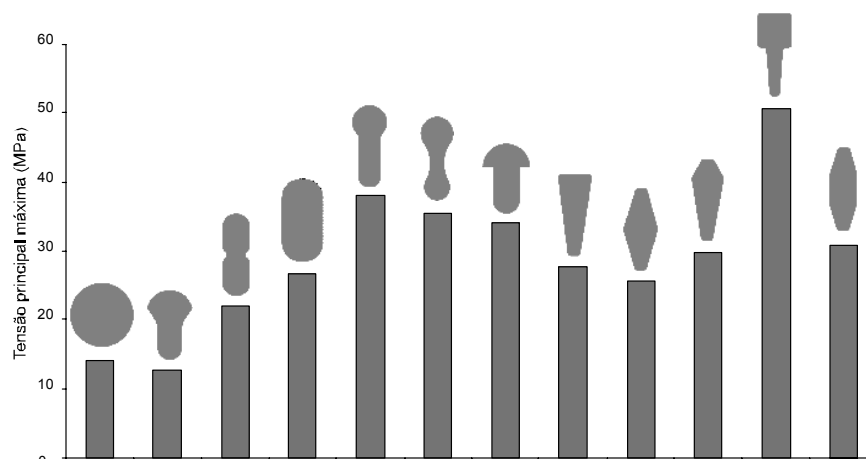


Figura 3.14 – Tensão principal máxima no implante.

A selecção das geometrias de melhor desempenho pode ser tarefa complexa devido à quantidade de variáveis envolvidas. Uma forma para seleccionar o melhor implante consiste em obter a distribuição das tensões a que está sujeito todo o conjunto (fémur-cimento), podendo-se desprezar o implante, visto que as tensões instaladas neste, comparativamente às instaladas no osso e no manto de cimento, serem pouco significativas.

Determinou-se a distribuição de um coeficiente de segurança (cs) do conjunto osso-cimento, admitindo uma tensão de rotura para o cimento de 30 MPa, valor referido nos trabalhos de Crowninshield et al. [7], Nuño e Avanzalini [35], Barrack [2] Lewis et al. [28]. Para o efeito, considerou-se o critério de rotura de von Mises, sendo o cs determinado pelo quociente da tensão de rotura sobre a tensão equivalente. A figura 3.15 ilustra a distribuição do cs sob a forma de um padrão de cores.

Nos padrões da figura é possível observar que a geometria da secção #2 apresenta o cs mais elevado (1.6), seguindo-se o da secção #4 (1.2). Nesta análise não se considerou o cs da secção #1. A geometria circular é mais típica na zona distal das próteses de anca e o resultado relativamente ao cs pode indicar vantagens deste tipo de geometria nesta zona do implante.

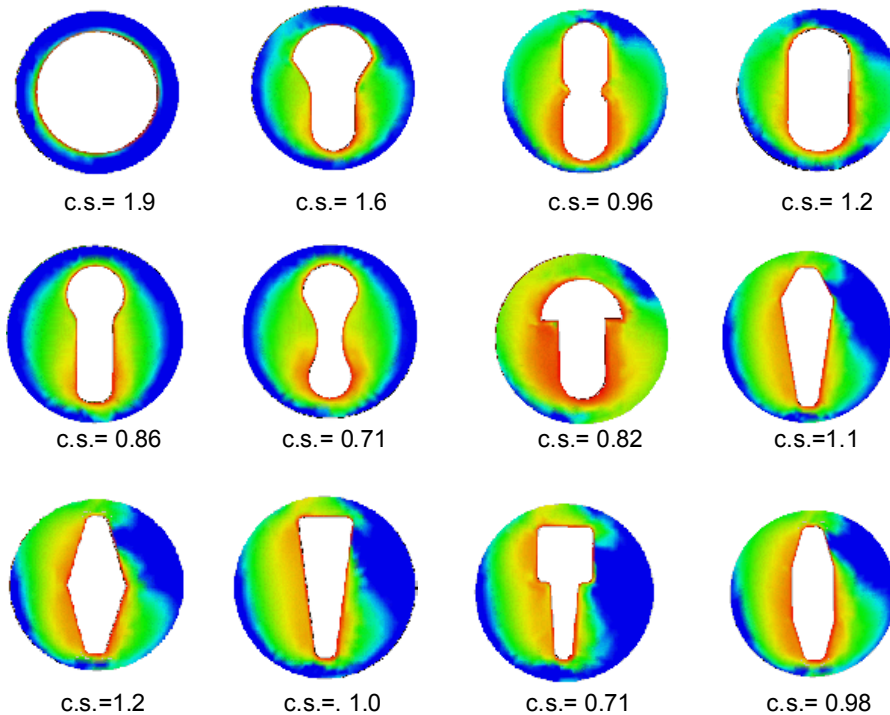


Figura 3.15 – Representação do padrão do cs no conjunto osso-cimento (máximo a azul; mínimo a vermelho).

O padrão de cores é elucidativo, sendo as zonas mais solicitadas a vermelho, de menor cs, e as zonas a azul as de menor solicitação. Considerando a quantidade de área mais solicitada (vermelho), pode-se observar pela figura 3.15 que as secções #6 e #11 apresentam-se como sendo as piores, provocando elevados níveis de tensões no meio circundante.

As secções mais orgânicas apresentam um padrão mais uniforme da carga (secção #1 a #6). O mesmo não se observou para as geometrias rígidas (secção #7 a #12), que apresentam uma zona menos solicitada (a azul) no aspecto posterior e de maior solicitação no aspecto anterior. As secções de geometria mais rígida provocaram em torno do implante tensões mais elevadas, ou seja, o manto de cimento apresenta-se sob um estado de tensão mais propenso à rotura.

3.3.4| Áreas em tracção e compressão

Pela análise do modo de distribuição da carga foi possível conceber geometrias mais adequadas para reduzir os níveis de tensão no cimento. Para a artroplastia cimentada é importante analisar as regiões do cimento que estarão sob tracção e compressão. Como o cimento resiste mais em compressão, cerca de 3 vezes mais [29, 30], é de todo o interesse conceber geometrias que possam provocar um estado de tensão predominantemente de compressão e de níveis abaixo do limite de resistência à fadiga do cimento. No caso presente, determinou-se para todas as geometrias analisadas as áreas do manto de cimento e do osso em compressão e tracção nas zonas proximal e distal. Crowninshield et. al. [7] realizaram estudo idêntico, tendo considerado o cimento com uma resistência em compressão 3 vezes superior à de tracção. A tensão de rotura do cimento em compressão pode rondar os 70 MPa [6, 20, 44, 45, 50].

Com o objectivo de calcular as áreas do manto de cimento e do osso em compressão e tracção, foram retiradas imagens de secções a 20 mm e 60 mm da zona proximal do conjunto como mostra a figura 3.16.

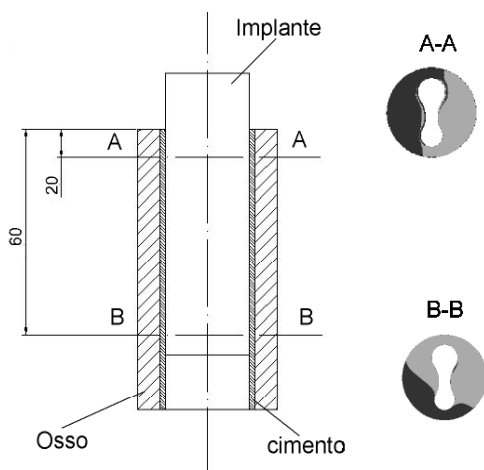


Figura 3.16 – Secções onde foram analisadas as áreas em compressão e tracção.

As áreas em compressão e tracção das secções do conjunto a 20 mm da ponta proximal do osso estão representadas na figura 3.17. Nesta figura é possível observar a influência que a geometria do implante têm na caracterização das zonas sob tracção (preto) e compressão (cinzento) e a sua posição relativamente ao implante. As secções #1, #8, #9, #10 e #12 apresentam uma área sob tracção (preto) no aspecto anterior-lateral. A secção #11 apresenta praticamente a zona lateral em tracção e de menor área relativamente às restantes. As secções #2, #3, #5 e #6 apresentam praticamente todo o aspecto anterior em tracção.

As áreas sob tracção e compressão foram obtidas com auxílio de um programa realizado em Matlab® 6. O programa permite ler imagens e contar o número de pixels a preto e/ou a cinzento, calculando desta forma as percentagens de área em tracção e compressão.

A figura 3.18 mostra sob a forma de gráfico de barras a percentagem de área em compressão. É possível observar que esta percentagem depende do tipo de geometria, apresentando a geometria da secção #11 uma percentagem de 69% e a secção #6 uma percentagem de 49%, ou seja, uma diferença de 20% entre as geometrias que provocaram a maior e a menor área em compressão.

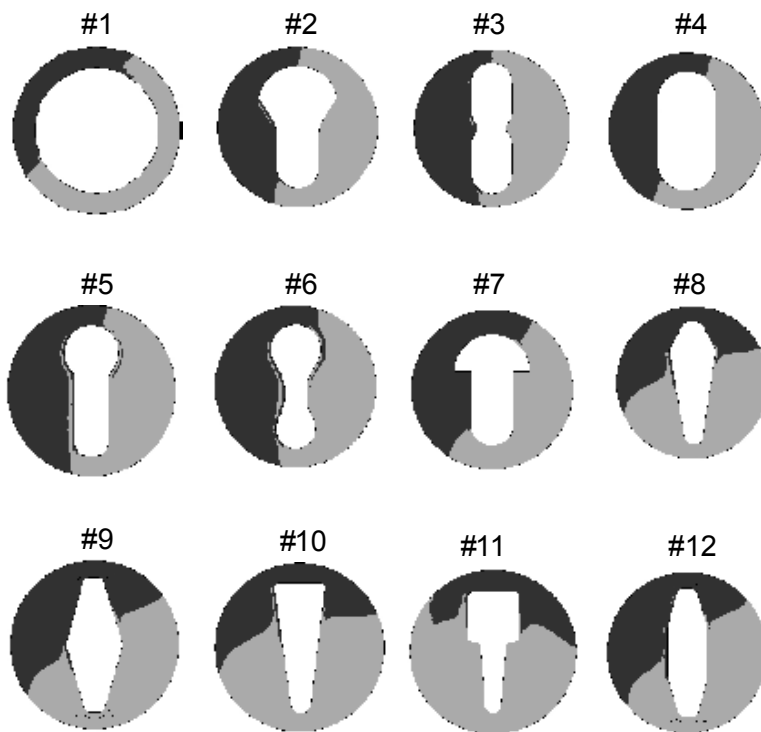


Figura 3.17 – Representação das áreas em tracção (preto) e compressão (cinzento) a 20 mm da zona proximal.

Este tipo de resultados deve ser analisado com algum sentido crítico, pois embora uma geometria possa provocar uma elevada área em compressão, o que é desejável, a intensidade das tensões pode também ser demasiado elevada. Este facto foi constatado com a secção #11, que provocou uma área em compressão superior às provocadas pelas outras secções, mas as suas tensões principais mínimas são muito superiores. Estes resultados devem ser confrontados com os níveis das tensões principais mínimas.

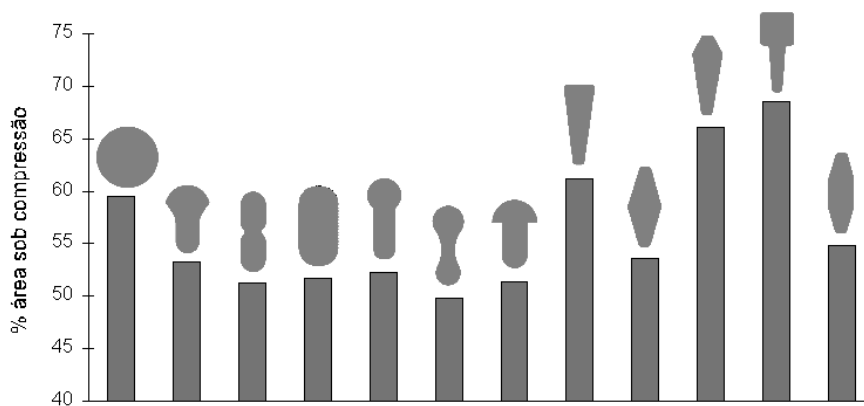


Figura 3.18 – Representação percentual das áreas sob compressão a 20 mm da zona proximal.

De igual modo se apresenta os resultados na secção a 60 mm da zona proximal (figura 3.19). Como se pode observar, relativamente aos resultados da figura 3.17, houve alterações na forma das áreas em compressão e tracção. As secções #1, #5 e #6 apresentaram o aspecto anterior-medial em tracção. As secções #2, #3, #4 e #7 apresentam áreas de tracção no aspecto anterior-lateral, embora

fosse mais pronunciado com a secção #7. As restantes secções, #8 a #12, apresentaram áreas em tracção no aspecto lateral.

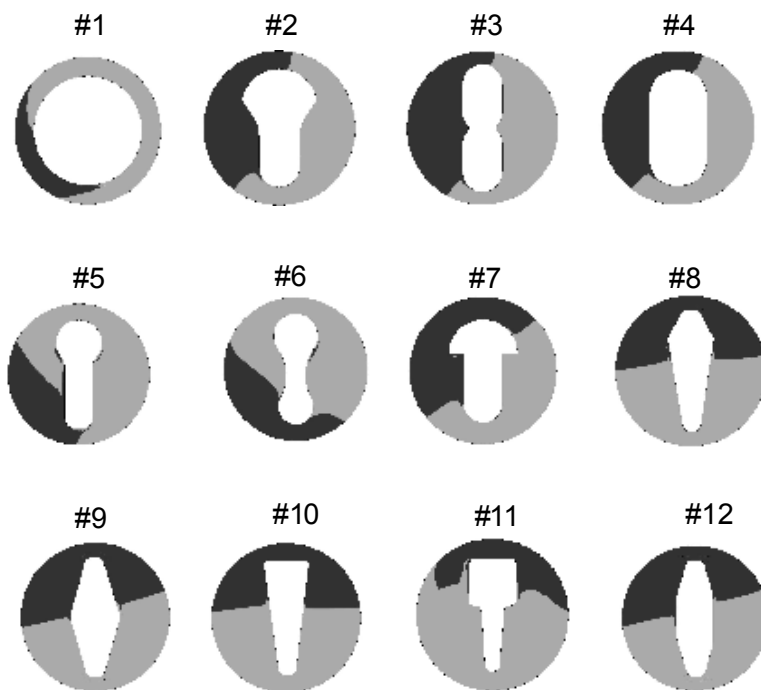


Figura 3.19 – Representação das áreas sob tracção (preto) e compressão (cinzento) a 60 mm da zona proximal.

A figura 3.20 representa a distribuição da percentagem das áreas sob compressão na zona distal. De salientar a percentagem da secção #5 (70%) e da secção #1 (71%). As secções que apresentaram resultados inferiores foram as secções #3 e #7 com cerca de 52%. Consta-se que as percentagens em compressão aumentaram na região distal.

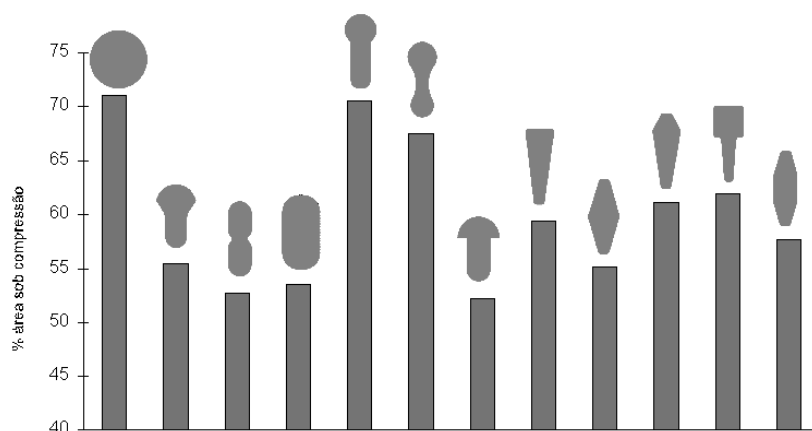


Figura 3.20 – Representação percentual das áreas sob compressão a 60 mm da zona distal.

Comparando as áreas em compressão na zona proximal com a distal do osso, pode-se observar que nas secções #1, #5 e #6 a zona de tracção na parte proximal se situa no aspecto anterior-lateral e na parte distal no aspecto anterior-medial, ou seja, houve uma rotação da zona de tracção.

Comparativamente, as percentagens em compressão foram mais elevadas na região distal do implante. Esta constatação pode levar-nos a concluir que a fractura do manto de cimento é mais susceptível de acontecer na região proximal da prótese de anca por estar mais solicitada em tracção no aspecto lateral-anterior. Este facto tem sido referido em diversos estudos numéricos, experimentais e clínicos [2, 3, 13, 34, 36, 44, 50, 53, 54].

O estudo sobre como o manto de cimento e o osso são solicitados nas zonas proximal e distal do implante evidencia que certas geometrias são mais adequadas que outras, podendo-se concluir que é recomendável uma prótese de anca com diferentes geometrias na zona proximal e distal, contrariamente à filosofia de projecto da prótese Müller Curved (secção #9). Os resultados também mostraram que é desejável uma prótese de anca com uma região distal do tipo circular (secção #1).

3.3.5| Conclusões

O estudo permitiu concluir sobre como a geometria do implante influencia as tensões desenvolvidas nas interfaces implante-cimento e cimento-osso. Com base nas tensões principais mínimas e máximas (média e pico) foi possível observar comportamentos diferenciados, tendo determinadas geometrias provocado tensões mais baixas. A análise baseada unicamente nos resultados apresentados não é *per si* suficiente, pois a análise da média das tensões pode induzir em erros de análise referentes ao problema em estudo. Deste modo, afigura-se como importante conhecer a distribuição do campo de tensões, que será objecto de discussão mais adiante neste capítulo da tese.

A selecção do melhor implante, tendo em consideração as simplificações consideradas no modelo numérico utilizado, é tarefa relativamente complexa. Contudo, com base num qualquer critério é sempre possível seleccionar uma geometria. No caso presente, utilizou-se como parâmetros de comparação as tensões principais mínimas nos aspectos posterior e medial e as tensões principais máximas nos aspectos lateral e anterior. Assim, ordenou-se as secções de acordo com o valor dessas tensões e que foram posteriormente utilizadas na concepção de novas geometrias e estudadas de igual modo às convencionais. Era, nesta fase do trabalho, objectivo obter conclusões que pudessem auxiliar na definição geométrica da nova prótese de anca.

A figura 3.21 representa por ordem crescente as geometrias em função do valor da tensão principal máxima verificada na interface implante-cimento e cimento-osso respectivamente.

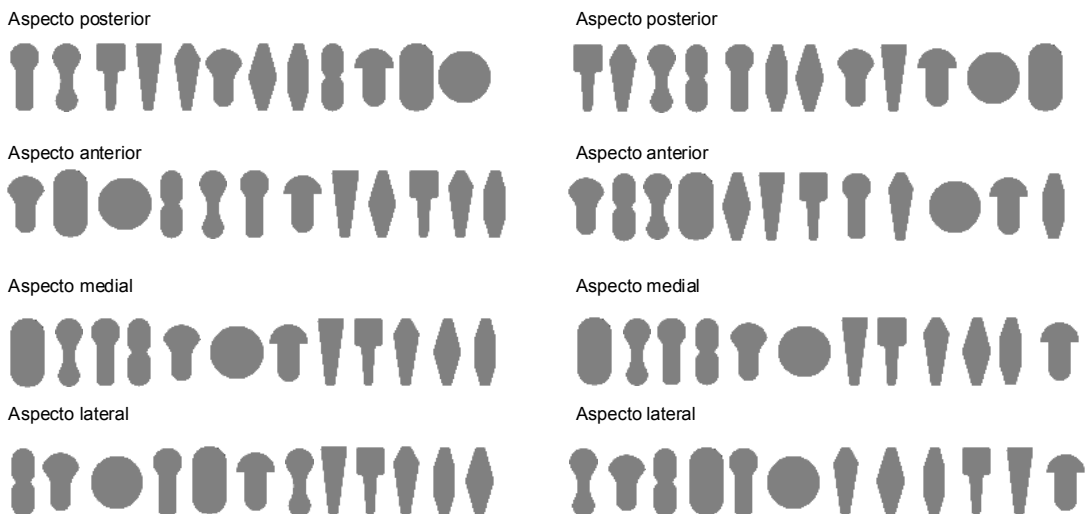


Figura 3.21 – Ordenação das secções em cada aspecto da interface implante-cimento (esquerda) e cimento-osso (direita) em função da tensão principal máxima (valor mais baixo para valor mais alto).

Os resultados da figura espelham o que anteriormente foi descrito: os implantes de geometria orgânica induzem níveis de tensão (média e pico) inferiores relativamente aos implantes rígidos.

Atendendo à relevância das tensões principais mínimas geradas nas interfaces, efectuou-se ordenação idêntica. As tensões principais mínimas na interface implante-cimento e cimento-osso estão representadas na figura 3.22. A ordenação das secções não difere significativamente da ordenação segundo a tensão principal máxima. Em ambas as figuras pode-se observar que as geometrias orgânicas são as mais adequadas para reduzir os níveis de tensões nas interfaces.

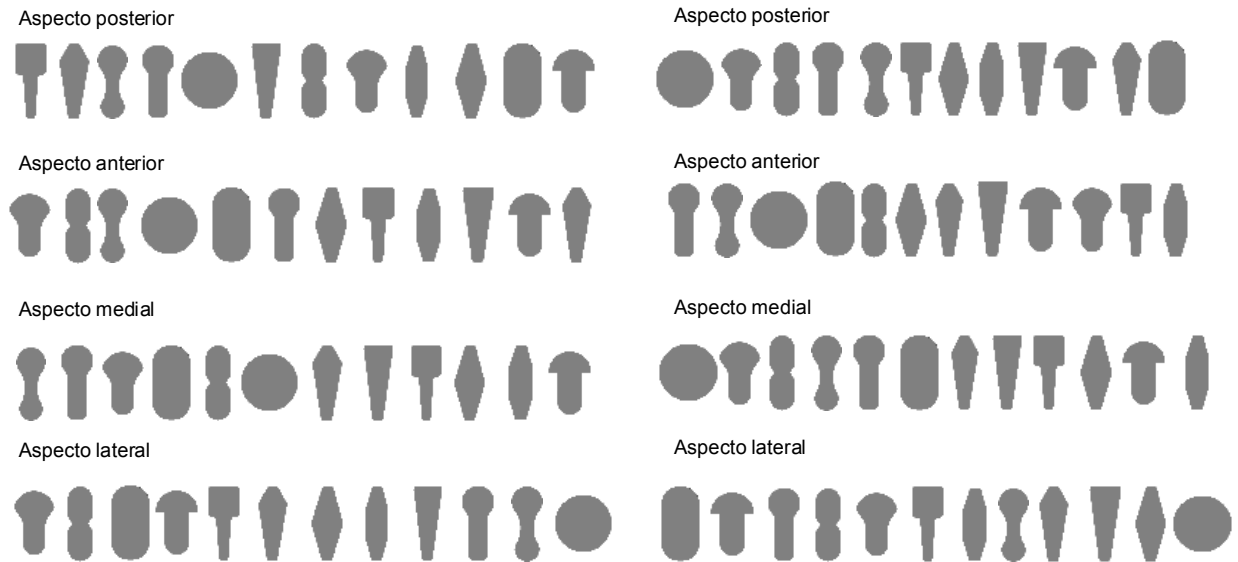


Figura 3.22 – Ordenação das secções em cada aspecto da interface implante-cimento (esquerda) e cimento-osso (direita) em função da tensão principal mínima (valor mais baixo para valor mais alto).

3.4| Concepção de novas geometrias

O estudo realizado com as geometrias ditas convencionais permitiu observar como a geometria do implante define os níveis de tensões nas interfaces. As geometrias orgânicas revelaram-se mais adequadas pelo facto de terem induzido níveis de tensão comparativamente mais baixos. Assim sendo, é lícito perguntar: será possível gerar novas geometrias, com base nas geometrias convencionais, que permitam obter melhores resultados, isto é, reduzir os níveis de tensão?

Para responder à esta pergunta fez-se um estudo que é descrito de seguida e que consistiu na concepção de algumas geometrias visando congregar as melhores características geométricas em cada aspecto da interface, que resultou do estudo anteriormente descrito. O processo de concepção de novas geometrias consistiu na análise, para cada aspecto da interface implante-cimento, das geometrias que induziam picos de tensão mais baixos. Embora não se tenha apresentado no âmbito desta tese a distribuição do campo de tensões, esta foi todavia tida em consideração na elaboração das novas geometrias concebidas e simuladas. Os resultados referentes à forma das distribuições serão apresentados conjuntamente com as mesmas das novas geometrias.

3.4.1| Geometrias concebidas com base na tensão principal máxima

Em função do resultado da ordenação das secções concebeu-se duas novas geometrias, combinando as duas melhores em cada aspecto em função da tensão principal máxima nas duas interfaces. A figura 3.23 ilustra as soluções concebidas (A e B). Estas foram desenhadas combinando as diferentes geometrias escolhidas em cada aspecto onde se verificou os melhores resultados.

Como foi oportunamente referido, as tensões geradas na interface osso-cimento podem ser significativas para determinado tipo de geometria. A literatura refere que os descolamentos das próteses de anca cimentadas ocorrem, na sua grande maioria, na interface prótese-cimento, nomeadamente no aspecto lateral da ligação. Deste modo, o estudo e análise das novas geometrias foi feito considerando somente os resultados obtidos com as convencionais na interface entre o implante e o cimento.

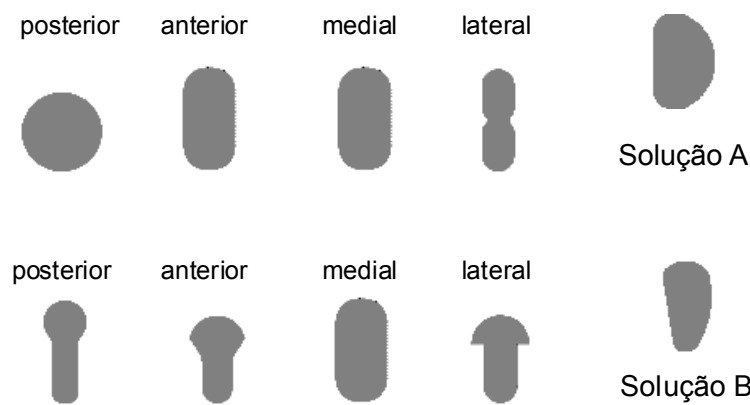


Figura 3.23 – Geometrias concebidas com base nas tensões principais máximas.

3.4.2| Geometrias concebidas com base na tensão principal mínima

Com base nas tensões principais mínimas foram geradas outras duas soluções, designadas por C e D, e que estão representadas na figura 3.24. Estas soluções foram concebidas e testadas pelo facto dos níveis de tensões principais mínimas serem consideráveis nos aspectos medial e posterior.

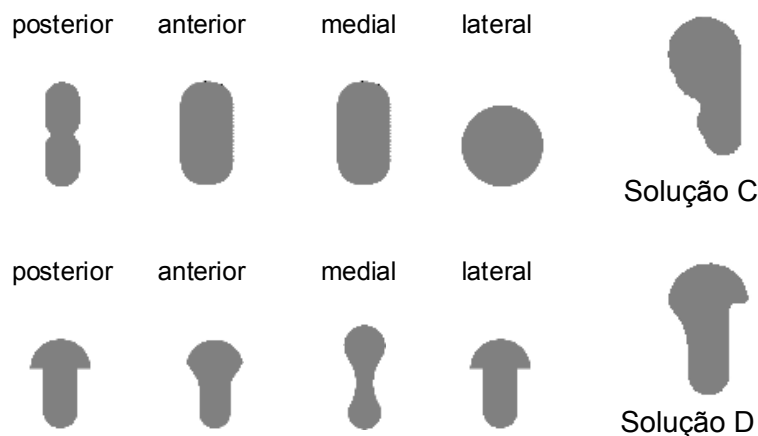


Figura 3.24 – Geometrias concebidas com base nas tensões principais mínimas.

3.4.3| Geometrias com base na combinação das tensões principais máxima e mínima

Tendo em consideração as tensões principais máximas e mínimas na interface implante-cimento, nomeadamente nos aspectos lateral-anterior e medial-posterior, concebeu-se outras duas novas geometrias, ilustradas na figura 3.25. A solução E foi desenvolvida a partir das tensões principais máximas nos aspectos lateral e anterior que correspondem às geometrias da secção #2 e #3. As geometrias dos aspectos medial e posterior dependem das tensões principais mínimas e as que apresentaram melhores resultados foram as secções #1 e #4. Para a solução F seguiu-se igual critério.

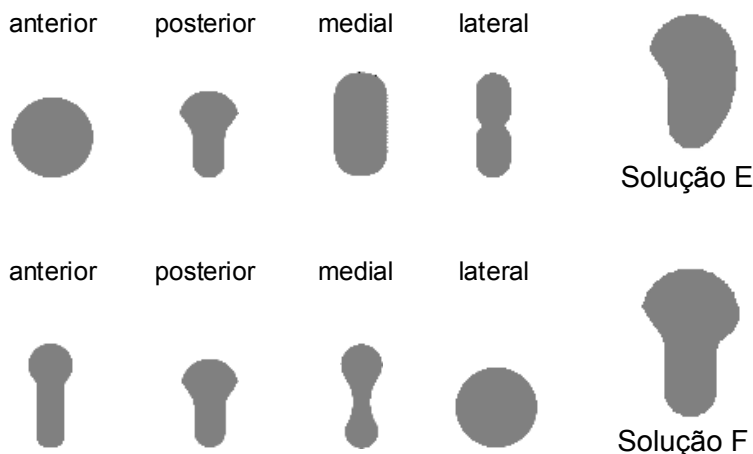


Figura 3.25 – Geometrias concebidas com base nas tensões principais máximas e mínimas.

Na tabela 3.5 encontram-se os dados relevantes referentes às áreas das novas soluções e respectivos segundos momentos de área. Entre parêntesis encontra-se a diferença percentual relativamente ao valor da secção #1. A solução E apresenta uma área menor (-2.2%), mas um maior segundo momento de área segundo os eixos XX e ZZ.

Tabela 3.5 – Áreas e segundos momentos de área nas três direcções ortogonais para as geometrias concebidas.

Solução	Área	Momento de inércia (mm ⁴)		
	(mm ²)	xx	yy	zz
sec_#1	13774	18399	98800	98800
A	13748(0.2)	17519	88085	91154
B	13860(-0.8)	17593	80855	91314
C	13742(0.85)	15834	72429	82810
D	13840(-0.70)	14343	66645	76098
E	14150(-2.2)	18402	86058	95306
F	14026(0.87)	16404	76160	85670

3.5| Tensões nas interfaces e no implante

3.5.1| Interface implante-cimento

De igual modo, as novas geometrias foram analisadas e comparadas como as convencionais. Nos resultados apresentados inclui-se os resultados obtidos com as melhores geometrias convencionais

para cada caso, nomeadamente as geometrias das secções #2, #3, e #4. Também se apresenta o resultado da melhor geometria quando não for nenhuma das anteriormente referidas.

A figura 3.26 ilustra as tensões principais máximas na interface do aspecto anterior. As geometrias A e C apresentaram picos de tensão inferiores à melhor das soluções convencionais. De uma maneira geral, excluindo as geometrias B e #3, a média das tensões foram semelhantes para estas geometrias.

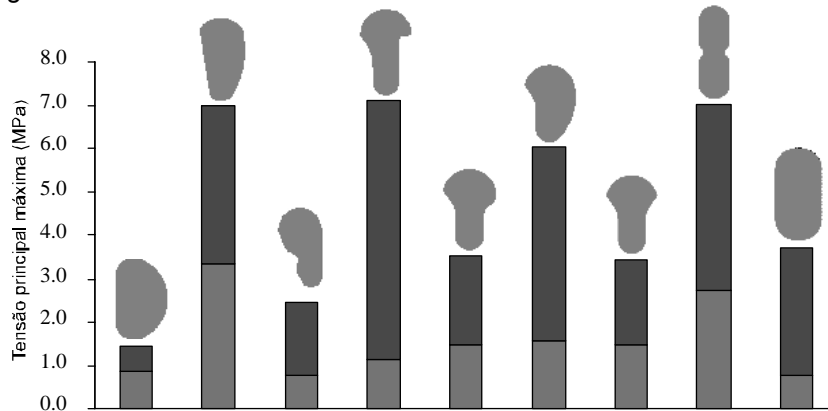


Figura 3.26 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto anterior.

A figura 3.27 ilustra as tensões principais máximas observadas na interface lateral. A geometria B apresentou o pico e a média das tensões mais baixas. É interessante notar que a geometria B desenvolveu uma tensão média praticamente nula. As geometrias E e F provocaram níveis de tensão (pico) similares ao da geometria convencional da secção #3 na interface posterior.

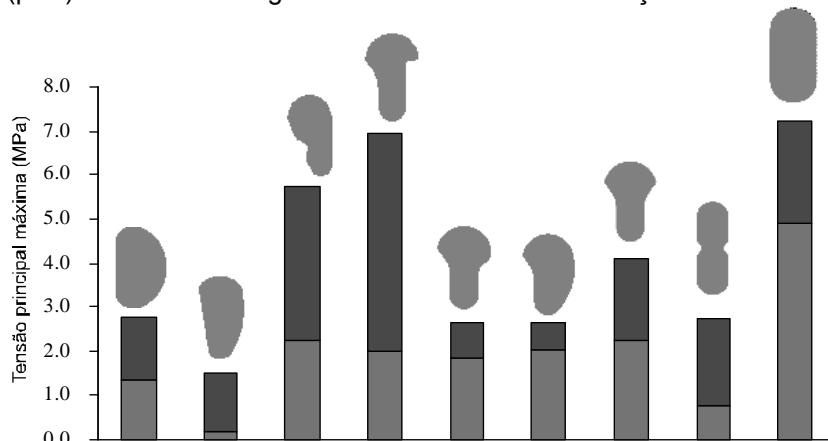


Figura 3.27 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto lateral.

Deve-se notar que a geometria B, concebida com base na análise de tensões principais de máximas, provocou tensões elevadas relativamente às outras secções. É aparentemente um resultado contraditório. Contudo, no aspecto lateral esta secção induziu as tensões mais baixas, o que nos permite supor que é uma geometria adequada para gerar níveis de tensões de tracção baixos no aspecto lateral. A geometria A parece-nos mais adequada para os aspecto anterior.

As tensões médias foram semelhantes para a maioria dos implantes. Relativamente às tensões principias mínimas na interface implante-cimento seguiu-se o mesmo procedimento, analisando as novas geometrias e comparando-as com as três melhores convencionais e com a melhor em cada aspecto. A figura 3.28 ilustra as tensões na interface posterior.

As tensões desenvolvidas nesta interface apresentaram níveis assinaláveis. Aparentemente, os níveis de tensão são demasiado elevados quando se compara com resultados idênticos obtidos por outros autores com modelos tridimensionais da artroplastia cimentada, o que nos leva a concluir que o modelo utilizado é mais penalizante, pelo menos no aspecto posterior. Contudo, tendo em conta a natureza comparativa do estudo, tais resultados apresentam apenas interesse qualitativo, permitindo conclusões que podem ser relevantes para a concepção da nova geometria da prótese cimentada.

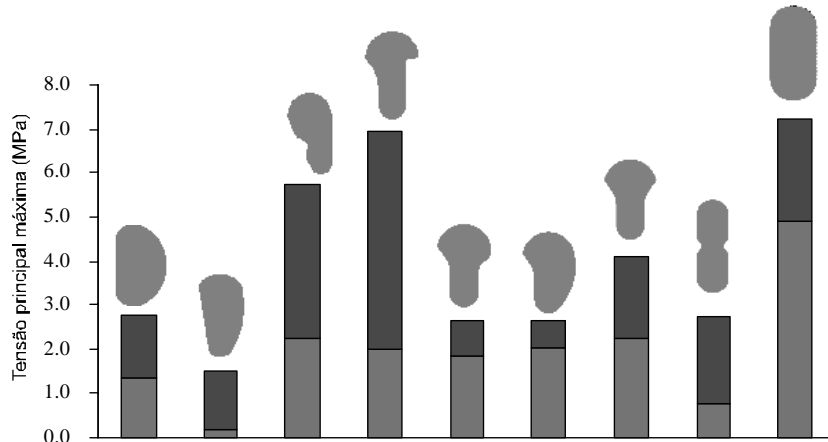


Figura 3.28 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto posterior.

A média e o pico das tensões provocadas pela geometria E foram menores. Atendendo aos níveis das tensões neste aspecto da interface, esta nova geometria apresenta resultados interessantes. É curioso verificar que esta geometria, idêntica à convencional #2, com uma pequena alteração no seu aspecto posterior permitiu reduzir a média das tensões em mais de 1 MPa.

As tensões principais mínimas na interface anterior não são críticas. Mesmo assim, algumas geometrias concebidas apresentaram comportamento semelhante às melhores convencionais. As tensões principais mínimas no aspecto lateral e anterior foram baixas. Nesta interface, como oportunamente se referiu, as tensões principais máximas assumem-se como as mais relevantes. Mesmo assim, a geometria E apresentou o pico de tensão mais baixo e a tensão média semelhante à melhor convencional.

A figura 3.29 ilustra as tensões mínimas observadas na interface medial e são relevantes. A geometria que provocou as tensões mais baixas foi a E. Esta geometria parece ser adequada para reduzir os níveis de tensão em compressão.

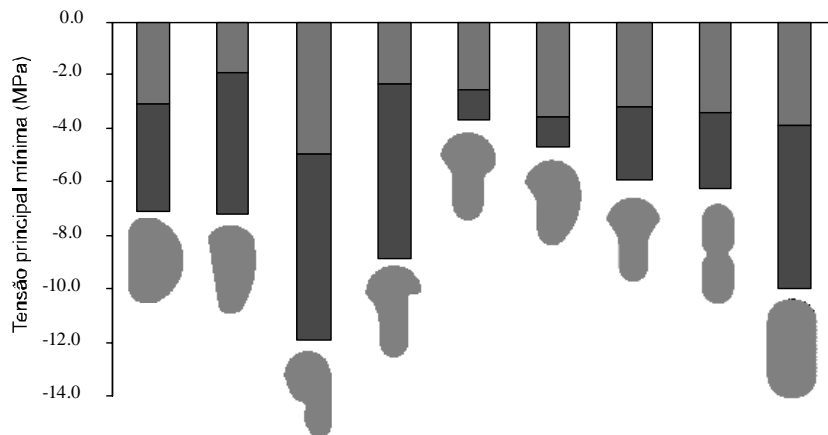


Figura 3.29 – Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface implante-cimento no aspecto medial.

No que diz respeito à análise efectuada na interface implante–cimento, constata-se que as novas geometrias permitiram reduzir os níveis de tensão, resultado da conjugação das melhores características das geometrias convencionais em cada aspecto da interface implante–cimento.

No que diz respeito à tensão principal máxima, globalmente a geometria B foi a melhor, tendo provocado os valores de tensão mais baixos (média e pico). Esta geometria gerou resultados extremamente interessantes, nomeadamente no que se refere às tensões médias que foram muito próximas de zero. Contudo, convém ressaltar o comportamento da geometria A no aspecto anterior, que foi melhor que o da geometria B. Mas, como oportunamente foi referido, é necessário analisar a forma da distribuição das tensões, que no caso em discussão não é relevante por se verificar que o valor de pico também é baixo. No que diz respeito às tensões principais mínimas, a geometria E apresenta-se como a melhor, provocando as tensões mais baixas na interface posterior e medial. Deste modo, a geometria B parece ser a mais adequada para as zonas de interface em tracção e a geometria E para as zonas da interface em compressão. Uma geometria de compromisso entre estas duas geometrias poderá resultar numa prótese com bom desempenho estrutural.

3.5.2| Interface cimento-osso

Como referido, aparentemente a interface cimento–osso não é a mais susceptível de rotura pelo níveis de tensões aí verificados. Contudo, fez-se idêntica análise à realizada para a interface implante–cimento.

Na figura 3.30 ilustra-se as tensões verificadas na interface do aspecto anterior. Embora se observe diferenças, mais ao nível do pico das tensões, estas não são significativas se atendermos ao facto das tensões serem inferiores a 2 MPa.

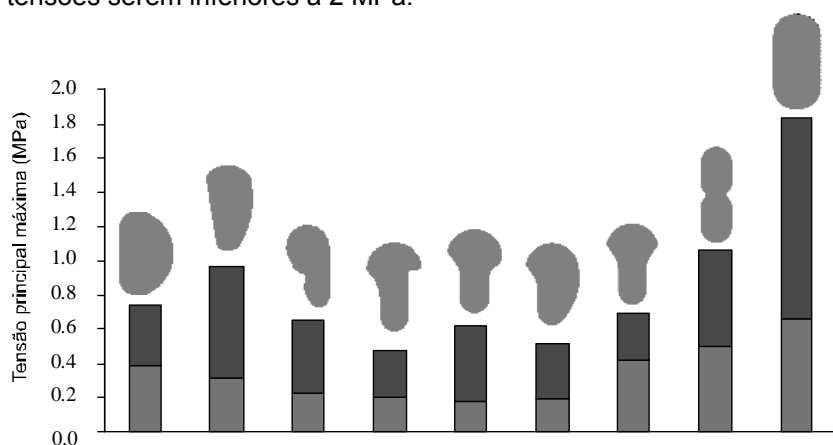


Figura 3.30 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto anterior.

A tensão principal máxima verificada na interface lateral está ilustrada na figura 3.31. As tensões verificadas com as geometrias A e D foram inferiores às obtidas com a melhor das geometrias convencionais (secção #6).

Os níveis de tensões no aspecto posterior foram baixos. A geometria E provocou tensões idênticas à melhor convencional (secção #11). Não deixa de ser curioso que duas geometrias com características tão diferentes tenham provocado níveis de tensão semelhantes. No aspecto medial, as tensões obtidas com as geometrias C, D, E e F foram inferiores às restantes, nomeadamente a tensão média, que no caso da geometria B foi de cerca de 4 vezes inferior à da melhor convencional. As tensões

principais máximas nesta interface não parecem ser relevantes, quando comparadas com idênticas desenvolvidas na interface implante–cimento.

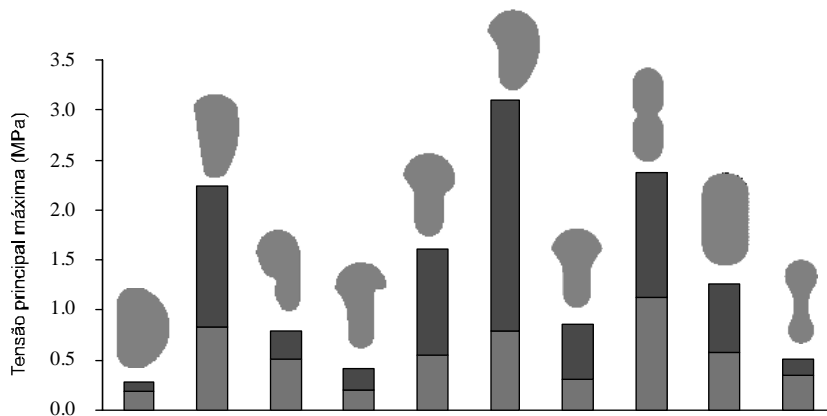


Figura 3.31 – Tensão principal máxima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto lateral.

Os gráficos das tensões principais mínimas estão ilustrados nas figuras seguintes. A figura 3.32 ilustra as tensões na interface no aspecto posterior, onde se pode verificar que as geometrias D e F provocaram tensões inferiores às obtidas pelas melhores geometrias convencionais.

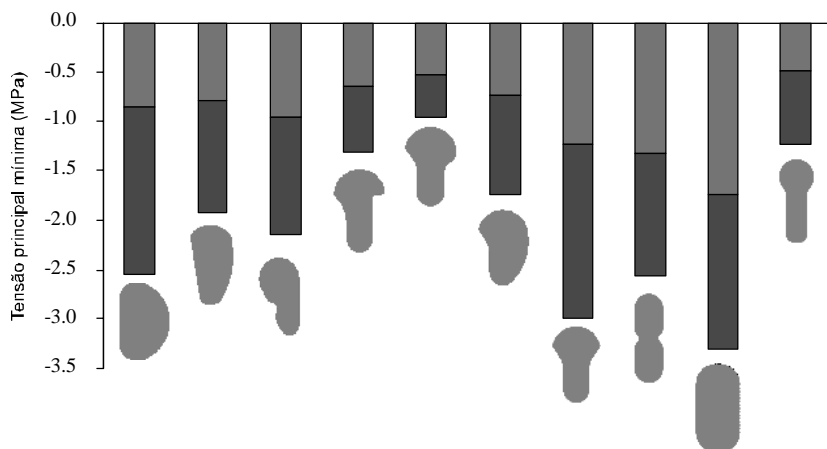


Figura 3.32 - Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto posterior.

Na interface anterior, embora se tenha observado um comportamento diferenciado entre as geometrias simuladas, tal não se afigura como relevante pelo facto dos picos de tensão serem inferiores a -1.8 MPa. As tensões na interface lateral mostram que as geometrias E e F geram comportamentos semelhantes às melhores convencionais.

A figura 3.33 ilustra as tensões na interface medial. As geometrias A, B, e D apresentaram picos de tensão inferiores às melhores convencionais. A geometria convencional de secção #5 provocou uma tensão média inferior.

Os resultados das tensões na interface cimento-osso podem ser relevantes numa simulação mais realística da artoplastia cimentada. No estudo presente, e comparando as tensões neste tipo de interface com as mesmas desenvolvidas na interface implante-cimento, pode-se concluir que as primeiras não parecem ser relevantes para a concepção da nova prótese. Todavia, tal constatação carece de ser confirmada com modelos mais fiáveis de análise.

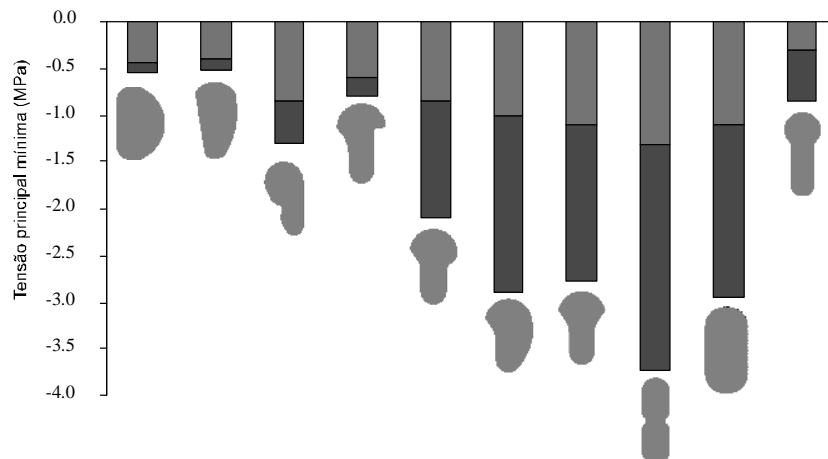


Figura 3.33 - Tensão principal mínima (pico e média) observada na interface cimento-osso no aspecto medial.

Reportando-nos aos objectivos desta parte do estudo, observou-se que, à semelhança do que aconteceu na interface implante-cimento, as geometrias concebidas permitiram gerar tensões inferiores às melhores convencionais. É de realçar o comportamento das geometrias A, B e E, que provocaram reduções significativas de tensões em todos os aspectos da construção osso – implante cimentado.

3.5.3| Tensões nos implantes

A figura 3.34 ilustra as tensões principais máximas desenvolvidas pelas novas geometrias em comparação com as três melhores geometrias convencionais. As geometrias concebidas apresentaram comparativamente tensões inferiores a 18 MPa. As geometrias A, B e E apresentaram as tensões mais baixas de 10.6, 11.6 e 11.2 MPa respectivamente.

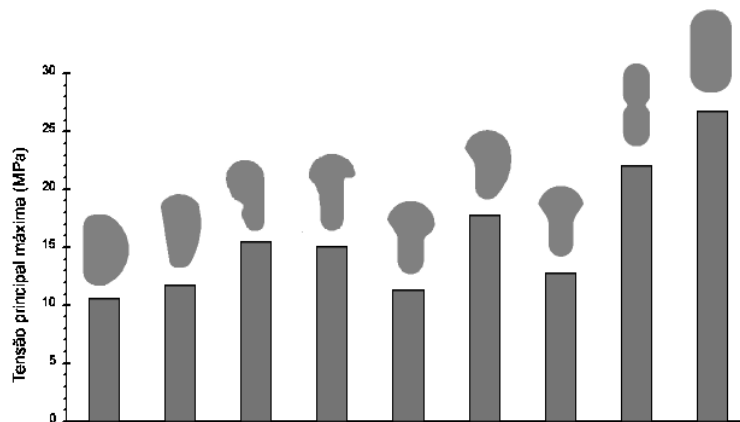


Figura 3.34 - Tensão principal máxima desenvolvida no implante.

Também se determinou o cs para as novas geometrias (figura 3.35). A geometria E apresentou o cs mais elevado, e foi a que gerou uma menor área a vermelho, que é a cor da zona mais solicitada em tracção. As geometrias A e B também apresentaram uma área pequena sob tracção. As geometrias C e D apresentaram elevada sollicitação no aspecto anterior do osso e do manto de cimento.

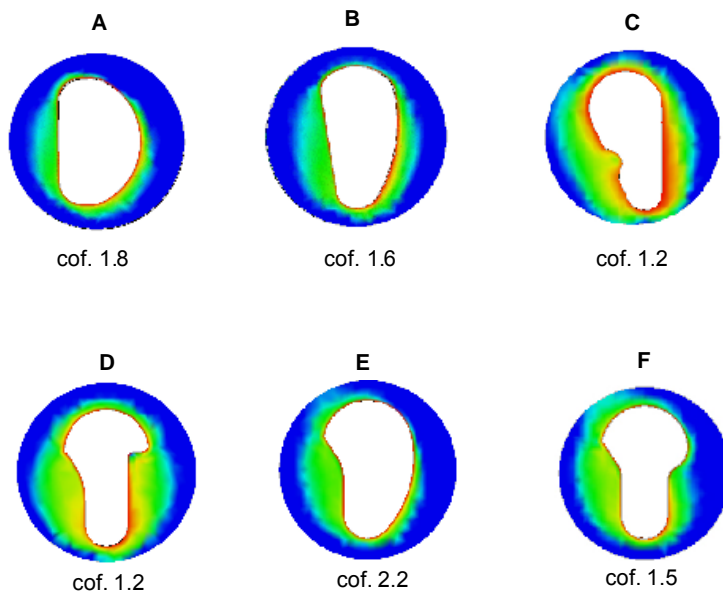


Figura 3.35- Distribuição do cs no conjunto implante–osso.

3.5.4| Áreas em tracção e compressão

Também se determinaram as áreas em compressão e tracção a 20 mm e 60 mm da zona proximal do implante. A figura 3.36 ilustra as zonas em tracção e em compressão para as novas geometrias na zona proximal. Como se pode observar, as geometrias A, B e C apresentam uma zona sob tracção (preto) fortemente marcada no aspecto anterior, enquanto que as restantes apresentam idêntica no aspecto lateral.

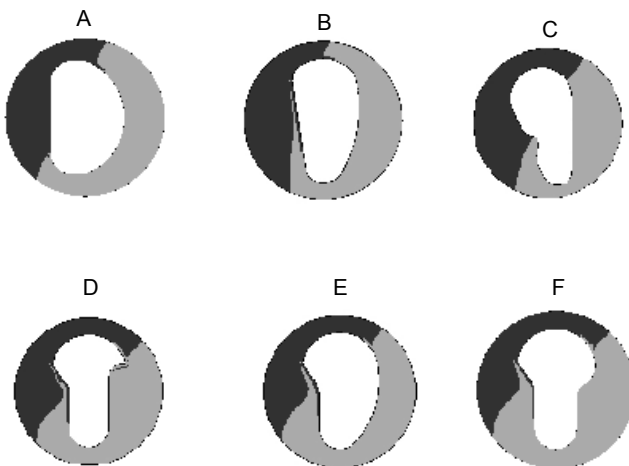


Figura 3.36 – Representação das áreas sob tracção (preto) e compressão (cinzento) a 20 mm da zona proximal.

As percentagens relativas às áreas em compressão estão ilustradas no gráfico da figura 3.37. Neste gráfico é possível observar que a geometria F apresentou uma área em compressão superior às outras concebidas. A geometria convencional #11 provocou nesta a maior área em compressão.

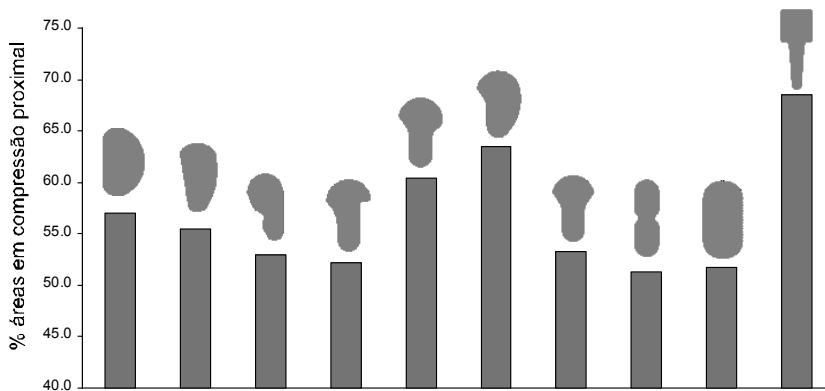


Figura 3.37 – Representação percentual das áreas sob compressão a 20 mm da zona proximal.

Relativamente à região distal do osso, as zonas em compressão e tracção estão representadas na figura 3.38, podendo-se observar algumas diferenças relativamente ao observado na região proximal. As zonas em tracção da geometria A, B e D rodaram no sentido anterior-medial, e geraram uma área em compressão maior. As zonas em tracção da geometria C e E praticamente não se alteraram, o que pressupõe que a superfície do implante esteja sob tracção ou compressão em toda a sua extensão. A geometria F foi a única cuja área em tracção rodou no sentido lateral-posterior, mantendo sensivelmente igual a respectiva área em compressão e tracção.

Comparando estes resultados com os obtidos através das geometrias convencionais, pode-se observar que as geometrias A e B apresentaram comportamento similar ao das geometrias das secções #1, #5 e #6 na parte distal. As geometria E e F apresentaram comportamento equivalente ao das geometrias da secção #10 e #11.

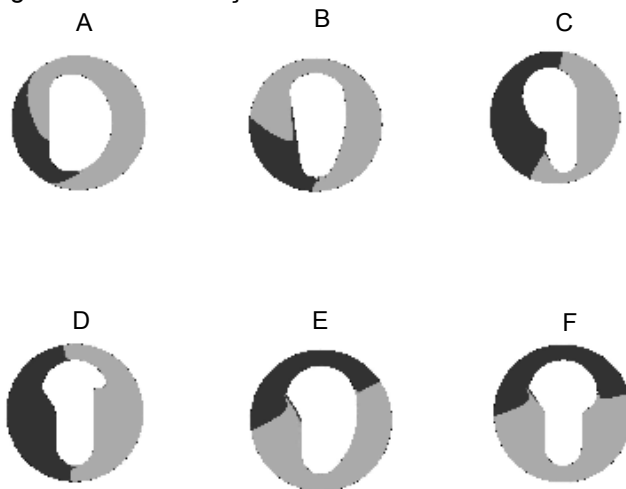


Figura 3.38 – Representação das áreas sob tracção (preto) e compressão (cinzento) a 60 mm da zona proximal.

A percentagem relativa das áreas em compressão na zona distal das novas geometrias com as melhores convencionais está representada na figura 3.39. As áreas em compressão na zona distal são maiores do que na zona proximal, independentemente da geometria do implante. Na região distal, as geometrias A, B, E e F apresentaram áreas de compressão superiores às melhores geometrias convencionais.

De notar a elevada percentagem em compressão na região distal provocada pelas geometrias A e B, superiores à secção circular que é a geometria da região médio-distal da maioria das próteses de anca cimentada ou não cimentada.

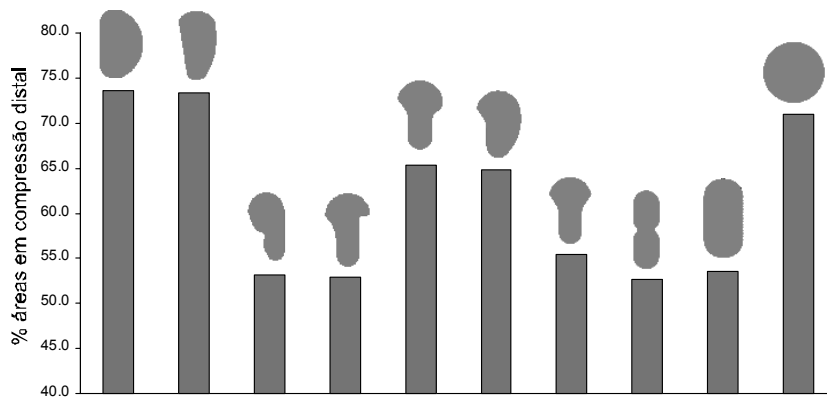


Figura 3.39 – Representação percentual das áreas sob compressão a 60 mm da zona proximal.

3.5.5] Distribuição do campo de tensões

O estudo revelou alguns aspectos importantes no que diz respeito ao comportamento de algumas geometrias concebidas. Como os níveis de tensão forem inferiores aos obtidos com as geometrias convencionais, tornou-se fundamental observar a sua distribuição em cada aspecto e em cada interface. Em cada representação da distribuição das tensões colocou-se também a mesma das melhores geometrias convencionais. Só se representa a distribuição das tensões para as novas geometrias A, B, e E, que como se concluiu, foram as que melhor desempenho evidenciaram. A distribuição das tensões é apresentada no sentido proximal–distal.

As distribuições das tensões principais máximas na interface implante-cimento no aspecto posterior foram mais uniformes ao longo da interface para as geometrias A e B. A geometria convencional da secção #5 evidenciou comportamento diferente das restantes, provocando tensões de compressão na parte proximal da interface.

A distribuição da tensão principal máxima na interface no aspecto anterior encontra-se ilustrada na figura 3.40. A secção #2 apresenta uma distribuição de tensões diferente das restantes, com um pico na zona média do implante e tensões baixas nos extremos. A geometria B foi a que apresentou piores resultados, com um nível de tensões acima da média. Neste aspecto, a geometria A apresentou a distribuição mais uniforme, sem picos de tensão.

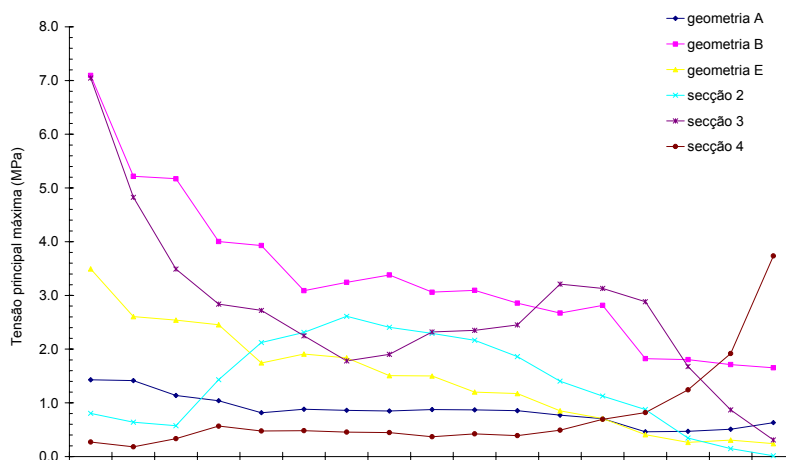


Figura 3.40 – Distribuição da tensão principal máxima na interface implante-cimento no aspecto anterior.

A figura 3.41 apresenta a distribuição de tensões no aspecto lateral. Excluindo a geometria da secção #4, todas as restantes apresentaram uma distribuição de tensões semelhante e abaixo de 3 MPa.

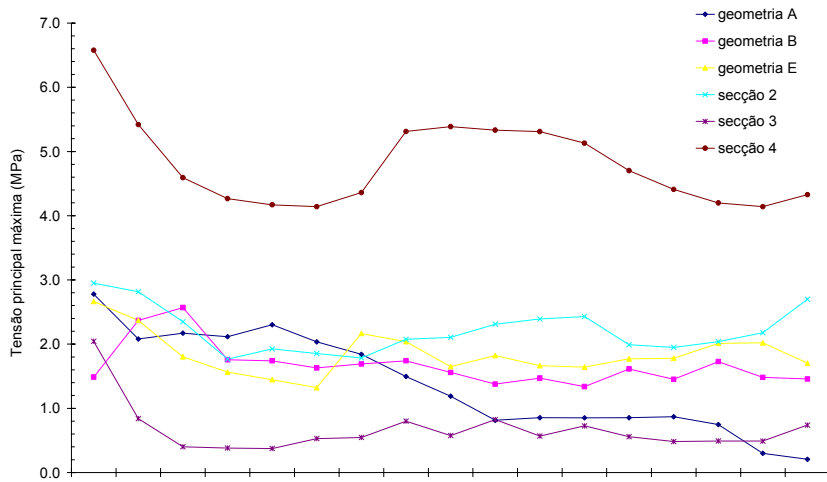


Figura 3.41 – Distribuição da tensão principal máxima na interface implante-cimento no aspecto lateral.

Na distribuição de tensões no aspecto medial, as secções #2 e #3 apresentaram comportamento inferior às restantes. Estas geometrias apresentam o pico das tensões na região proximal da interface, ao contrário do que sucedeu com as restantes, que apresentaram o pico de tensão na região distal da interface. Todas as geometrias concebidas apresentaram comportamento semelhante.

Os seguintes gráficos ilustram a distribuição das tensões principais mínimas na interface implante-cimento para os aspectos medial e posterior (figura 3.42 e 3.43).

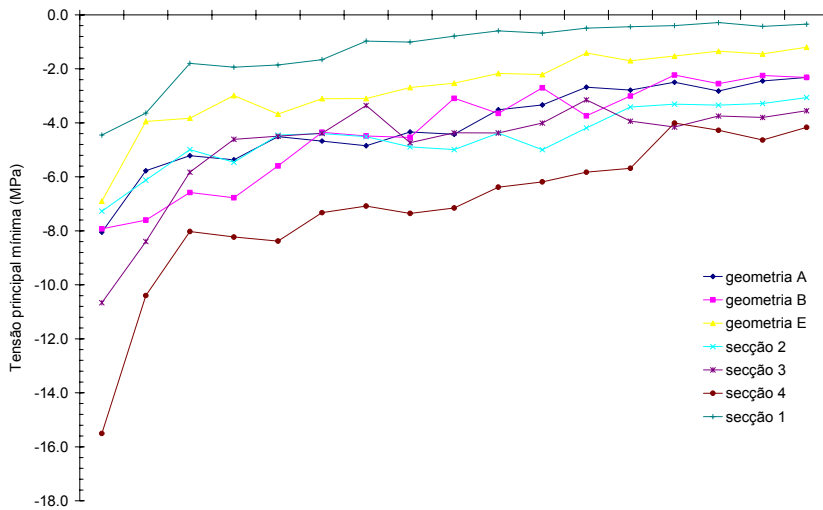


Figura 3.42 – Distribuição da tensão principal mínima na interface implante-cimento no aspecto posterior.

Como se pode observar, a secção #1 provocou uma distribuição de tensões melhor que as restantes. A geometria circular no modelo utilizado pode ser entendida como uma geometria anatómica, o que permitiu a geração de tensões baixas. Todavia, esta geometria não é uma geometria típica na região

proximal das próteses de anca. No que diz respeito às restantes geometrias, a E apresentou comportamento semelhante à circular, provocando tensões baixas.

Os resultados referentes às tensões mínimas nas interfaces anterior e lateral mostraram comportamentos diferentes ao nível da zona proximal do implante. Os baixos valores das tensões fazem com que as mesmas não sejam relevantes no aspecto anterior.

Na figura seguinte pode-se observar uma distribuição mais uniforme das tensões em todo o comprimento da interface. A geometria E mantém uma tensão praticamente constante em torno de -3 MPa.

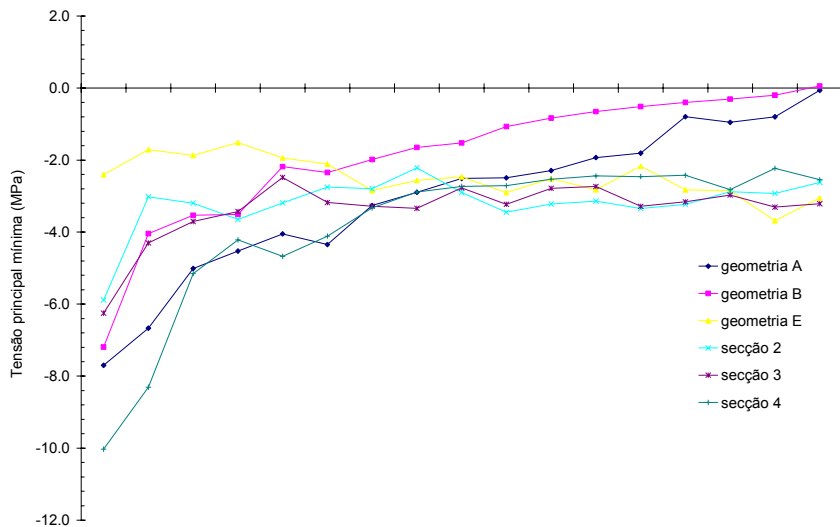


Figura 3.43 – Distribuição da tensão principal mínima na interface implante-cimento no aspecto medial.

Algumas conclusões poderão ser retiradas da análise efectuada relativamente à distribuição das tensões na interface implante-cimento. As médias e picos das tensões das geometrias concebidas apresentaram distribuições mais uniformes relativamente às melhores convencionais. O comportamento da secção #5 no aspecto posterior contraria o mesmo dos outros implantes. Comportamento distinto apresentou também a secção #6 no aspecto posterior, sendo a melhor no que se refere às tensões principais mínimas.

A forma de distribuição das tensões e as zonas onde ocorrem os picos de tensão deve ser analisada na concepção de novas geometrias. É fundamental a caracterização da distribuição das tensões entre a zona proximal e a distal, que podem ser zonas de elevados gradientes de tensão.

É importante reforçar que os picos de tensão ocorrem em zonas de concentração de tensões e, atendendo ao tipo de problema analisado, em zonas de singularidades numéricas, que como foi oportunamente referido, dependem fortemente do grau de refinamento da malha [44]. As tensões em pontos singulares tendem a ser muito mais elevadas.

De igual modo, também se determinou as distribuições das tensões na interface cimento-osso. As distribuições das tensões verificadas no aspecto anterior estão representadas na figura 3.44. Tal como nos outros casos, as tensões também são relativamente baixas. A geometria E e A provocaram os níveis de tensão mais baixos, com média inferior a 0.5 MPa.

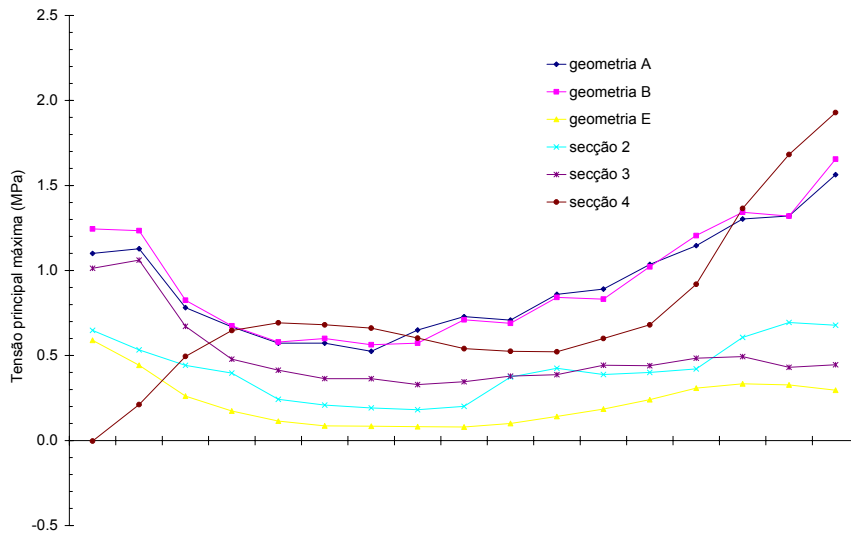


Figura 3.44 – Distribuição da tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto anterior.

A distribuição das tensões no aspecto lateral está representada na figura 3.45 e como se pode observar, as distribuições são semelhantes. A geometria A apresenta uma distribuição de tensões abaixo de 0.5 MPa e sem picos nas extremidades do implante, nomeadamente na ponta distal. As restantes geometrias provocaram picos assinaláveis de tensão nesta região da interface.

As distribuições das tensões na interface medial foram similares. Todavia, todas as geometrias concebidas apresentam picos de tensão na região distal do implante inferiores ao mesmo das geometrias convencionais. A geometria E provocou a distribuição de tensões mais favorável.

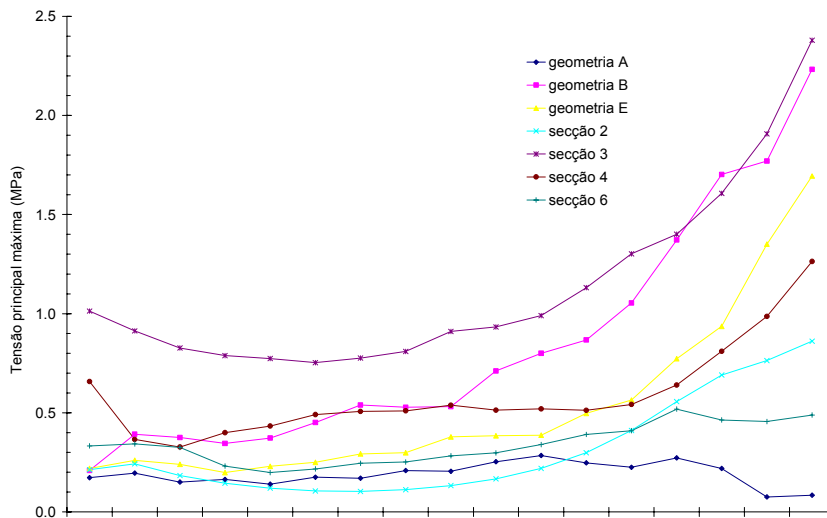


Figura 3.45 – Distribuição da tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto lateral.

No que se refere à tensão principal mínima verificada nesta interface, também se ilustra as suas distribuições nas figuras 3.46 e 3.47 para os aspectos medial e posterior. Como se pode constatar, as distribuições seguem comportamento idêntico. A geometria E provocou níveis de tensão inferiores às restantes concebidas, contudo superiores aos da geometria da secção #5.

As distribuições de tensões foram semelhantes no aspecto anterior, com picos acentuados de tensão na zona distal. As tensões nesta interface foram muito baixas, muito inferiores à resistência do tecido ósseo esponjoso sob solicitações dinâmicas, não constituindo, aparentemente, problema de maior. O mesmo se pode referir ao aspecto lateral. De facto, nesta interface, as geometrias concebidas provocaram maiores níveis de tensão, tendo as geometrias convencionais provocado tensões inferiores a 0.5 MPa.

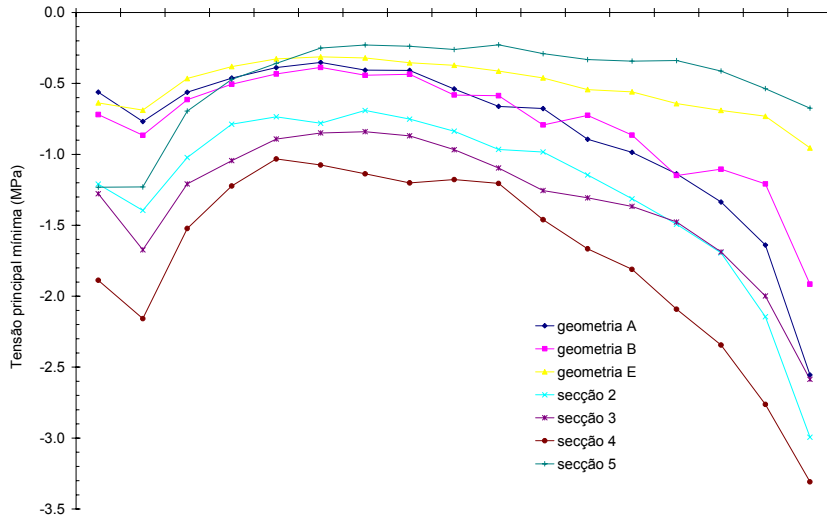


Figura 3.46 – Distribuição da tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto posterior.

Finalmente, as distribuições de tensões na interface medial estão ilustradas na figura 3.47. Nesta interface é interessante notar comportamentos distintos entre as diferentes geometrias. As geometrias A e B, juntamente com a geometria da secção #2, provocaram os níveis de tensão mais baixos.

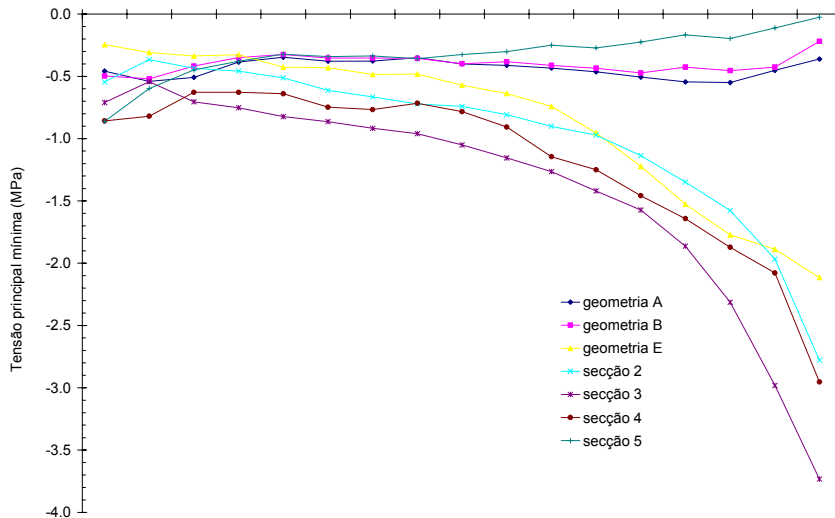


Figura 3.47 – Distribuição da tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto medial.

Os resultados das distribuições na interface cimento-osso evidenciaram um efeito a realçar. Por exemplo, observa-se que os picos de tensão ocorreram na região distal do implante, ao contrário do que aconteceu na interface implante-cimento, que ocorreram na região proximal. De uma forma geral, as novas geometrias apresentaram níveis de tensão inferiores às convencionais, sendo de destacar a

geometria E que nos parece ser a melhor geometria das analisadas e a que melhor satisfaz o objectivo de redução dos níveis de tensão, nomeadamente os seus picos.

Os resultados também mostram que os níveis de tensão na interface cimento-osso não parecem relevantes quando comparados com os verificados na interface implante-cimento. Este facto têm sido referido na literatura da especialidade, alguma resultante de estudos clínicos. Contudo, certo tipo de geometrias podem desenvolver estados de tensão-deformação mais críticos na interface cimento-osso. No caso presente, e tendo em consideração todas as geometrias analisadas, a interface implante-cimento é a mais susceptível de romper devido aos elevados níveis de tensão aí verificados.

3.5.6| Conclusões

As geometrias concebidas revelaram-se, globalmente, melhores no que diz respeito às tensões geradas nas interfaces. Contudo, três geometrias evidenciaram comportamentos relevantes a ter em conta na concepção da prótese a desenvolver no capítulo seguinte, referimo-nos concretamente às geometrias A, B e E. As geometrias A e B apresentaram a máxima área de compressão na zona distal. Por outro lado, a geometria E foi a que apresentou uma maior área sob compressão na zona proximal.

Em função das tensões verificadas, a geometria E apresentou as menores tensões principais máximas no aspecto posterior, sendo a segunda melhor geometria nos aspectos anterior e lateral na interface implante-cimento. Na interface cimento-osso apresentou as menores tensões no aspecto posterior, anterior e medial, sendo a segunda melhor geometria no aspecto lateral. A geometria B apresentou o melhor comportamento no aspecto lateral e medial na interface implante-cimento e a A o melhor comportamento no aspecto anterior.

Relativamente à tensão principal mínima na interface implante-cimento, a geometria E apresentou o melhor comportamento no aspecto posterior, lateral e medial, enquanto a geometria A apresentou o mesmo no aspecto anterior. Na interface cimento-osso, a geometria E apresentou o melhor comportamento nos aspectos posterior e lateral. No aspecto anterior e medial, as melhores geometrias foram as A e B.

3.6| Implantes obtidos por combinação de geometrias proximal e distal

O estudo com os modelos dos implantes concebidos e com os modelos convencionais revelaram a importância das geometrias proximal e distal do implante na caracterização do campo de tensões nas interfaces cimentadas.

Aparentemente, os aspectos lateral e medial são os mais importantes pelos níveis de tensão aí verificados. Por este facto, a maioria dos investigadores têm analisado o modo de transferência de carga nestes aspectos do fémur [4, 26, 27, 33, 52].

No que diz respeito ao estudo com as geometrias concebidas por combinação de geometrias convencionais, estas permitiram obter melhores resultados, especialmente as geometrias A, B e E, tendo esta última gerado excelentes resultados ao nível da média, pico e distribuição das tensões.

Tendo-se verificado que a melhor geometria para a parte proximal não era para a parte distal do implante, concebeu-se outras duas novas geometrias. Estes dois novos implantes foram modelados considerando a parte proximal com a geometria E e a parte distal com a geometria A e B respectivamente. Ao contrário dos implantes anteriores, as novas geometrias não são de secção constante (figura 3.48). O objectivo desta parte do estudo consistiu em analisar as vantagens de

utilizar diferentes secções entre a zona proximal e distal e de que forma poderiam reduzir ainda mais os níveis de tensão. Designaremos os novos implantes por E-A e E-B.

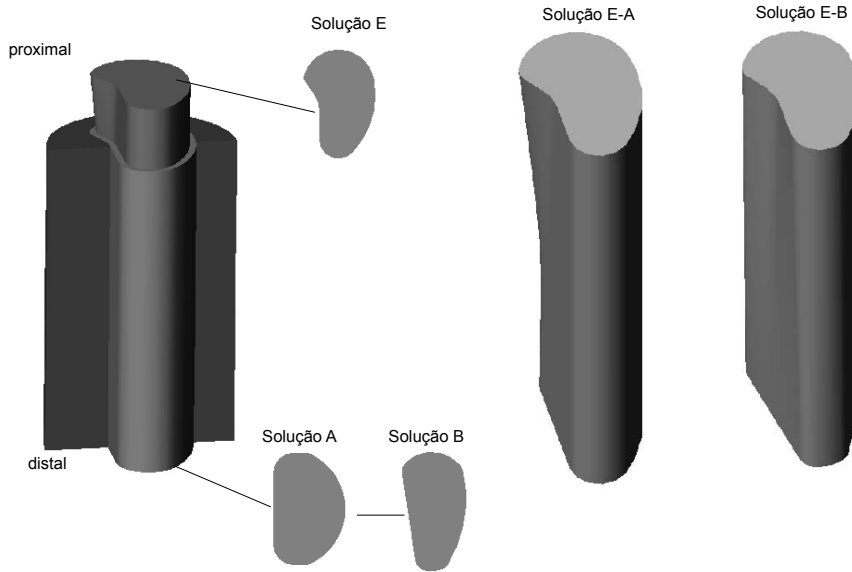


Figura 3.48 – Implantes concebidos com diferentes geometrias nas zonas proximal e distal.

3.6.1| Tensões nas interfaces e no implante

A metodologia seguida foi idêntica à anterior, ou seja, determinou-se as tensões principais mínimas e máximas nas duas interfaces em cada aspecto.

3.6.2| Interface implante - cimento

As figuras 3.49 e 3.50 ilustram as tensões principais máximas obtidas para as novas geometrias (E-A e E-B) no aspecto anterior e lateral. Incluímos nos resultados dos gráficos os idênticos aos obtidos com as geometrias A, B e E.

As novas geometrias apresentaram no aspecto posterior tensões superiores às da solução E. Contudo, os níveis de tensões não são relevantes nesta interface. No aspecto anterior, as geometrias E-A e E-B apresentaram tensões médias semelhantes às da solução A.

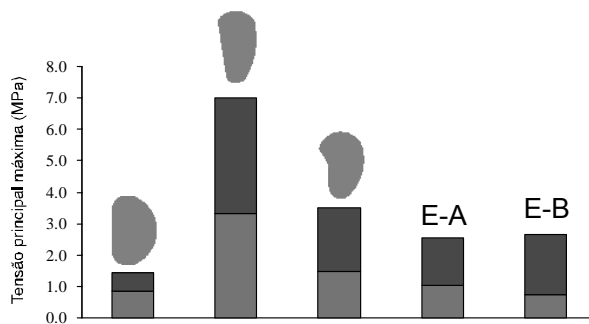


Figura 3.49 – Tensão principal máxima na interface implante - cimento no aspecto anterior.

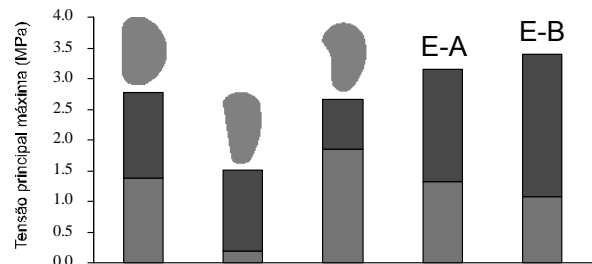


Figura 3.50 – Tensão principal máxima na interface implante - cimento no aspecto lateral.

No aspecto lateral, as tensões (pico) desenvolvidas pelas geometrias E-A e E-B foram superiores, mas, excluindo a média verificada pela geometria B, apresentam tensões médias inferiores às restantes.

As novas geometrias, no aspecto medial, apresentam tensões médias superiores.

Relativamente às tensões principais mínimas, as figuras 3.51 e 3.52 ilustram os resultados obtidos nas interfaces posterior e medial respectivamente.

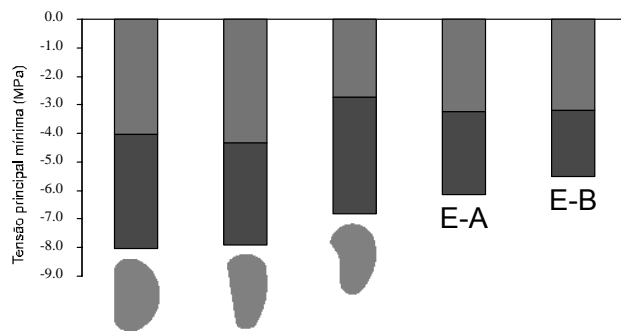


Figura 3.51 – Tensão principal mínima na interface implante - cimento no aspecto posterior.

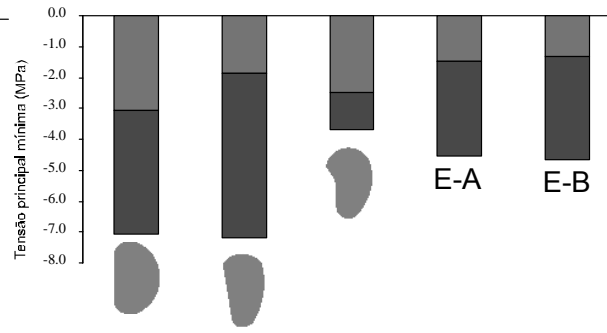


Figura 3.52 – Tensão principal mínima na interface implante - cimento no aspecto medial.

No aspecto posterior as novas geometrias apresentaram picos de tensão inferiores aos registados pelas geometrias que as originaram. No aspecto anterior, a geometria E-A provocou níveis de tensão inferiores às restantes. As novas geometrias apresentaram tensões médias semelhantes às restantes no aspecto lateral. No aspecto medial, as novas geometrias apresentaram tensões médias inferiores às restantes e picos de tensão superiores aos da geometria E.

3.6.3| Interface cimento-osso

As figuras 3.53 e 3.54 representam respectivamente as tensões principais máximas verificadas no aspecto anterior e lateral da interface cimento-osso. Os gráficos das figuras mostram que as novas geometrias permitiram reduzir os níveis de tensão, mas que não se afiguram como relevantes nestes aspectos devido ao seus baixos valores.

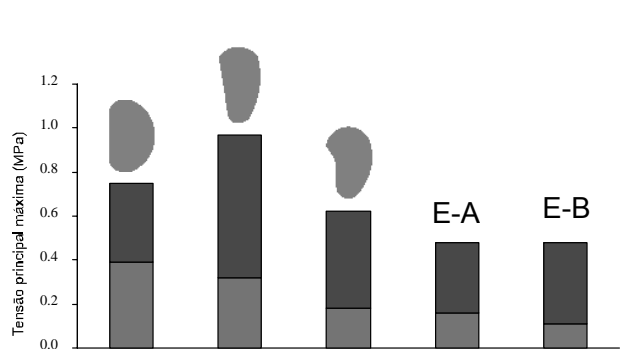


Figura 3.53 – Tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto anterior.

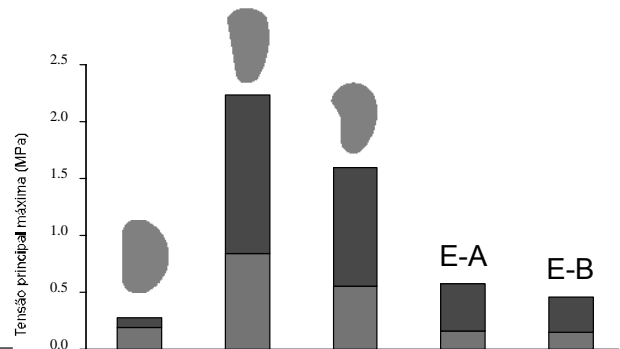


Figura 3.54 – Tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto lateral.

As tensões principais mínimas encontram-se representadas nas figuras 3.55 e 3.56 para os aspectos posterior e medial respectivamente.

Tal como referido anteriormente, os níveis de tensão não são relevantes, contudo as novas geometrias provocaram tensões baixas no aspecto lateral. O mesmo se verificou no aspecto medial.

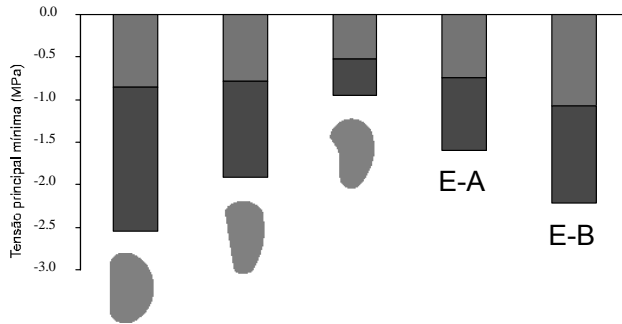


Figura 3.55 – Tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto posterior.

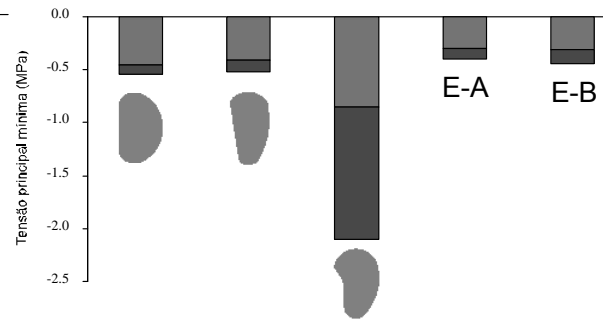


Figura 3.56 – Tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto medial.

As novas geometrias originaram tensões principais máximas mais baixas relativamente às geometrias concebidas, principalmente nos aspectos anterior e lateral na interface implante-cimento. Relativamente às tensões principais mínimas na mesma interface, as novas geometrias provocam melhoramentos significativos.

Na interface cimento–osso, as novas geometrias, juntamente com a geometria A e B, revelaram-se boas soluções, diminuindo os níveis de tensão instalados na zona distal do implante.

De uma maneira geral, e mais acentuadamente na interface implante–cimento, as novas geometrias permitiram reduzir, nalguns casos, significativamente os níveis de tensão, tendo-se revelado mais eficazes de acordo com os objectivos propostos na realização desta componente do estudo.

3.6.4| Tensões desenvolvidas no implante

A figura 3.57 ilustra os níveis de tensões instalados nos implantes, podendo-se constatar que os provocados pelas geometrias de variação de secção são semelhantes aos restantes.

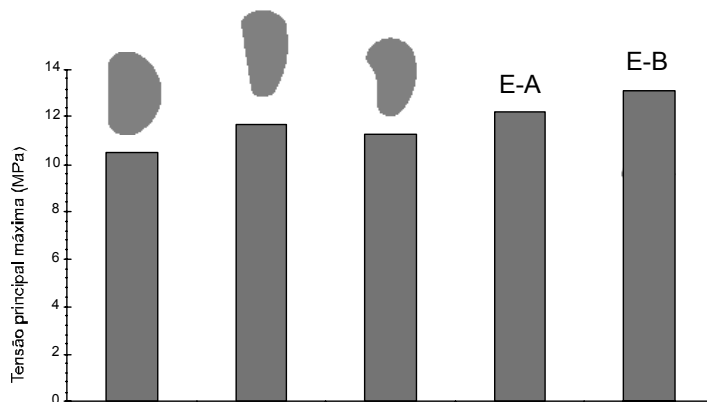


Figura 3.57 – Tensão principal máxima instalada no implante.

3.6.5] Áreas em tracção e compressão

Também se analisou para as duas novas geometrias a distribuição do cs, ilustrada na figura 3.58. As novas geometrias apresentaram cs semelhantes aos das geometrias A e B. A geometria E, no que diz respeito a este parâmetro, revelou-se como a melhor geometria .A figura 3.59 ilustra as zonas em tracção e compressão na zona proximal. A figura 3.60 ilustra a percentagem da área em compressão na mesma região do implante.

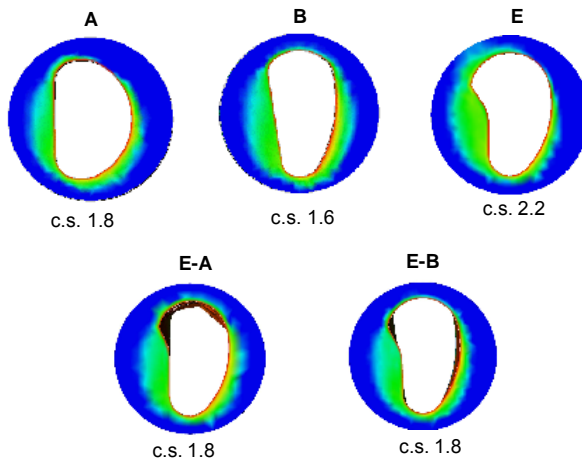


Figura 3.58 – Distribuição do cs.

Os resultados mostram que as novas geometrias não aumentaram a zona em compressão na região proximal. As percentagens das áreas em compressão para as geometrias E, E-A e E-B foram de 61%, 54% e 53% respectivamente, diferenças pouco significativas.

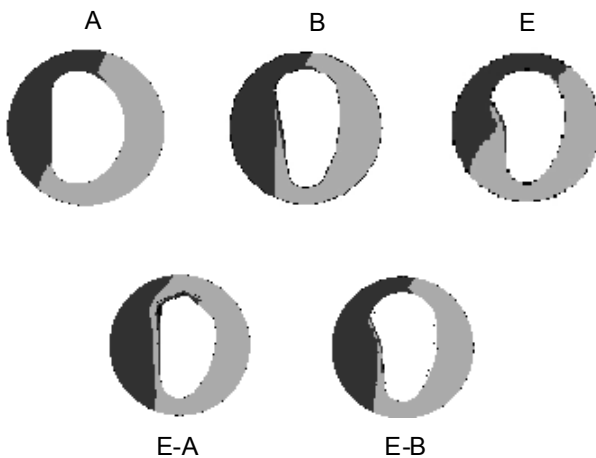


Figura 3.59 – Representação das zonas em tracção (preto) e compressão (cinzento) na zona proximal.

As figuras 3.61 e 3.62 ilustram idênticos resultados, para a região distal do implante. Como se pode observar, as novas geometrias não induziram zonas em compressão maiores. As percentagens de área em compressão para as geometrias E-A e E-B foram semelhantes, da ordem de 53% e 54% respectivamente.

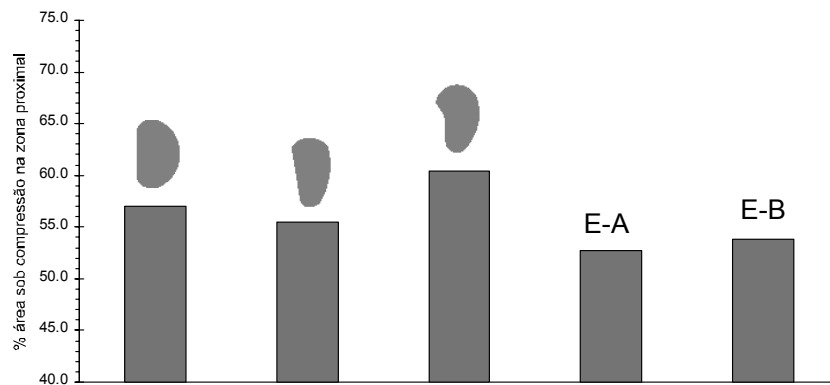


Figura 3.60 – Percentagem de área sob compressão na zona proximal.

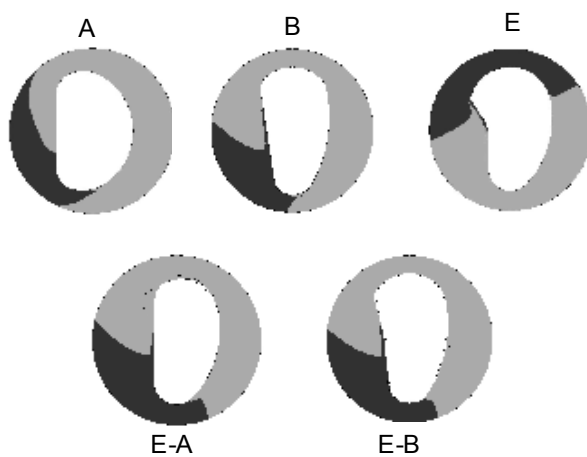


Figura 3.61 – Representação das zonas em tracção (preto) e compressão (cinzento) na zona distal.

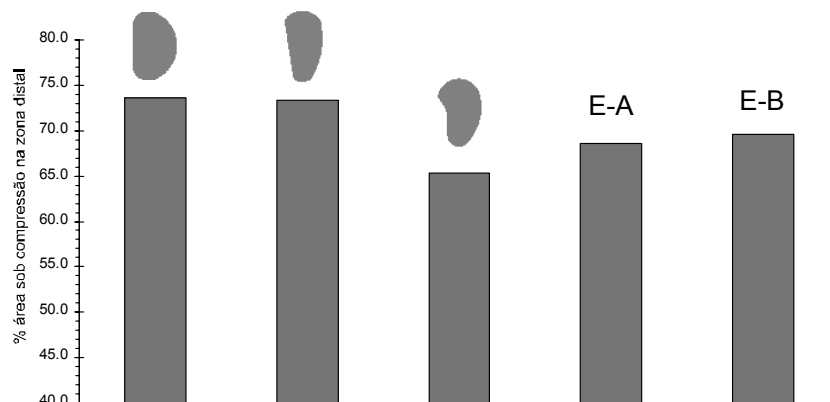


Figura 3.62 – Percentagem de área sob compressão na zona distal.

3.6.6| Distribuição do campo de tensões

Para aferir o comportamento das duas novas geometrias, também se determinou a distribuição do campo de tensões nas interfaces implante-cimento e cimento-osso. As distribuições das tensões principais máximas na interface implante-cimento nos aspectos anterior e lateral estão representadas respectivamente nas figuras 3.63 e 3.64.

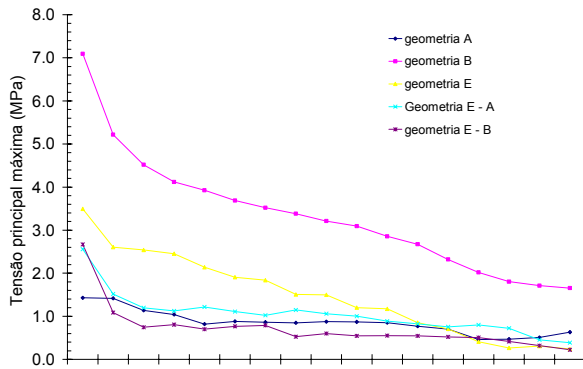


Figura 3.63 – Distribuição da tensão principal máxima na interface implante-cimento no aspecto anterior.

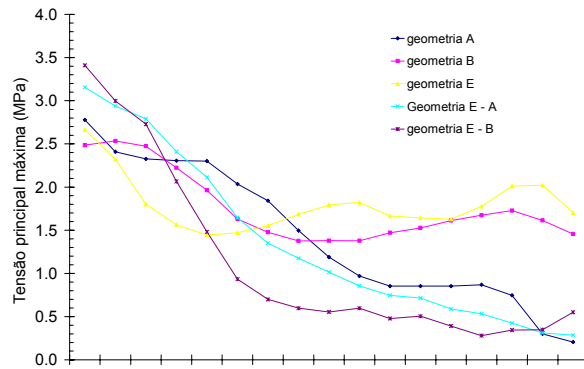


Figura 3.64 – Distribuição da tensão principal máxima na interface implante-cimento no aspecto lateral.

Os gráficos das figuras mostram que as geometrias E-A e E-B têm comportamento idêntico às restantes A, B e E. No aspecto medial verificou-se alguma diferenciação, mas os níveis de tensão foram muito baixos, inferiores a 1 MPa.

Relativamente à distribuição das tensões principais mínimas, estas estão representadas nas figuras 3.65 e 3.66 para as interfaces posterior e medial respectivamente.

As novas geometrias evidenciaram comportamentos semelhantes ao das geometrias A, B e E. Assim sendo, pode-se questionar a relevância deste tipo de geometrias. Contudo, numa simulação mais realística é provável que esta constatação não se verifique. A geometria E foi a que reuniu as melhores características tendo em consideração o compromisso entre as tensões principais máximas e mínimas e as respectivas distribuições.

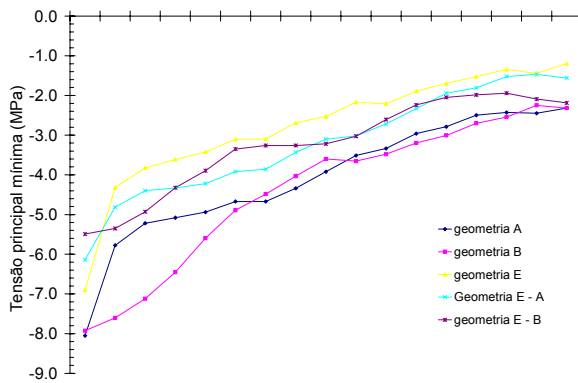


Figura 3.65 – Distribuição da tensão principal mínima na interface implante-cimento no aspecto posterior.

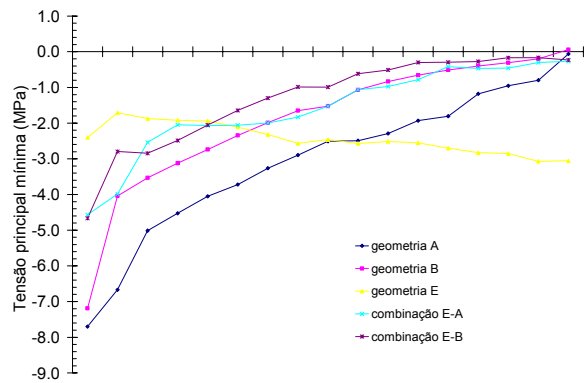


Figura 3.66 – Distribuição da tensão principal mínima na interface implante-cimento no aspecto medial.

Para a interface cimento-osso, as figuras 3.67 e 3.68 ilustram a distribuição das tensões principais máximas nos aspectos anterior e lateral.

Excluindo a distribuição no aspecto lateral, as restantes foram muito idênticas. Há a evidenciar a distribuição das tensões provocadas pelas geometrias A e B na interface anterior que, embora tenha uma distribuição semelhante, apresentaram tensões superiores, mas de baixa intensidade. Tal como se tinha referido, as novas geometrias permitiram baixar, nalguns casos, significativamente as tensões.

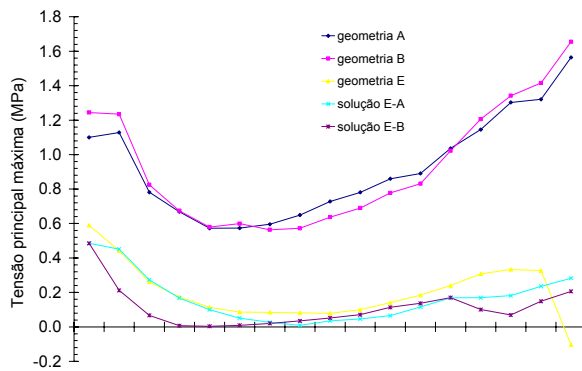


Figura 3.67 – Distribuição da tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto anterior.

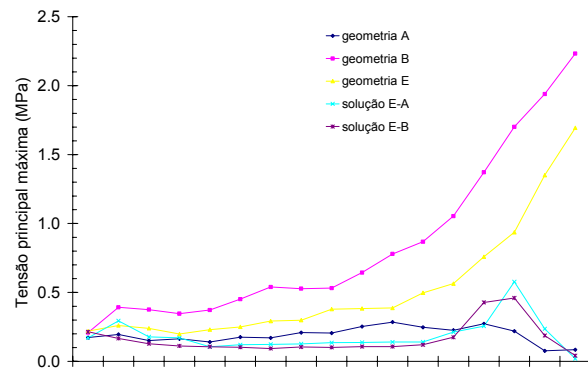


Figura 3.68 – Distribuição da tensão principal máxima na interface cimento-osso no aspecto lateral.

As figuras 3.69 e 3.70 ilustram as distribuições dos campos de tensões principais mínimas na interface cimento-osso nos aspectos posterior e medial. Tal como anteriormente, as distribuições são semelhantes para todos os implantes simulados.

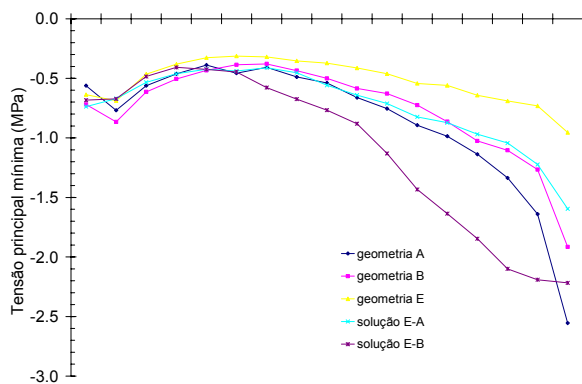


Figura 3.69 – Distribuição da tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto posterior.

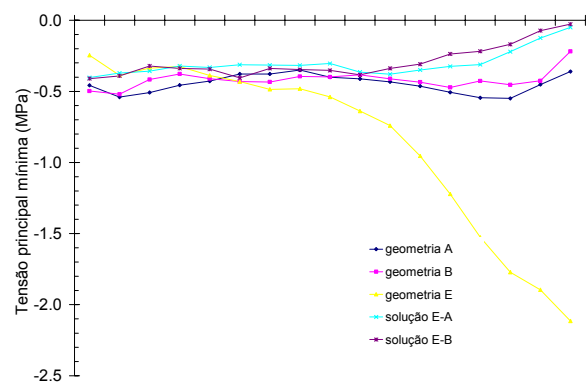


Figura 3.70 – Distribuição da tensão principal mínima na interface cimento-osso no aspecto medial.

3.7| Conclusões

O modelo simplificado da artroplastia cimentada revelou-se de grande utilidade nesta fase preliminar do estudo. Com a utilização do modelo simplificado da artroplastia cimentada da anca foi possível determinar como a geometria do implante pode afectar o estado de tensão em cada interface e no implante.

A análise com diferentes geometrias convencionais evidenciou claramente as vantagens em utilizar geometrias mais orgânicas. Este facto tem sido citado e comprovado por publicações de índole numérico, experimental e clínico. As tensões na interface implante-cimento são, aparentemente, mais importantes que as mesmas na interface cimento-osso. Contudo, como foi oportunamente referido, certo tipo de geometrias podem provocar elevadas tensões nesta última interface, susceptíveis de provocar a rotura do tecido ósseo esponjoso.

Demonstrou-se que é possível inovar no desenvolvimento de uma nova prótese de anca cimentada. Contudo, devido às simplificações inerentes do modelo numérico estudado, as conclusões extraídas devem ser tomadas em conta com devidas cautelas e com necessário criticismo. Só um modelo numérico mais realístico da artroplastia cimentada poderá comprovar os resultados obtidos. Neste sentido, as geometrias concebidas poderão ser um ponto de partida para a concepção da nova prótese de anca.

Foi possível, sem utilizar procedimentos matemáticos de optimização, obter geometrias que induzem melhores resultados. Neste sentido, as geometrias orgânicas foram efectivamente as melhores para materializar o objectivo de reduzir os níveis de tensões nas interfaces implante–cimento e cimento–osso. Foi possível, em determinadas circunstâncias, baixar em cerca de 2.5 vezes a tensão máxima verificada com as geometrias convencionais. Das geometrias concebidas, a geometria E, no global, apresentou características interessantes no que diz respeito à distribuição das tensões induzidas e picos de tensão provocados em todos os aspectos das interfaces, tendo em conta que esta têm uma área de contacto 2.2% inferior ao da geometria académica (secção #1).

Os resultados obtidos foram qualitativamente semelhantes aos verificados no trabalho de Crownshild et al. [7]. Metodologia idêntica será seguida na fase de concepção da nova prótese.

Bibliografia

- [1] – Anneliese D. Heiner, Thomas D. Brown, 2001, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias ,Journal of Biomechanics 34, pp: 773-781.
- [2] - Barrack, L. R., 2000, Early failure of modern cemented stems, The Journal of Arthroplasty, 15 (8). Review article, pp: 1036-1050.
- [3] - Baumgartner, D., Bohner, M., Bigolin, G., Gasser, B., Heini, P., 2002, Extrusion characteristics of a PMMA cement, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 687-688.
- [4] - Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., Amis, A. A, 2005, The effect of muscle loading on the simulation of bone remodeling in the proximal femur. Journal of Biomechanics 38, pp: 133-139.
- [5] - Briscoe, A., New, A., Taylor, M, 2003, Effect of pre-cooling and pre-heating in hip stem on the bone-cement interface temperature history, International Congress in Computational Bioengineering, Vol. 1, Espana, pp: 21-26.
- [6] - Charnley, J., 1975, Fracture of femoral prostheses in total hip replacement, Clinical Orthopaedic, 111, pp: 105.
- [7] - Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., 1980, An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, Journal of Bone & Joint Surgery, 62A, pp: 68.
- [8] - Davidson, J. A., Georgette, F. S., 1986, State of art materials for orthopedic prosthetic devices, Presented at the SME Implant Manufacturing and Material Technology Conference, 1986.
- [9] - Denayer, L., Van der Perre, G., 1998, Detection of hip stem loosening using vibration analysis, 11th Conference of the ESB, July 8-11, Toulouse , France.

- [10] - Duda, G. N., S  ller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., Claes, L., 1998, Influence of muscle forces on femoral strain distribution, Technical note, *Journal of Biomechanics* 31, pp: 841-846.
- [11] - Estok II, D. M. and Harris, W. H., 2000, A stem design change to reduce peak cement strains at the hip of cemented total hip arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty* , 15 (5), pp: 584-588.
- [12] - Foucher, C. K., Hurwitz, D. E., 1999, Hip joint contact forces and rotatory torques during walking and stair climbing in total hip replacements, 23th Annual Meeting. of the American Society of Biomechanics, Troy, FL.
- [13] - Freitag, T. A., and Cannon, S. L., 1977, Fracture characteristics of acrylic bone cements. II. Fatigue, *Journal Biomedicine Materials Research*, 11, pp: 609.
- [14] - Gotzen, N., Lampe, F., Nassutt, R., Morlock, M., 2002, Loadshift – numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prosthesis, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 96-197.
- [15] - Groos, S and Abel, E. W., 2001, A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur, *Journal of Biomechanics* 34 pp: 995- 1003.
- [16] – Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., fudala, B., Sloof, T. J., 1987, Adaptive bone remodelling theory applied to prosthetic-design analysis, *Journal of Biomechanics*, 20, pp: 1135.
- [17] – Huiskes, R. and E. Y. S. Chao, 1983, A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade, *Journal of Biomechanics*, 16, pp: 385-409.
- [18] - Jeffers, J. R. T., Roques, A., Browne, M., Taylor, M., 2004, Damage accumulation in bone cement measured by acoustic emissions. *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 4.
- [19] - Jeffers, J. R. T. and Mark Taylor, 2003, Mesh considerations for adaptive finite element analysis of cement failure in total hip replacement, 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
- [20] – Kleemann, R., Heller, M. O. W., Taylor, W. R., Duda, G. N., 2002, Femoral strains and cement stresses increase with anteversion and prosthesis offset in THA, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, The Netherlands, Vol. 4 supplement 1*, pp: 223.
- [21] - Kuiper, J. H., Huiskes, R., Numerical optimization hip-prosthetic stem material, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* (Eds. Middleton et al.), pp: 76, 1993.
- [22] – Kuiper, J. H., 1993, Numerical optimization of artificial hip joint designs, Ph. D. Thesis, University of Nijmegen, The Netherlands.
- [23] – Kuiper, J. H., Huiskes, R., 1992, Bone emodeling: comparing local adaptation and global optimisation, *Journal of bionechanics*, 25 (7), pp: 807.
- [24] - Latham, B., Goswami, T., 2004, Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV. *Materials and Design* 25, pp: 715-722.
- [25] - Lennon, A B., McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., 2003, The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics* 25, pp: 833-841.

- [26] - Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2001, Evaluation of cemented stresses in finite element analysis of cemented orthopaedic implants, *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, pp: 623-628.
- [27] - Lennon, A. B., McCormack, B. A. O. and Prendergast, P. J., 2004, The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics*, 25 (10), pp: 833-841.
- [28] - Lewis, G., 1997, Properties of Acrylic Bone cement: State of the Art review, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* 38, pp: 155-182.
- [29] - Lewis, G., 1999, Effect of Mixing Method and Storage Temperature of Cement Constituents on Fatigue Failure and Porosity of Acrylic Bone Cement, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* 48, pp: 143-149.
- [30] - Lewis, G., 2003, Fatigue Testing and Performance of Acrylic Bone-Cement Materials: State-of-the-Art Review, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)*, Part B, 66B: pp: 457-486.
- [31] – Lu, Z., McKellop, H., 1997, Effects of cement creep on stem subsidence and stress in the cement mantle of a total hip replacement, *Journal of Biomedical Materials Research* 34, pp: 221-226.
- [32] - Lu, Z., McKellop, H., Schmalzried, T., 2001, Effect of stem surface and debonding on load transfer to the cement and femur in a hip replacement: A viscoelastic FEA Model., 47th Annual Meeting, Orthopedic Research Society, February 25-28, San Francisco, California.
- [33] - Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., and Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28 (9), pp: 1067-1078.
- [34] - Motanah, R., Ingle, P., Allen, E., Chean, K., Dowell, J., Jarrett, P. and Shelton, J. C., 2002, Total Hip replacement: improving cement fixation of the acetabular component. *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 257.
- [35] - Nuño, N., Avanzolini, G., 2002, Residual stress at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem, *Journal of Biomechanics*, Technical Note 53, pp: 849-852.
- [36] - Polgar, K., Viceconti, M., O'Connor, J. J., 2000, A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedral when used to mesh a human femur, Submitted to the *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Journal of Engineering in Medicine*.
- [37] - Pyburn, E., Goswami, T., 2003, A comparative finite element analysis of femoral component cross sections, R. Huiskes, *Mechanical Failure in Total Hip Arthroplasty with Cement.*, *Current Orthopaedics*, 7, pp: 239-247.
- [38] - Pyburn, E., Goswami, T., 2004, Finite element analysis of femoral components paper III – Hip joints. *Materials and Design* 25, pp: 705-713.
- [39] - Simões, J. A., 1998, Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada, Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Universidade do Porto.
- [40] - Skalski, K., Domanski, J., 2002, Computer aided geometrical reconstruction of hip joint *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 172-173.

- [41] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 1998, Sensivity of failure criteria of cemented total hip replacements to finite element mesh density, 11th Conference of the ESB, july 8-11, Toulouse, France.
- [42] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonschort, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results?, Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, Vol. 4 supplement 1, pp: 147-148, The Netherlands.
- [43] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2001, Hip joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, Journal of Biomechanics 34, pp: 917-926.
- [44] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than walking. Clinical Orthopaedics and Related Research, 405, pp: 294-305..
- [45] - Stolk, J., Verdonschot, N, Murphy, B. P., Prendergast, P. J., Huiskes, R., 2004, Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. Engineering Fracture Mechanics 71, pp: 513-528.
- [46] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates, ESB 2004, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [47] - Stig Hansson, Norton M, 1999, In The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model, Journal of Biomechanics 32, pp: 829-836.
- [48] - Taylor, M., 1997, Finite element analysis of cancellous bone stresses within an implanted proximal femur and their relationship to implant migration, Ph.D.Thesis, Interdisciplinary Research Centre in Biomedical Materials, Queen Mary and Westfield College, London University.
- [49] - Testi, D., Simeoni, M., Zannoni, C., Viceconti, M., 2004, Validation of two algorithms to evaluate the interface between bone and orthopedic implants. Computer Methods and Programs in Biomedicine 74, pp: 143-150.
- [50] - Verdonschot, N., Huikes, R., 1997, Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems, The Journal of Bone and Joint Surgery, 79-B, pp: 665-9.
- [51] - Vander Sloten, J., 1990, The functional adaptation of bones in vivo and consequences for prosthesis design, Ph. D. Thesis, K. U. Leuven, Belgium.
- [52] - Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A. , 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. Journal of Biomechanics 37, pp: 13 - 26.
- [53] - Willens, M., Vendonschot, N., 2002, The in-vitro failure behaviour of a novel mataphyseal cemented hip prosthesis, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 Supplement 1, pp: 298 - 299.
- [54] - Wlodarski, J., 2002, Mechanical conditions of endurance of the joint: bone cement implant, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 294-295.
- [55] - Yettram, A. L., 1989, Effect of Interface Conditions on the behaviour of a Freeman Hip Endoprosthesis, Journal of Biomedical Engineering., 11, pp: 520-524.

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DA ARTROPLASTIA
DA ANCA:
CONSIDERAÇÕES GERAIS**

CAPÍTULO

4

Simulação Numérica da Artroplastia da Anca: Considerações gerais

4.1| Introdução

Com objectivo de melhorar o comportamento das próteses de anca, algumas estratégias foram levadas a cabo por engenheiros, designers e investigadores, umas com mais sucesso do que outras. O trabalho aqui apresentado também se centra em torno de uma estratégia de desenvolvimento de uma nova prótese de anca cimentada.

A geometria da prótese de anca segundo alguns autores como Crowninshield et al. [1], Huiskes e Chao [47], Vander Sloten et. al. [124], Kuiper e Huiskes [56], Kuiper [55], Taylor [120] e Simões [103] é um dos factores mais relevantes na sua biomecânica, tal como foi demonstrado no capítulo 3. A forma como são distribuídas as cargas depende da geometria da secção segundo momento de área da haste do implante, pois esta determina o modo de transferência de carga, ocorrendo a rotura, na maioria dos casos, na interface desta com o cimento.

Neste capítulo apresenta-se um estudo numérico da artroplastia da anca e diversos factores inerentes a esta, como a colocação, o tipo de geometria da prótese, o sistema de carregamento e condição fronteira, entre outros factores, estes podem afectar os resultados.

4.2| Simulação experimental: técnicas in vitro e in vivo

A simulação experimental tem sido feita com o objectivo de avaliar a biofuncionalidade de novos implantes [22- 26, 48, 49, 71-73, 108-112, 128, 129]. Muitas próteses actualmente no mercado nunca foram testadas antes da sua comercialização, tendo algumas delas originado baixas taxas de sucesso em poucos anos de aplicação. Neste aspecto pode citar-se, como anteriormente, o exemplo da prótese 3M Capital Hip System [100].

Com base nos insucessos verificados no passado, foram desenvolvidas normas de ensaios para introduzir novas próteses de anca no mercado, sendo necessário efectuar testes pré-clínicos de base científica e publicar os seus resultados antes de serem aplicadas em cirurgia ortopédica rotineira.

As técnicas experimentais podem ser divididas em dois grandes grupos: pré-clínicos e clínicos. As técnicas de elementos finitos, métodos analíticos, métodos experimentais de medição de tensões-deformações, simuladores de fadiga, etc., são considerados meios de realização de testes pré-clínicos. Nos estudos clínicos deve-se referir as técnicas estatísticas e de triagem ou amostragem, análise radiográfica, análise de sobrevida, comportamento clínico, análise de marcha, RSA, entre outras.

Todos estes tipos de análise têm como objectivo verificar o comportamento da artroplastia da anca. Estas técnicas também permitem determinar em que sentido se deve direccionar a investigação por forma a melhorar o comportamento das próteses de anca existentes ou para o desenvolvimento de novas.

Em seguida apresenta-se uma breve resenha de técnicas numéricas e experimentais passíveis de serem aplicadas em estudos pré-clínicos.

Métodos analíticos

Estes métodos baseiam-se em modelos matemáticos e têm por base a teoria da elasticidade quando se trata de calcular as tensões no cimento, na prótese ou em qualquer zona do fémur. Nestes, o módulo de elasticidade dos materiais possui um papel preponderante nos resultados obtidos. Muitos autores têm usado estes modelos para determinar tensões de contacto, como por exemplo no acetábulo, transferência de cargas entre estruturas (implante-osso) e deformações ou deslocamentos de um determinado componente. Apresentam como óbvia desvantagem o facto da geometria da estrutura ser aproximada para facilitar o cálculo baseado na teoria de vigas.

Extensometria

Sendo um dos métodos experimentais mais utilizados, permite obter as extensões em superfícies, mas apresentam grande dificuldade de alinhamento do extensómetro e dificuldades de medição onde os gradientes de tensão são elevados, medindo apenas valores locais e discretos. Contrariamente, os métodos ópticos apresentam como vantagem a possibilidade de obter um campo de deformações contínuo.

Autores como Stolk et al. [110 – 113], Cristofolini et al. [25], Simões et al. [103, 104], Mann et al. [72], Lennon e Prendergast [61], Duda et al. [31], Heiner e Brown [44] e Fisher et al. [34] utilizaram a técnica da extensometria para comparar resultados numéricos com experimentais. Stolk et al. [110, 111], Waide et al. [139, 140] e Fisher et al. [34] utilizaram extensómetros embebidos dentro do manto de cimento de forma a medir as extensões no mesmo.

Este método de funcionamento baseia-se na variação da resistência eléctrica. É de referir que a maioria dos estudos que recorrem à extensometria eléctrica têm como objectivo aferir e validar simulações numéricas.

Fotoelasticidade

Este é um método experimental que pode ser utilizado para determinar o campo de tensões instaladas no interior das estruturas. Neste método observam-se dois tipos de franjas: as isocromáticas que permitem obter a diferença das tensões principais; e as isoclínicas que permitem determinar a orientação das tensões principais.

Esta técnica na sua aplicação bidimensional permite a reutilização do mesmo modelo. Na técnica tridimensional é necessário o congelamento das franjas e posterior seccionamento do modelo, inutilizando o mesmo para aplicações futuras.

Este método apresenta como desvantagens a dificuldade de congelamento das franjas, no seu seccionamento e na inutilização após o ensaio, o que torna o processo muito dispendioso. Existe contudo uma variante deste método que consiste em revestir a estrutura a analisar com o material fotoelástico de espessura 1 a 2 mm (fotoelasticidade de reflexão).

Esta técnica tem sido utilizada em inúmeros estudos. Regra geral, os modelos são feitos em resina de propriedades isotrópicas, o que contrasta com as propriedades heterogéneas do osso cortical e principalmente do osso esponjoso. Existem alguns estudos 3D de fotoelasticidade sobre o fémur [19, 103].

Interferometria laser

Esta técnica é baseada na interferometria holográfica. É uma metodologia óptica que consiste na medição de grandezas físicas a partir de variações de fase numa determinada radiação luminosa. As variações verificadas entre dois estados diferentes do corpo resultam em franjas, sendo a sua utilização mais vulgar na medição de campos de deslocamento sujeitos a uma determinada deformação [103]. A resolução da medição é da ordem do comprimento de onda. De referir os estudos

realizados por Simões et al. [104, 105] no âmbito da elaboração de um ensaio pré-clínico para análise do desempenho de próteses em termos de migração.

Os simuladores

Estes equipamentos são em grande parte concebidos por forma a replicarem de forma in vitro o que potencialmente ocorre in vivo. Estes equipamentos são projectados por forma a aferirem o desempenho funcional dos implantes, sendo classificados em dois grandes grupos: os que simulam o desgaste e atrito e os que simulam o dano acumulado. Autores como Wlodarski et al. [141], Britten et al. [14], Verdonshot et al. [132], Maher e Prendergast [73], Cristofolini et al. [25, 26], Race et al. [95], Stolk et al. [111] e Viceconti et al [133] utilizaram simuladores para verificarem o comportamento de próteses de anca.

Os simuladores de desgaste e atrito

São construídos para simularem movimentos de locomoção humana. Factores como atrito e desgaste ocorrem devido ao movimento relativo entre as superfícies, originando desgaste e perda de material. Os mecanismos de desgaste incluem fenómenos de abrasão, adesão e fadiga. Estes mecanismos permitem determinar a perda de material da anca quando sujeitos a carregamentos em condições semelhantes às in vivo. Estes equipamentos utilizam, para determinar o desgaste do componente acetabular de polietileno, no contacto de cabeças da componente femoral cerâmicas ou metálicas. Inúmeros autores utilizaram simuladores para aferir o desgaste da componente acetabular da prótese de anca e do prato tibial em próteses do joelho.

Os simuladores de dano acumulado

Estes simuladores permitem aferir a durabilidade das prótese ao longo do tempo. Este processo envolve uma progressiva perda das propriedades mecânicas dos materiais. Autores como Stolk et al. [112, 113], Cristofolini et al. [24], Grupp et al. [40], Greer et al. [38], Gross et al. [39], Britton et al. [14], Prendergast [92, 93] determinaram os padrões de migração de próteses de anca em função do tempo.

Desempenho clínico

Idealmente, os estudos clínicos são a forma mais confiante para observar o comportamento de uma prótese, recomendando-se habitualmente triagens e estudos clínicos de registos ortopédicos. A triagem na cirurgia é problemática pelas seguintes razões:

- É muito difícil, se não impossível, separar os pacientes que sofreram tratamento cirúrgico e não cirúrgico;
- Muitas vezes não é possível a simulação de procedimentos cirúrgicos por questões éticas;
- Os pacientes podem recusar o pedido de recolha de dados das intervenções cirúrgicas e suas características para tratamentos estatísticos;
- Existe uma curva de aprendizagem da técnica de intervenção por parte do ortopedista, que por si pode adulterar os resultados, mascarando certas situações.

Contudo, é de salientar, como foi dito no capítulo 2, a importância dos registos clínicos para uma melhoria de qualidade de vida dos pacientes, para aperfeiçoar as técnicas cirúrgicas e para fazer uma selecção cuidada das melhores, ou pelo menos das próteses mais adequadas.

Análise de marcha

Autores como Cowin et al. [21] e Andriachi et al. [1] referem que é possível com esta técnica prever o início de falha de um implante. A forma de andar no que se refere ao tamanho do passo e ao tipo de amplitude da flexão é indicadora do início de falência, não se verificando qualquer influência da velocidade no início da mesma.

Análise radiográfica

Esta técnica é muito usada para a verificação de falha de implantes e reacções ósseas em torno do implante. É provavelmente a mais aplicada em estudos in vivo. As linhas radiolucidas entre o implante e o osso envolvente (tecido fibroso e macio em que as suas propriedades mecânicas são inferiores) podem ser interpretadas como indicadores de início da falha. Autores como Collins e Maher [73], Skinner et al. [107], Williams et al. [138] e Piccaluga et al. [91], referem o potencial desta técnica para detectar a falha do implante, mas também referem as suas limitações.

Existe uma técnica mais sensível para detectar o início da falha dos implantes, denominada de DEXA (Dual-Energy X-ray Absorptiometry) que é normalmente utilizada para observar a remodelação óssea. Ang et al. [2] comparam a remodelação óssea em torno de próteses metálicas e poliméricas usando esta técnica, observando grande densidade mineral óssea em torno das últimas.

RSA (Roentgen Stereophogrammetry Analysis)

Este tipo de análise serve para obter medições de movimentos relativos entre dois corpos rígidos. Huiskes e Verdonschot [49] descrevem o seu funcionamento por intermédio de dois tubos de raios X que projectam a imagem numa película de filme de raios X. Com esta técnica é possível medir o movimento relativo entre a prótese e o osso.

Método dos elementos finitos

Esta técnica evoluiu significativamente na última década, tendo aparecido em 1972, e é de longe a mais aplicada em diversos estudos da engenharia e da biomedicina como as artroplastias da anca e do joelho, componentes acetabulares, fixações ósseas internas e externas, etc.

Foram diversos os motivos para o desenvolvimento rápido desta técnica na Biomecânica. A necessidade de simular com maior rigor e realismo os mecanismos mecano-biológicos de estruturas ósseas e implantes levaram à inclusão de técnicas de tomografia axial computadorizada para a geração geométrica das estruturas ósseas. De facto, a técnica dos elementos finitos juntamente com a tecnologia de digitalização tomografia axial computadorizada (TAC) possibilita hoje a representação de geometrias complexas dos ossos. Autores como Stolk et al. [110, 113], Mann et al. [71], Viceconti et al. [134, 135], Lennon e Prendergast [60, 61], Verdonschot e Huiskes [130, 131], Dragan [30], Dietrich et al. [29], Dhondt et al. [28] e Skalski e Domanski [106] usaram este tipo de informação para gerar modelos de elementos finitos de forma automática.

Os modelos numéricos têm como grande vantagem o facto de permitirem alterar as geometrias e os materiais na simulação de forma simples. Em contrapartida, as técnicas experimentais não o permitem do mesmo modo. É possível fazer comparações relativamente ao efeito da geometria do implante de forma expedita para próteses de anca, de joelho, do acetábulo ou outras. Esta técnica permite também aferir as características das superfícies, ou seja, o efeito do atrito ou das superfícies revestidas, micro-movimentos, entre outros parâmetros.

Os modelos numéricos têm sido combinados com algoritmos de remodelação óssea, levando em conta as reacções dos tecidos circundantes ao implante. Alguns autores [30, 32, 33, 47, 48, 92, 93, 101, 125, 126, 139, 140] utilizaram modelos do processo de remodelação óssea. Outros estudos abordam a influência de diversos parâmetros (material, geometria, posicionamento, etc.). Por exemplo, Huiskes et al. [48], Simões et al. [104] e Ramaniraka et al. [97] verificaram que a elevada rigidez do implante provoca o aumento de reabsorção óssea.

Os modelos numéricos permitem ainda a inclusão do efeito de fadiga e acumulação do dano no cimento. Viceconti et al. [134], Verdonschot e Huiskes [129], Van Der Linden et al. [126] e Pérez et al. [89] entre muitos outros, estudaram os descolamentos nas interfaces no mecanismo de rotura do conjunto prótese-osso.

Uma questão que preocupa a comunidade científica é saber até que ponto os estudos numéricos podem ser utilizados na previsão *in vivo* do comportamento da prótese de anca. Como o método consiste num procedimento matemático de aproximação, dúvidas podem surgir quanto à validade desta ferramenta para aferir e diferenciar o comportamento a longo prazo, neste caso, da prótese de anca.

De facto, como é necessário introduzir certo tipo de informação nos modelos (propriedades dos tecidos ósseos, do cimento e da prótese, forças na articulação e dos tecidos musculares, formas de fixação ao osso, modelos de reconstrução do tecido ósseo, comportamento a longo prazo do cimento e suas propriedades viscoelásticas, etc.) faz com que haja algum cepticismo na aceitação de resultados provenientes de modelos numéricos. Neste aspecto, os estudos experimentais, por simularem mais de perto o problema real, permitem obter resultados mais fiáveis e mais próximos dos esperados. Todavia, se for possível aferir e comparar resultados numéricos com experimentais e clínicos, garante-se um modelo numérico que simula o comportamento *in vivo* de determinada estrutura com maior confiança.

Alguns investigadores têm-se debruçado sobre esta temática ao longo destes últimos anos, sendo justo destacar os trabalhos desenvolvidos pelos Institutos de Rizzoli (Bolonha, Itália), Universidade Católica de Nijmegen (Holanda) e Trinity College (Irlanda).

Inúmeros autores têm realizado estudos numéricos ao longo das ultimas décadas na tentativa de conceberem numericamente, através do método de elementos finitos, o comportamento do fémur e de outras estruturas anatómicas, [28, 29, 37, 46, 47, 54, 76-79, 90, 92, 93, 94, 98, 111, 118, 120, 131, 134].

Alguns resultados numéricos obtidos foram comparados e confirmados com resultados experimentais, entre outros por Cristofolini et al. [22, 23, 24], Viceconti et al. [133], Sziveck et al. [114, 115, 116], Uta et al. [123], Beals et al. [4], Hilado [45] e Stolk et al. [108, 110, 113], nomeadamente na validação do modelo de fémur standardizado. Estes autores demonstraram, através de várias técnicas de medição, as diferenças de comportamentos entre o fémur sintético e cadavéricos, realçando que o comportamento entre ambos é semelhante.

Relativamente às limitações desta técnica, elas relacionam-se com as condições fronteira, os materiais, a geometria do implante e sua colocação. As condições fronteira têm grande influência, pois as cargas normalmente mais aplicadas para o caso do fémur são a reacção do contacto tribológico e as forças musculares dos abdutores, sabendo-se contudo que o fémur está sujeito a uma combinação dinâmica de diversos músculos e ligações.

Relativamente aos materiais, o osso cortical e esponjoso não é nem isotrópico nem homogéneo e as propriedades do cimento e das ligações entre componentes variam com inúmeros factores. Por último, o posicionamento e tipo de intervenção cirúrgica variam com o ortopedista e com o tipo de implante, com o tipo de cimento e com outros factores de difícil contabilização num modelo numérico. Uma das maiores complexidades prende-se com o facto dos sistemas biomecânicos analisados incluírem tecido vivo que se regenera e evolui em função do ambiente criado pelo implante e que depende de indivíduo para indivíduo, o que torna o processo de simulação numérica difícil.

4.3| Metodologia seguida

Neste capítulo teve-se como objectivo estudar a influência de diversos parâmetros na simulação da biomecânica da prótese de anca e deste modo gerar o modelo numérico fiável para ser usado na concepção e análise da nova prótese de anca cimentada.

4.3.1| Influência do comprimento do fémur

A metodologia seguida no estudo numérico e experimental teve como objectivo fulcral a realização de um estudo comparativo entre a nova prótese concebida com outras comerciais (actualmente utilizadas em cirúrgica ortopédica). Com este objectivo no horizonte, foi iniciado o trabalho numérico que teve como objectivo desenvolver modelos numéricos fiáveis para serem utilizados no desenvolvimento da nova prótese.

O modelo de fémur utilizado no estudo é igual ao utilizado por inúmeros investigadores. Assim, utilizou-se uma geometria normalizada de um fémur esquerdo sintético, que apresenta vantagens relativamente aos fémures cadavéricos, pois existe disponível comercialmente assim como o seu modelo de superfícies (modelo CAD em formato IGS) [142]. A variabilidade das propriedades destes modelos é reduzida. Inúmeros autores como Cristifolini et al. [22-25], Ramer et al. [96], Bianco et al. [10], Harman et al. [41], McKellop et al. [80], Otani et al. [86] e Heiner e Brown [44] fizeram estudos de validação deste tipo de modelo.

A utilização dos modelos sintéticos de fémures apresenta vantagens evidentes. Primeiramente não apresentam a variabilidade geométrica e material dos fémures cadavéricos. Em segundo lugar, é de referir que existem muitos resultados publicados com este tipo de modelo, o que permite aferir os resultados provenientes de modelos experimentais e numéricos de outros autores.

Optou-se por usar um modelo de superfícies de um fémur compósito comercializado pela Sawbones® Europe (Pacific Research Laboratories Inc, Vashan Island, Washinton, USA). Este fémur compósito têm sido largamente utilizado na investigação ortopédica, entre outros por Simões et al. [103], Polgar et al. [90], Stolk et al. [111, 112, 113], Greer et al. [38], McNamara et al. [79], Hyodo et al. [46], Kleemann et al. [54] e Rost e Liefeth [98], etc. A geometria utilizada neste estudo refere-se ao fémur da 3ª geração (modelo 3303) em que o material do osso cortical é um compósito de resina de epóxido reforçada com fibra de vidro curta.

O interior dos modelos femorais é de espuma de poliuretano que replica o osso esponjoso. O fémur tem um comprimento de 480 mm (figura 4.1).

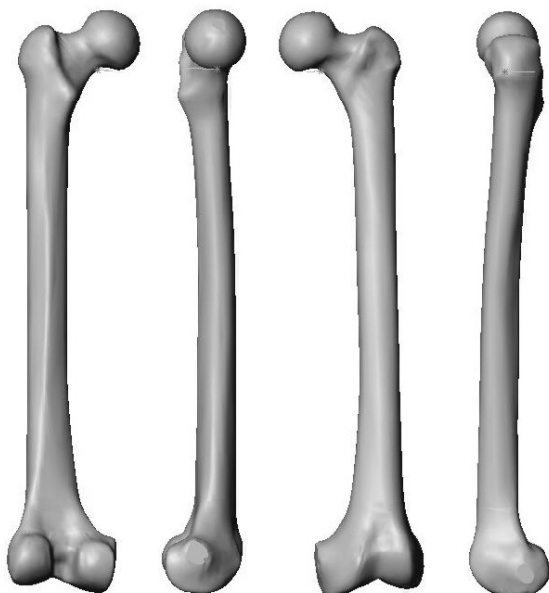


Figura 4.1 – Modelo CAD do fémur (modelo) utilizado no estudo.

Esta nova geração destes modelos possui comportamento melhorado relativamente às gerações anteriores, como referem Heiner and Brown [44] e Cheung et al. [16]. No que concerne à espessura do osso cortical, esta é menor e mais realística, possuindo também uma geometria mais detalhada. A textura da superfície exterior foi melhorada relativamente à geração de modelos anterior.

O melhoramento mais significativo da geometria foi na zona da diáfise, passando de uma geometria circular para oval com uma zona oca de diâmetro aproximadamente de 15.5 mm. Estas alterações levaram a uma aproximação de comportamento do modelo sintético ao do fémur humano (cadavérico), permitindo uma distribuição mais homogénea das deformações ao longo de todo o seu comprimento na diáfise.

A tabela 4.1 contém as propriedades do modelo segundo o fabricante. Na simulação utilizou-se com módulo de elasticidade o valor de 19 GPa para o osso cortical e 280 MPa para o osso esponjoso. As mesmas propriedades foram também utilizadas por Heiner e Brown [44] para validar o modelo experimental de 3ª geração. Cheung et al. [16] utilizaram uma média de valores do fabricante para simular o mesmo tipo de modelo.

Tabela 4.1 – Propriedades dos materiais fémur (fabricante).

		Módulo de Elasticidade em Tracção (MPa)	Módulo de Elasticidade em Compressão (MPa)
2ª geração	Cortical	18 600 GPa	14 200 GPa
	Esponjoso	-----	104-137 MPa
3ª geração	Cortical	12 400 GPa	7 600 MPa
	Esponjoso	-----	104-137 MPa

A figura 4.2 ilustra a parte proximal do fémur [142]. Numa primeira fase do estudo numérico foi necessário estudar e construir o modelo numérico e testar a convergência de resultados. Determinou-se o comprimento mínimo do fémur de modo que os resultados não sofressem alterações em função da região de encastramento considerada. Tal permitiu minimizar o tempo de preparação do modelo e sua resolução.

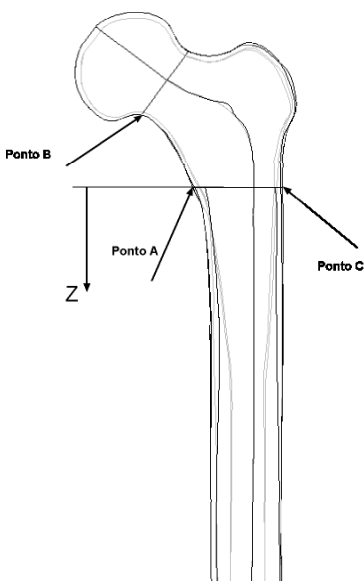


Figura 4.2 – Modelo de superfícies do fémur proximal e indicação dos pontos de controlo de convergência de malha.

Nesta fase considerou-se um fémur numérico com malha hexaédrica (figura 4.3) para determinar o comprimento mínimo necessário para fixar o fémur ao meio exterior.

A análise numérica por elementos finitos foi efectuada com a aplicação Hyperworks® 5.1 (Altair Engineering, Inc.). Para esta parte do estudo, o comprimento da superfície de fixação ao longo da diáfise do fémur (distância Z do ponto A como se ilustra na figura 4.2) foi variável. O modelo numérico era constituído por 2962 elementos correspondente a 38559 graus de liberdade (figura 4.3).

O sistema de carregamento do fémur neste modelo foi apenas uma carga representativa da reacção com uma intensidade de 600 N no plano frontal a 11° com o eixo longitudinal do fémur. Este carregamento é semelhante ao considerado nos estudos de Heiner e Brown [44], Cheung et al. [16] e Greer et al. [38]. Foram obtidos os valores das tensões e deformações equivalentes em três pontos (A, B e C) de maior interesse na zona medial calcar do fémur e lateral. Estes pontos são considerados os mais críticos e normalmente utilizados em análises de convergência de malhas.

As coordenadas dos referidos pontos foram sempre as mesmas para todos os modelos usados na comparação, apenas se alterou a distância de fixação na zona distal do fémur, mantendo-se todas as restantes variáveis inalteráveis.

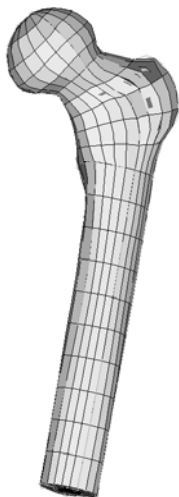


Figura 4.3 – Modelo em malha de hexaedros da zona proximal fémur.

O gráfico da figura 4.4 mostra a variação da tensão equivalente de von Mises e deformação equivalente em função da variação do comprimento do fémur considerado.

Os resultados obtidos mostram que a partir de uma distância de 70 mm do ponto A não há qualquer influência das tensões nos referidos pontos, ou seja, pode-se desprezar a restante parte do fémur nas simulações sem prejuízo dos resultados a obter na zona proximal. De referir ainda que a partir de 40 mm a influência da zona de restrição é diminuta relativamente à estabilidade (70 mm).

Estudo semelhante foi realizado por Greer et al. [38] usando um modelo de malha tetraédrica. Estes autores demonstraram que a partir de 60 mm do ponto A não é relevante a zona de fixação, porque o valor das tensões e das deformações no referido ponto não são diferentes. Contudo, só se desprezou o comprimento do fémur a partir da distância de 185 mm do ponto A, distância necessária para posteriormente introduzir a prótese.

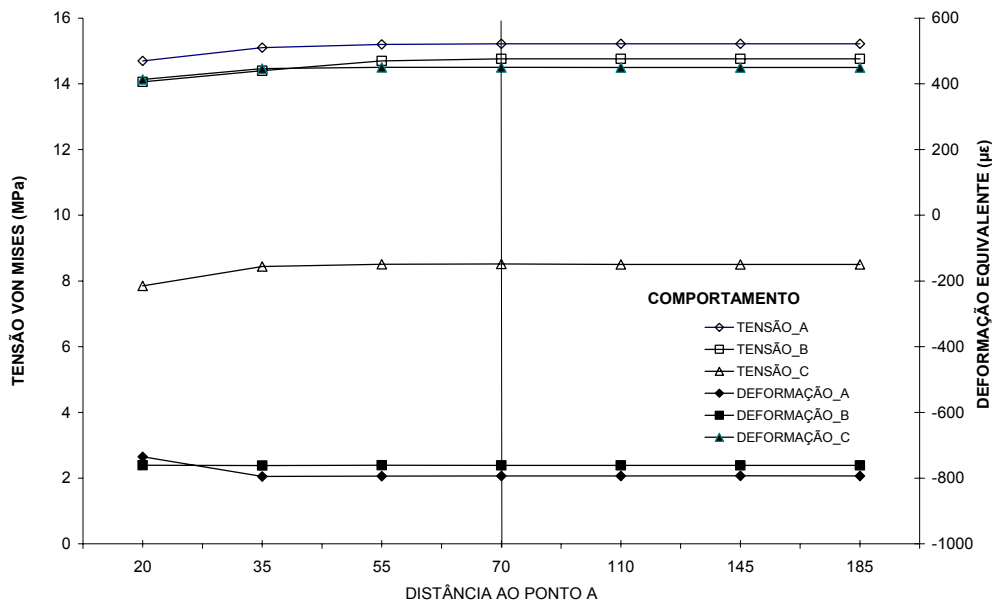


Figura 4.4 – Variação da tensão equivalente de von Mises e deformação equivalente nos pontos de controlo em função da distância de fixação.

Uma questão pertinente que se colocou nesta fase de estudo foi: como será o campo de tensões-deformações se se considerar as forças musculares do fémur e a que distância se poderá desprezar o restante fémur? Com o objectivo de clarificar estas e outras questões simulou-se a mesma situação mas com diferentes forças musculares aplicadas ao fémur intacto, neste caso utilizaram-se as forças dos músculos representados na figura 4.5 (força de contacto, abdutores, psoas-íliaco e vastus lateralis). A mesma figura ilustra também a malha de elementos finitos.

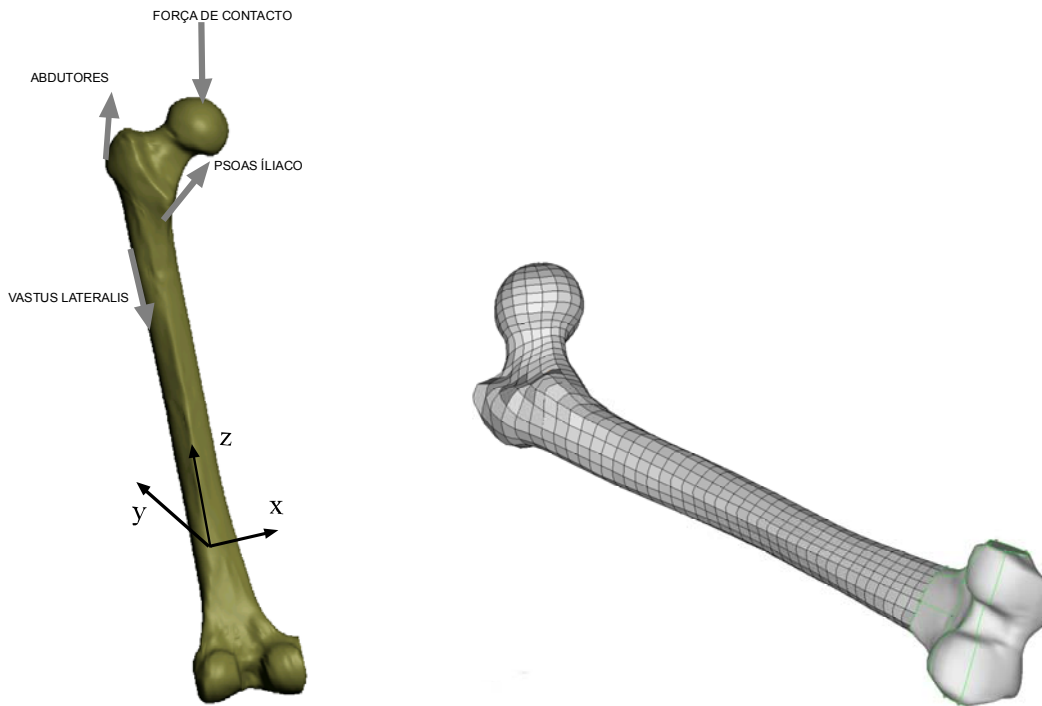


Figura 4.5 – Representação das forças musculares simuladas e malha de elementos finitos.

Assim, foram obtidas as deformações e tensões em todos os aspectos e ao longo de um fémur curto e de um fémur longo, tendo o fémur longo mais 120 mm de comprimento, ou seja, um comprimento ao ponto A de 300 mm (junto aos cõndilos). Este modelo numérico era composto por 2962 elementos correspondendo a 53463 graus de liberdade, um aumento relativamente ao modelo anterior de 28%.

A intensidade e direcção das forças musculares utilizadas estão resumidas na tabela 4.2 [92, 99, 104, 105]

Tabela 4.2 – Direcção e intensidade das forças musculares usadas nas simulações.

FORÇAS (N)	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL
	X	Y	Z
FORÇA DE CONTACTO (FC)	-616	-171	-2800
ABDUTORES (ABD)	430	0	1160
PSOAS- ÍLIACO (PI)	78	560	525
VASTUS LATERALIS (VL)	0	0	-1200

Obteve-se as tensões equivalentes de von Mises e as deformações na direcção axial ao longo do fémur nos quatro aspectos (medial, lateral, anterior e posterior).

No que se refere às tensões equivalentes, verifica-se não existir qualquer alteração, bem evidenciado no gráfico da figura 4.6. Assim, o campo de tensões não se altera com o aumento do seu comprimento, ou com a adição de forças musculares.

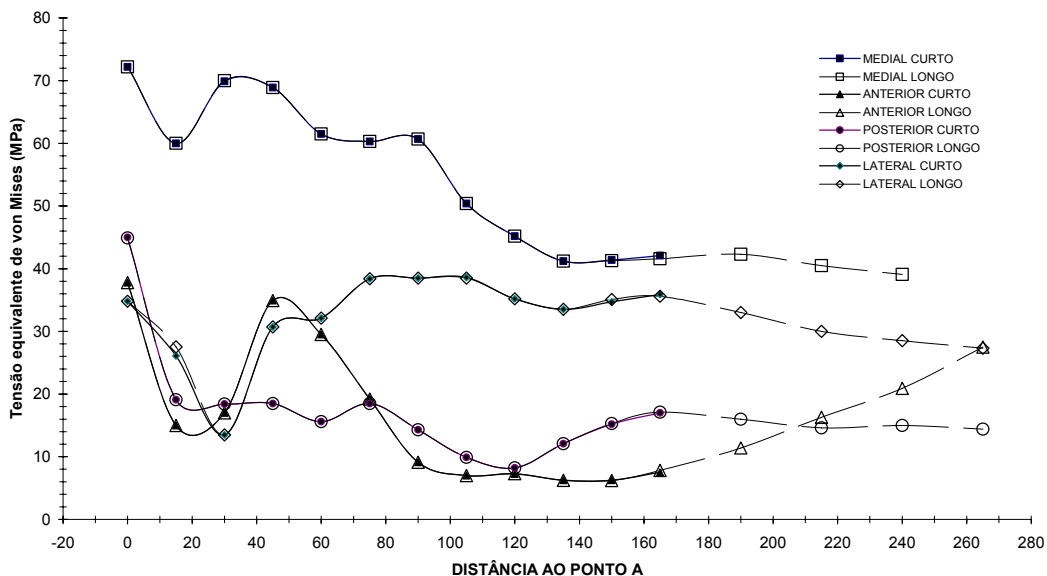


Figura 4.6 – Variação da tensão equivalente de von Mises.

Relativamente ao campo de deformações (figura 4.7), verifica-se semelhante conclusão, com pequenas diferenças nas zonas de maiores gradientes de deformação nos aspectos anterior e posterior.

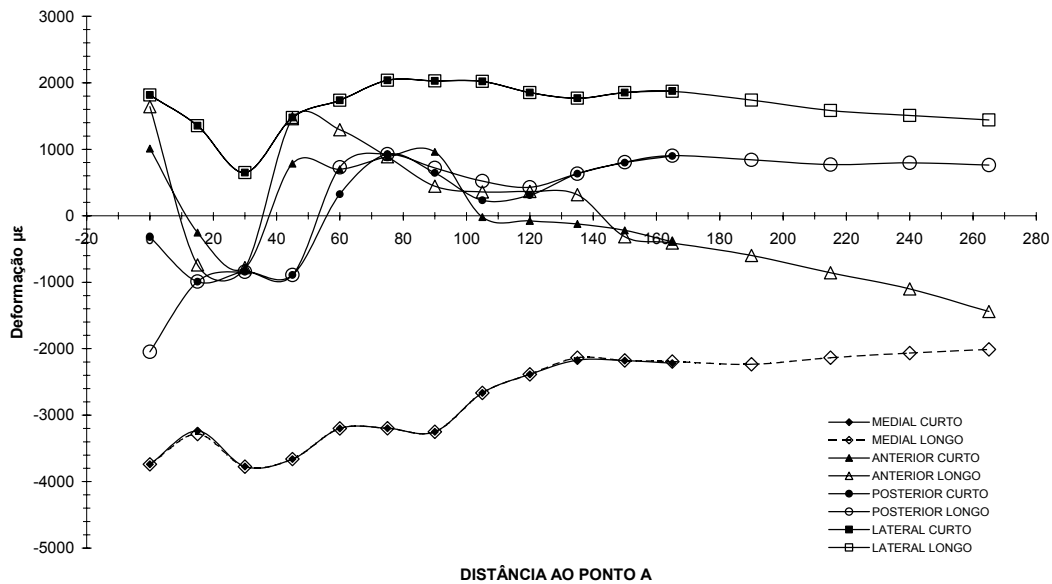


Figura 4.7 – Variação da deformação axial.

Como conclusão, independente do sistema de carregamento (inclusão ou não de forças musculares) e de comprimentos superiores a 180 mm, não se verificou alterações significativas do campo de tensões e de deformações no fêmur. Deste modo, é legítimo o uso de modelos numéricos com menor número de elementos e consequentemente de menor esforço computacional.

4.3.2] Influência das forças musculares

Relativamente às forças aplicadas nas simulações numéricas, inúmeros autores referem como as mais importantes as forças de contacto (FC), os abdutores (ABD), o psoas-íliaco (PI) e o vastus lateralis (VL). Na tabela 4.3 apresenta-se um resumo de diferentes sistemas de forças que alguns autores utilizaram em diversas simulações numéricas, referindo que o sistema de eixos do fêmur é o da figura 4.5.

Existem estudos publicados com maior número de músculos simulados. Por exemplo, Stolk et al. [111] simularam 19 músculos diferentes. Duda et al. [31] simularam o fêmur com 5 casos de carga diferentes. Bistakos et al. [12] simularam 9 músculos com diferentes combinações. Cristofolini et al. [22, 23] num estudo experimental consideraram 10 músculos para verificar a influência destes no campo de deformações a que o fêmur é sujeito.

Com o objectivo de identificar a influência que cada músculo tem na caracterização do campo de deformações no perióstio do fêmur, consideraram-se diferentes sistemas de cargas (tabela 4.4). De referir que as condições fronteira foram simuladas fixando a zona distal do fêmur, permitindo uma maior liberdade de movimentos da cabeça do fêmur (sem restrições de movimento).

As deformações foram obtidas nos quatro aspectos do fêmur (figura 4.8 a 4.11). O gráfico da figura 4.8 ilustra a distribuição das deformações no aspecto medial.

Os resultados mostram que a inclusão de forças musculares aumenta o efeito da flexão do fêmur, embora não sejam significativas as forças musculares do psoas-íliaco e do vastus lateralis. Na região calcar, junto ao ponto A, os resultados não são diferentes e foi onde se verificou a deformação máxima.

Tabela 4.3 – Direcção e intensidade das forças musculares usadas nalguns estudos biomecânicos.

SIMÕES ET AL. [104], TAYLOR ET AL. [120], ROHLMAN ET AL. [98]				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-616	-171	-2800	2875
ABDUTORES	430	0	1160	1237
PSOAS-ÍLIACO	78	560	525	771
VASTUS LATERALIS	0	0	-1200	1200
JEFFERS ET AL. [51], STOLK ET AL. [108, 109, 110], BERGMAN IN HIP98.				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-405	-246	-1719	1783
ABDUTORES	435	32	649	782
TENSOR FASCIA LATEA PROXIMAL	54	87	99	142
TENSOR FASCIA LATEA DISTAL	-4	-5	-143	143
VASTUS LATERAL IS	-7	139	-697	711
RAMANIRAKA ET AL. [96]				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-320	-448	-1820	1901
ABDUTORES	430	0	1160	1237
PSOAS-ÍLIACO	75	525	560	771
MANN ET AL. [72]				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-439	-460	-2008	2106
PSOAS-ÍLIACO	310	357	1138	1232
LENON E PRENDERGAST [60]				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-1236	508	-2864	3160
GLUTEO MÉDIO	259	-160	319	441
GLUTEO MÍNIMO	279	269	134	410
PSOAS-ÍLIACO	59	74	58	111
ROST E LIEFEITH [97]				
FORÇAS (N)	MEDIAL X	ANTERIOR Y	PROXIMAL Z	RESULTANTE (N)
FORÇA DE CONTACTO	-976	-404	-2265	2499
GLUTEO MÉDIO	205	127	252	349
GLUTEO MÍNIMO	220	213	106	324
ILIOTIBIAL	47	58.5	-45.9	88

Tabela 4.4 – Sistemas de cargas utilizadas nas simulações numéricas.

CASO_1 - FORÇA DE CONTACTO (FC)
CASO_2 - FC+ABDUTORES (FC+ABD)
CASO_3 - FC+ABD+PSOAS ÍLIACO (FC+ABD+PI)
CASO_4 - FC+ABD+PSI+VASTUS LATERALIS (FC+ABD+PI+VL)

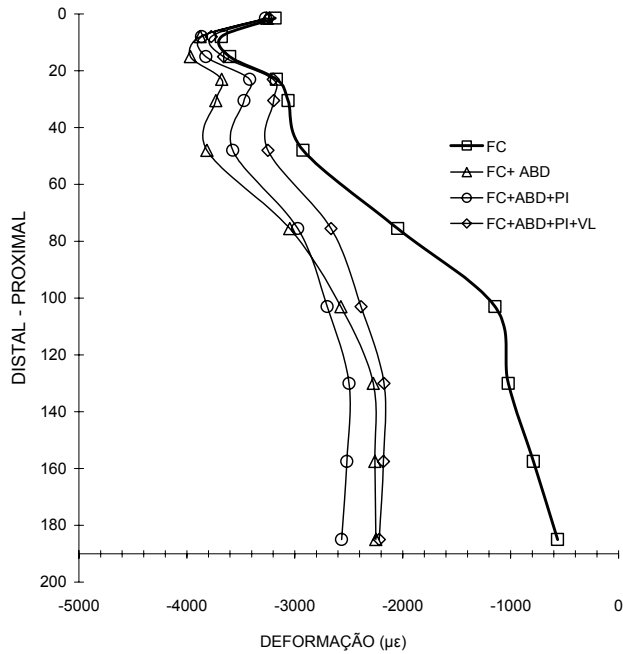


Figura 4.8 – Variação da deformação em função das forças musculares no aspecto medial.

A figura 4.9 ilustra os campos de deformações obtidas no aspecto anterior. Neste caso verificou-se algumas diferenças. Por exemplo, a adição de forças musculares do grupo dos abdutores permitiu uma inversão do sinal das deformações na zona proximal, evoluindo de compressão para tracção.

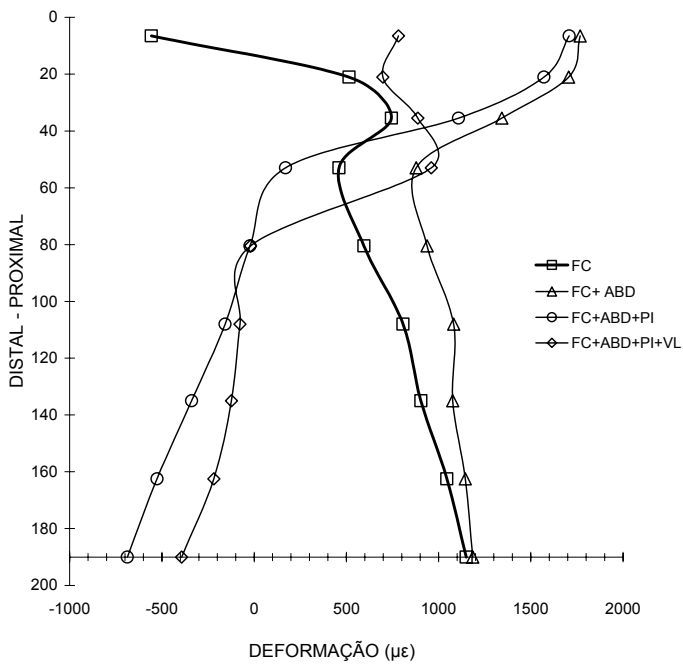


Figura 4.9 – Variação da deformação em função das forças musculares no aspecto anterior.

Com a aplicação do músculo psoas-ilíaco verificou-se uma pequena alteração das deformações na região calçar, diminuindo a deformação na região do ponto A de 1767 μ strain para 1700 μ strain, uma diferença de 67 μ strain.

Com a inclusão da força muscular do vastus lateralis, observou-se uma alteração do campo de deformações, diminuindo significativamente a deformação na zona do ponto A e na região distal do fémur. No aspecto anterior, a influência dos músculos é marcante. Apenas a força da reacção origina compressão na zona proximal do fémur, todos os restantes originam tracção nessa zona. Na ponta distal verifica-se o fenómeno contrário com a inclusão dos músculos psoas-ilíaco e vastus lateralis a provocarem alguma compressão.

A figura 4.10 mostra os campos de deformação no aspecto posterior para cada sistema de forças simulado. Embora o valor da deformação na região calçar seja idêntico, verifica-se diferenças relevantes ao longo do fémur desde a região proximal à distal. O músculo psoas-ilíaco aumenta fortemente a componente de flexão no aspecto posterior do fémur, enquanto o músculo vastus lateralis diminui a flexão na zona distal, atenuando o efeito do psoas-ilíaco.

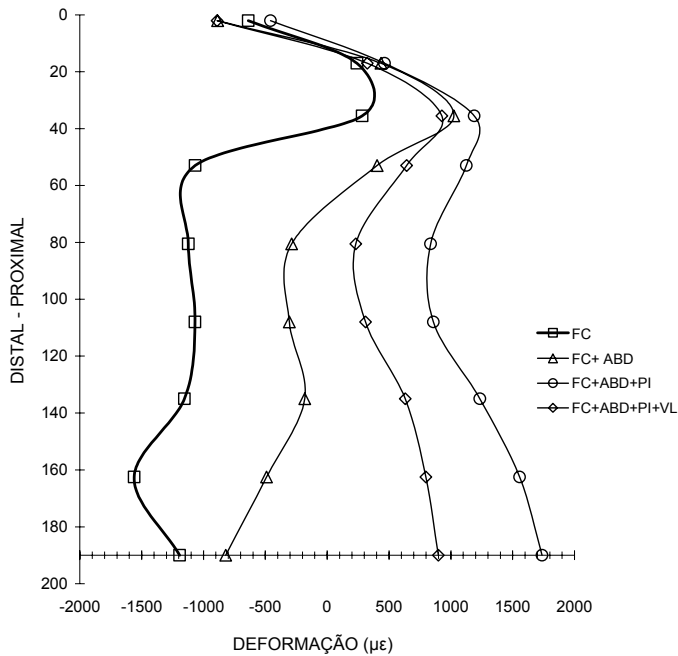


Figura 4.10 – Variação da deformação em função das forças musculares no aspecto posterior.

As deformações verificadas no aspecto lateral (figura 4.11), revelam, tal como no caso anterior, o efeito provocado pela força do músculo psoas-ilíaco, aumentando a componente de flexão do fémur. A inclusão do vastus lateralis permite diminuir a componente de deformação.

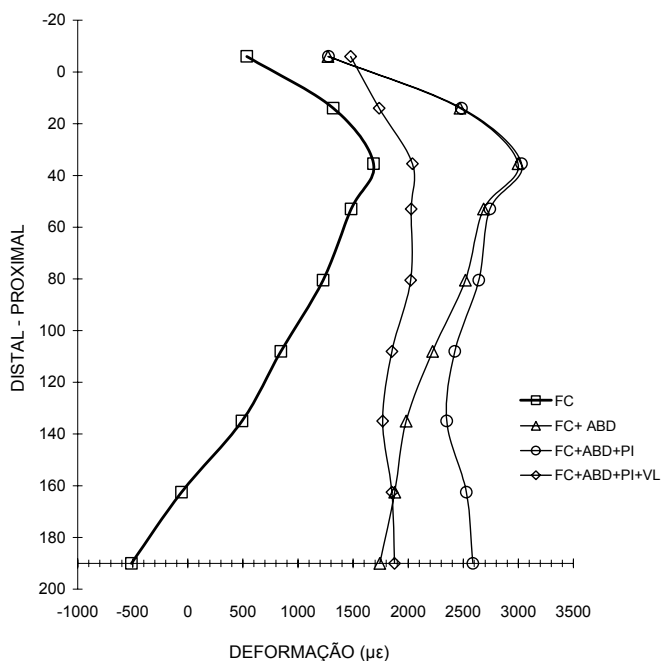


Figura 4.11 – Variação da deformação em função das forças musculares no aspecto lateral.

4.3.3| Conclusões

Com este estudo ficou demonstrado a influência das forças musculares, sendo os abdutores e o psoas-íliaco os de maior influência, nomeadamente no aspecto lateral e posterior do fémur. Verifica-se em regra geral que a adição dos músculos psoas-íliaco e abdutores provoca um aumento da flexão do fémur. Autores como Stolk et al. [110, 111] e Duda et al. [31], entre outros, referem semelhantes conclusões.

4.4| Estudo numérico de próteses convencionais

Antes de realizar as simulações numéricas definitivas foi necessário conceber e gerar modelos numéricos femorais com as próteses seleccionadas para o estudo e determinar a influência de diversos parâmetros de simulação como o grau de refinamento da malha e tipo de elemento.

O estudo comparativo foi feito considerando quatro tipos de próteses de anca cimentadas (Lubinus SPII, Charnley Roundback, Müller Straight e Stanmore) apresentadas na figura 4.12. A escolha destas resultou de uma análise detalhada dos registos ortopédicos que consideram as mesmas (excepto a Müller Straight) como as com melhores taxas de sucesso. A prótese Müller Straight foi utilizada pelo facto de ser a mais aplicada em Portugal. Utilizaram-se fémures sintéticos da Sawbones, escolhendo próteses de tamanhos adequados aos modelos femorais.

Os tamanhos usados foram o modelo L2 de Lubinus SPII (esquerda de tamanho 2), Charnley Roundback Ks No 3 (tamanho 3), Stanmore a No 3 (tamanho 3) e a Müller Straight 10 mm (na ponta distal).

As artroplastias cimentadas foram realizadas por cirurgiões ortopedistas, usando para o efeito o instrumental adequado e respeitando o protocolo cirúrgico para cada prótese. Foi utilizado o cimento CMW® 3 de alta viscosidade do fabricante DePuy®.

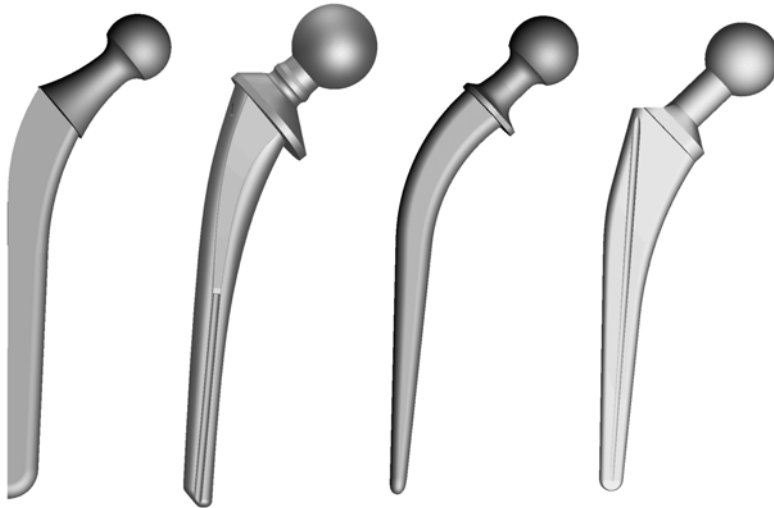


Figura 4.12 – Prótese usadas no estudo comparativo (Charney Roudback, Lubinus SPII, Stanmore e Müller Straight).

Após a realização in vitro das quatro artroplastias fizeram-se tomografias axiais computadorizadas (TAC) a cada, retirando imagens de 3 mm em 3mm. Na figura 4.13 ilustra-se algumas imagens do TAC do modelo femoral com a prótese Stanmore.

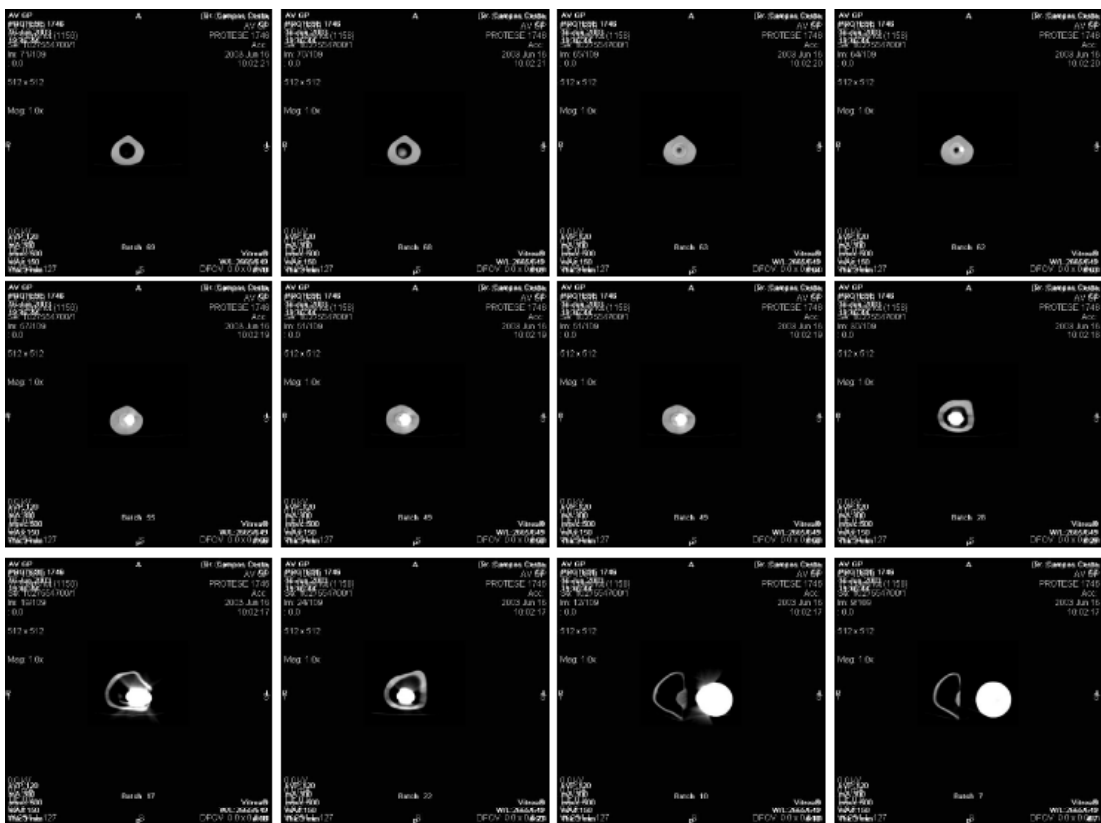


Figura 4.13 – Imagens TAC da artroplastia com a prótese de anca Stanmore.

Com base nesta informação fez-se a reconstrução 3D das artroplastias virtuais, modelando o manto de cimento e a prótese dentro do fémur. A figura 4.14 ilustra os modelos CAD de cada uma das artroplastias *in vitro*.

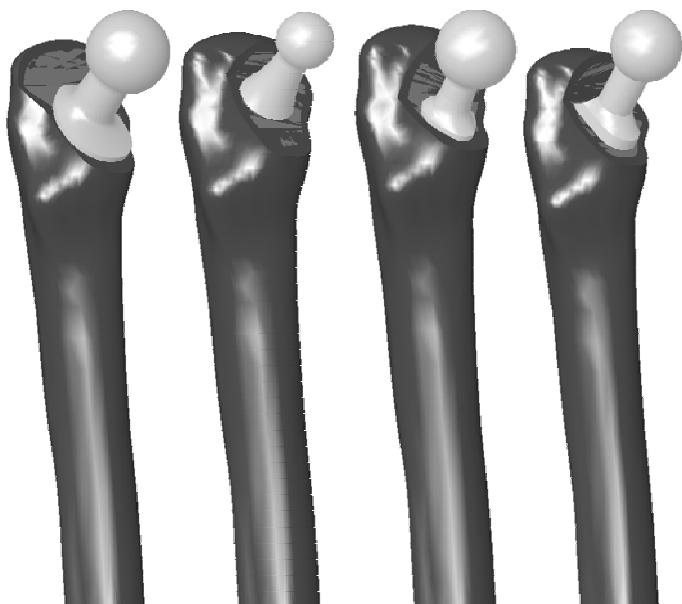


Figura 4.14 – Modelos CAD (Lubinus SPII, Charnley, Stanmore e Müller Straight).

A reconstrução foi obtida por conversão vectorial das linhas de contorno ente as interfaces das imagens das artroplastias e depois feita a modelação sólida com a aplicação de CAD Solidworks® 2003. Após este processo de reconstrução virtual, o ortopedista fez posteriormente a correcção e posicionamento de algumas das próteses.

É de salientar a importância do centro da cabeça da prótese estar localizada numa linha tangente à parte superior do fémur (todas ao mesmo nível). De notar ainda que o corte para cada prótese situa-se a cerca de 25 mm a cima da linha do intertrocanter.

4.4.1| Modelo de elementos finitos

Esta parte do estudo foi dedicada ao estudo de diferentes factores relacionados com o modelo de elementos finitos. Diferentes factores podem mascarar e alterar os resultados finais, como por exemplo o tipo de elemento finito. Pode-se referir que, os elementos tetraédricos têm como grande vantagem a facilidade de criação de geometria, muitas vezes através de processos semi-automáticos ou automáticos, adaptando-se a superfícies de grandes curvaturas facilmente, mas apresenta como desvantagem uma maior rigidez, pois o elemento apenas possui 4 nós ou seja, apenas têm 24 graus de liberdade.

O elemento hexaédrico que possuiu 8 nós (elemento linear), tendo o dobro dos graus de liberdade ou seja 48, permite a sua rotação, ao contrário do anterior. Como desvantagem apresenta uma maior dificuldade de criação de malha sólida em modelos complexos, pois não existem processos automáticos para geometrias de elevada complexidade. Outra variável inerente ao método é o grau de refinamento ou densidade de elementos, ou seja, o número de graus de liberdade necessários para caracterizar o sistema convenientemente, que depende do tipo de elemento. Com o objectivo de clarificar a influência destas variáveis realizou-se um estudo analítico e numérico usando uma geometria simples do fémur intacto e depois uma geometria realística do mesmo.

4.4.2| Tipo de elemento (tetraédrico versus hexaédrico)

O tipo de elementos usados em estudos numéricos pelo método dos elementos finitos tem sido abordado por inúmeros autores, [5, 9, 11, 15, 17, 18, 28, 36, 50, 52, 53, 57, 58, 62, 63, 64, 66, 67, 74, 75, 81, 82, 87, 88, 60, 102, 108, 109, 110, 117, 124, 134, 135, 136, 137].

Como é sabido, os ossos são estruturas geometricamente complexas, e têm sido analisadas usando o método dos elementos finitos. Este método baseia-se na criação de modelos matemáticos que podem representar estes sistemas complexos, permitindo encontrar soluções rapidamente por intermédio de resolução de equações que relacionam os deslocamentos com as forças aplicadas através da rigidez da estrutura.

O método dos elementos finitos têm permitido grandes avanços da biomecânica nos últimos anos. Segundo Prendergast et al. [92, 93], é um método de valor inestimável para o desenvolvimento de uma nova geometria da prótese da anca.

Existem inúmeras aplicações de análise por elementos finitos, contudo os resultados que derivam dos mesmos devem ser encarados com o cepticismo necessário pois dependem de inúmeras variáveis, tais como geometria, materiais, condições fronteira (forças musculares e fixação do fêmur), tipo de elemento e refinamento (numero de graus de liberdade) da malha.

A complexidade das geometrias para simular as estruturas ósseas tem aumentado nos últimos anos, sendo estas modeladas através de processos de digitalização, usando principalmente a tomografia axial por computador [92].

Relativamente aos materiais utilizados neste tipo de estudos, a maior parte refere a simulação dos mesmos isotrópicos e homogéneos e lineares elásticos, sabendo-se que o osso não tem este tipo de propriedades. Os ossos são anisotrópicos e não homogéneos, particularmente o osso esponjoso [125]. A variação das propriedades mecânicas dos tecidos ósseos com o tempo, idade do paciente e tipo de esforço físico têm levado a um aumento da complexidade dos modelos de simulação [35, 93].

Nos modelos numéricos, a configuração das condições fronteira relativamente à colocação e intensidade das cargas é de extrema importância, são “inputs” que vão afectar os resultados finais. Contudo, é de referir que na maioria dos casos, as cargas usadas nas simulações numéricas são muito simplificadas. Muitos autores têm analisado a problemática das condições de carga nas artroplastias da anca e do joelho [8, 31, 43, 109, 110, 119, 120].

Alguns autores têm desenvolvido trabalho na precisão geométrica dos modelos numéricos, enquanto outros têm incidido na simulação mais realística dos materiais intervenientes numa artroplastia da anca [92, 134].

Para além dos problemas e dificuldades descritas atrás, existem outros inerentes ao próprio método de elementos finitos, que se relacionam com o tipo de malha e grau de refinamento, este último importante na eficiência da análise. Muitos autores como Polga et al. [90], Viceconti et al. [134, 135], Merz et al. [81], Marks e Gardner [74, 75], Keyak e Skinner [53], Ladd e Kinner [58], Stolk et al. [110, 111] e Verna e Melosh [128] fizeram estudos por forma a aferirem o desempenho dos elementos finitos. Muita investigação têm sido direccionada no sentido de melhorar os modelos matemáticos dos elementos para aumentar o seu desempenho [15, 62, 63, 82, 88, 135, 137].

Um dos objectivos do desenvolvimento de novas técnicas de geração de malha consiste na elaboração automática de malhas em superfícies com elevada qualidade, eliminando a possibilidade de distorção da malha tetraédrica [83].

O desempenho dos elementos, tetraédricos ou hexaédricos, lineares ou quadráticos, tem sido abordado, entre outros autores por Cifuentes e Kalbag [18], Polga et al. [90] e Viceconti et al. [134]. Neste estudo, comparou-se diferentes tipos de elementos relativamente à exactidão dos resultados (solução teórica) e tempos de computação.

Os modelos de elementos finitos devem ser suficientemente refinados para permitirem uma representação adequada da geometria a estudar e o comportamento da estrutura óssea [47, 128]. Os resultados numéricos são sensíveis ao tamanho da malha e refinamento (numero de graus de liberdade) da estrutura. Por este motivo, devem-se realizar testes de convergência de forma a aferir a estabilidade do modelo e garantir resultados estáveis [110, 111]. Os testes de convergência podem ser realizados comparando deslocamentos nodais, a energia de deformação elástica [42] ou as tensões [75]. De acordo com o trabalho de Stolk et al. [110], uma completa convergência da distribuição das tensões ou deformações pode nunca ser conseguida, pois singularidades locais fazem com que os resultados nunca convergiam, independentemente de ter ou não malhas refinadas.

4.4.3| Modelo simplificado do fémur

A biomecânica da artroplastia da anca é um problema bastante complexo, parte devido à complexidade da geometria do fémur, da incerteza das forças musculares e ligamentares. Num modelo com esta complexidade torna-se difícil, se não impossível, a obtenção de uma solução teórica do campo de deformações-tensões. Assim, uma possibilidade reside na comparação de resultados numéricos com experimentais.

O estudo da influência de parâmetros como o tipo de elemento, número de elementos, condições fronteira, forças musculares e dos ligamentos pode ser feita, dentro de determinados limites, com modelos numéricos simplificados, permitindo a comparação de resultados com soluções teóricas. Por esse motivo, muitos investigadores como Stolk et al. [109, 110] e Viceconti et al. [134, 135] utilizarem modelos simplificados da artroplastia da anca.

Por forma a estudar a influência do tipo de elemento e grau de refinamento da malha, utilizou-se o mesmo modelo descrito por Viceconti et al. [134]. Este modelo é uma simplificação da parte proximal do fémur, na sua forma e geometria (dimensões), com um sistema de condições fronteira semelhante ao fémur intacto. Possui como dimensões um diâmetro de 30 mm e um raio de curvatura na parte proximal de 48 mm (figura 4.15). A configuração de cargas corresponde à utilizada por McNamara et al. [79], Stolk et al. [109, 110] e Viceconti et al. [135] e está representada na figura 4.16. Deve-se referir que este modelo gerou campos de tensões e deformações ao fémur intacto de geometria realística.

Admitindo um indivíduo com um peso de 80 Kgf (P_c) e segundo a representação esquemática das forças na figura 4.16, obtemos as seguintes forças:

$$\begin{aligned} F_c &= 2.47P_c = 1976\text{N} \\ F_{abd} &= 1.55P_c = 1240\text{N} \end{aligned} \quad (4.1)$$

sendo F_c a força de contacto na articulação e F_{abd} a força dos abdutores. Atendendo à orientação das forças da figura 4.16, obtém-se para a força de contacto no plano ($\delta=18^\circ$):

$$\begin{aligned} F_{c_x} &= F_c \sin \delta = 928\text{N} \\ F_{c_y} &= -F_c \cos \delta = -1745\text{N} \end{aligned} \quad (4.2)$$

e para os abdutores ($\varphi=29^\circ$):

$$F_{abd_x} = F_{abd} \operatorname{sen}\varphi = 797\text{N}$$

$$F_{abd_y} = F_{abd} \operatorname{cos}\varphi = 950\text{N}$$

(4.3)

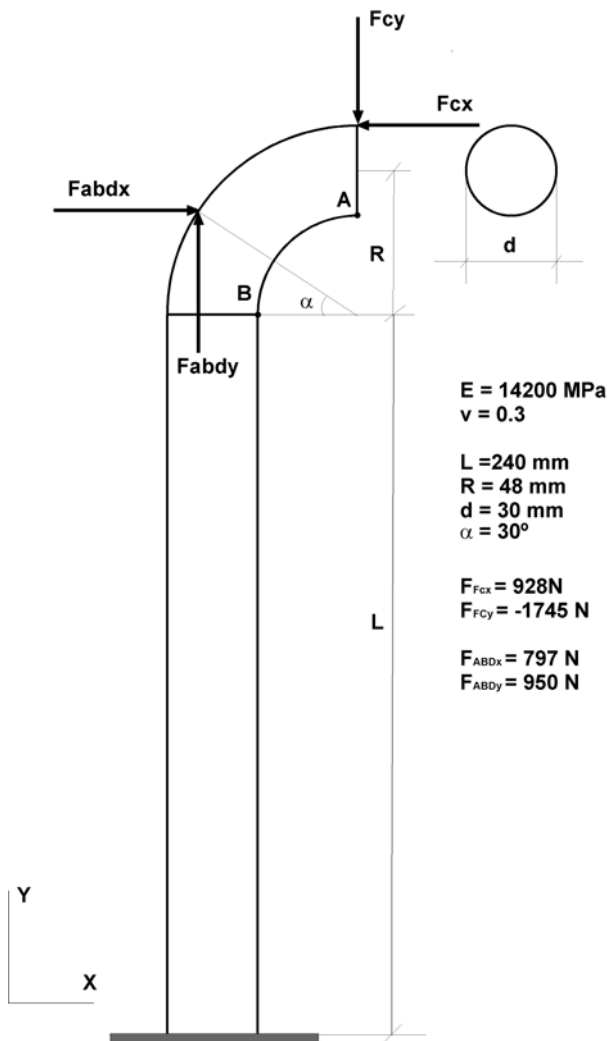


Figura 4.15 –Modelo simplificado do fêmur intacto.

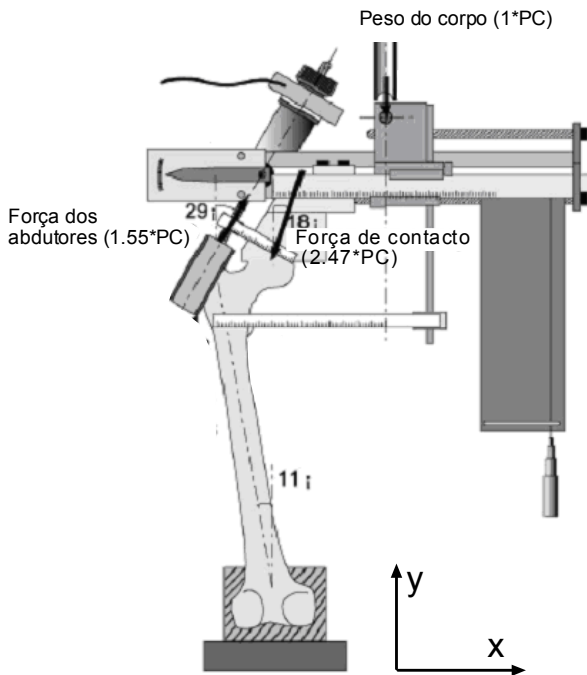


Figura – 4.16 – Esquema representativo das forças aplicadas (adaptado de [135]).

4.4.4| Distribuição teórica das tensões equivalentes

As expressões para a distribuição da tensão equivalente de von Mises e do deslocamento equivalente foram determinadas analiticamente para a zona definida pelo raio interior r_i e exterior r_e considerando a barra curva representada na figura 4.17. Nesta figura especifica-se as variáveis envolvidas na determinação da expressão teórica e considerações geométricas.

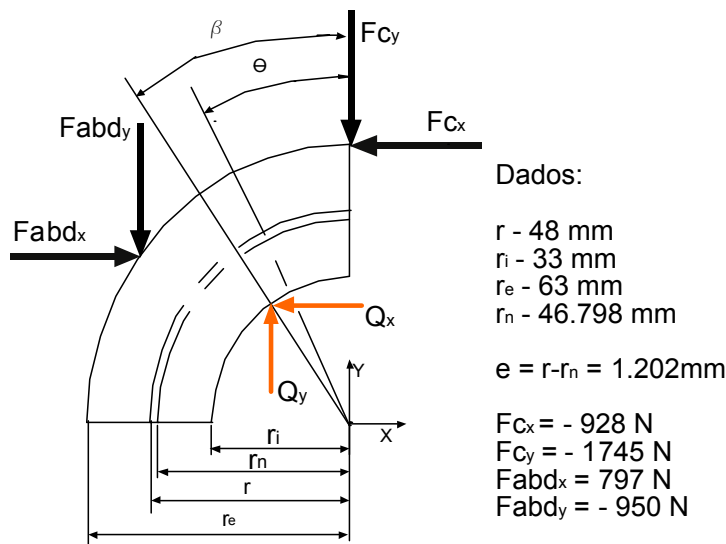


Figura – 4.17 – Representação da parte curva do modelo simplificado do fêmur.

Para a determinação teórica da distribuição das tensões equivalentes de von Mises, considerou-se o equilíbrio de forças para uma posição θ qualquer como mostra a figura 4.17. Para $\theta \leq 60^\circ$, o momento flector resulta da força de contacto (F_c), sendo a força de corte e a força normal obtida respectivamente pelas seguintes expressões:

$$M_\theta = -F_{C_y} r \sin \theta + F_{C_x} (re - r \cos \theta) \quad (4.4)$$

$$F_c = F_{C_y} \cos \theta - F_{C_x} \sin \theta \quad (4.5)$$

$$F_n = -F_{C_y} \sin \theta - F_{C_x} \cos \theta \quad (4.6)$$

A tensão equivalente de von Mises é dada por:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\left(\frac{F_n}{A} + \frac{M_\theta (r_i - r_n)}{A e r_i} \right)^2 + \left(\frac{F_c}{A} \right)^2} \quad (4.7)$$

sendo r_n o raio neutro da secção (ver figura 4.17), e a distância entre o raio neutro e o raio médio e A a área da secção na posição θ . Substituindo na equação (4.7) as equações (4.4), (4.5) e (4.6), a tensão equivalente de Von Mises para $\theta \leq 60^\circ$ é dada por:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\left(\frac{-F_{C_y} \sin \theta - F_{C_x} \cos \theta}{A} + \frac{-F_{C_y} r \sin \theta + F_{C_x} (re - r \cos \theta) (r_i - r_n)}{A e r_i} \right)^2 + \left(\frac{F_{C_y} \cos \theta - F_{C_x} \sin \theta}{A} \right)^2} \quad (4.8)$$

Para $\theta > 60^\circ$ e considerando a força dos abdutores, o momento flector, a força normal e força de corte para a secção definida por θ podem ser obtidas através das expressões:

$$M_\theta = -F_{C_y} r \sin \theta + F_{C_x} (re - r \cos \theta) - F_{abd_y} (r_e \sin 60^\circ - r \sin \theta) - F_{abd_x} (r_e \cos 60^\circ - r \cos \theta) \quad (4.9)$$

$$F_c = F_{C_y} \cos \theta - F_{C_x} \sin \theta - F_{abd_y} \cos \theta + F_{abd_x} \sin \theta \quad (4.10)$$

$$F_n = -F_{C_y} \sin \theta - F_{C_x} \cos \theta + F_{abd_y} \sin \theta + F_{abd_x} \cos \theta \quad (4.11)$$

Para obter a distribuição da tensão equivalente de von Mises na região da viga definida pelo raio exterior basta substituir r_i por r_e . As deformações equivalentes obtêm-se utilizando a lei de Hook para as propriedades referidas na figura 4.15.

Para $\theta > 60^\circ$, a distribuição da tensão equivalente de von Mises é dada por:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\left(\frac{-F_{cy} \sin\theta - F_{cx} \cos\theta + F_{cy} \sin\theta + F_{cx} \cos\theta}{A} \right)^2 + \frac{\left(-F_{cy} r \sin\theta + F_{cx} (r_e - r \cos\theta) \right) (r_i - r_n)}{A e r_i} + \frac{\left(-F_{abd_x} \left(r_e \cos \frac{\pi}{3} - r \cos\theta \right) \right) (r_i - r_n)}{A e r_i} + \frac{\left(-F_{abd_y} \left(r_e \sin \frac{\pi}{3} - r \sin\theta \right) \right) (r_i - r_n)}{A e r_i} + \left(\frac{F_{cy} \cos\theta - F_{cx} \sin\theta - F_{abd_y} \cos\theta - F_{abd_y} \sin\theta}{A} \right)^2} \quad (4.12)$$

4.4.5| Distribuição teórica dos deslocamentos equivalentes

De forma a determinar a expressão da distribuição dos deslocamentos equivalentes, utilizou-se o teorema de Castigliano que consiste em considerar uma carga fictícia na direcção e posição onde se pretende determinar o deslocamento (δx e δy) para as duas direcções na posição β (figura 4.17). O momento fictício provocado por estas cargas é:

$$M_\beta = -F_{cy} r \sin\theta + F_{cx} (r_e - r \cos\theta - F_{abd_y} \left(r_e \sin \frac{\pi}{3} - r \sin\theta \right) - F_{abd_x} \left(r_e \cos \frac{\pi}{3} - r \cos\theta \right) + Qx_\beta (r_i \cos\beta - r \cos\theta) + Qy_\beta (r \sin\theta - r_i \sin\beta) \quad (4.13)$$

Aplicando o teorema de *Castigliano*, obtemos o deslocamento em \underline{x} através da seguinte expressão:

$$x_\beta = \frac{1}{EI} \int_0^\theta \left[\begin{array}{l} \left(-F_{cy} r \sin\theta + F_{cx} (r_e - r \cos\theta) \right) \\ -F_{abd_y} \left(r_e \sin \frac{\pi}{3} - r \sin\theta \right) \\ -F_{abd_x} \left(r_e \cos \frac{\pi}{3} - r \cos\theta \right) \\ + Qx_\beta (r_i \cos\beta - r \cos\theta) \\ + Qy_\beta (r \sin\theta - r_i \sin\beta) \end{array} \right] (r_i \cos\beta - r \cos\theta) r d\theta \quad (4.14)$$

Finalmente, para o raio interior da curvatura após integração, o deslocamento de um ponto na posição β pode ser obtido pela seguinte expressão:

$$x\beta = \frac{1}{EI} \left[\begin{array}{l} -F_{cy} r^2 \left(r_i \cos\beta - \frac{1}{2} r \right) + F_{cx} \left(\frac{\pi}{2} r_e r_i \cos\beta - r_e r - r r_i \cos\beta + r^2 \frac{\pi}{4} \right) \\ -Fabd_y r \left[\frac{\pi}{6} r_e r_i \sin \frac{\pi}{3} \cos\beta - r_e r \sin \frac{\pi}{3} \left(1 - \sin \frac{\pi}{3} \right) - r r_i \cos\beta \sin \frac{\pi}{3} \right] \\ + \frac{1}{2} r^2 \left[1 - \left(\sin \frac{\pi}{3} \right)^2 \right] \\ -Fabd_x r \left[\frac{\pi}{6} r_e r_i \cos \frac{\pi}{3} \cos\beta - \left(r_e r \cos \frac{\pi}{3} + r r_i \cos\beta \right) \left(1 - \sin \frac{\pi}{3} \right) \right] \\ + r^2 \left(\frac{\pi}{12} - \frac{1}{2} \sin \frac{\pi}{3} \cos \frac{\pi}{3} \right) \end{array} \right] + Kx \quad (4.15)$$

em que Kx é uma constante de integração.

Seguindo o mesmo procedimento para o deslocamento y na posição β , obtém-se:

$$y\beta = \frac{1}{EI} \int_0^\theta \left[\begin{array}{l} -F_{cy} r \sin\theta + F_{cx} (r_e - r \cos\theta) \\ -Fabd_y (r_e \sin 60^\circ - r \sin\theta) \\ -Fabd_x (r_e \cos 60^\circ - r \cos\theta) \\ + Qx_\beta (r_i \cos\beta - r \cos\theta) \\ + Qy_\beta (r \sin\theta - r_i \sin\beta) \end{array} \right] (r \sin\theta - r_i \sin\beta) r d\theta \quad (4.16)$$

e

$$y\beta = \frac{1}{EI} \left[\begin{array}{l} -F_{cy} r^2 \left(\frac{\pi}{2} r - r_i \sin\beta \right) + F_{cx} \left(r_e r - \frac{\pi}{2} r_e r_i \sin\beta - \frac{1}{2} r^2 - r r_i \sin\beta \right) \\ -Fabd_y r \left[r_e r \sin \frac{\pi}{3} \cos \frac{\pi}{3} - \frac{\pi}{6} r_e r_i \sin \frac{\pi}{3} \sin\beta - r r_i \sin\beta \sin \frac{\pi}{3} \right] \\ - r^2 \left(\frac{\pi}{12} + \frac{1}{2} \sin \frac{\pi}{3} \cos \frac{\pi}{3} \right) \\ -Fabd_x r \left[r_e r \left(\cos \frac{\pi}{3} \right)^2 - \frac{\pi}{6} r_e r_i \cos \frac{\pi}{3} \sin\beta - \frac{1}{2} r^2 \left[1 - \left(\sin \frac{\pi}{3} \right)^2 \right] \right] \\ + r r_i \sin\beta \left(1 - \sin \frac{\pi}{3} \right) \end{array} \right] + Ky \quad (4.17)$$

onde ky é uma constante de integração.

Estas constantes de integração podem ser obtidas para $\beta = 90^\circ$, onde o deslocamento pode ser obtido pelas seguintes expressões (resultantes do equilíbrio de forças na zona linear da viga).

$$xL = \frac{M_{90^\circ} L^2}{2EI} - \frac{F_c L^3}{3EI} \quad (4.18)$$

$$yL = \frac{PL}{AE} \quad (4.19)$$

Sendo L o comprimento da viga (ver figura 4.15).

O deslocamento da zona linear da barra tem de ser adicionado ao deslocamento da barra curva. Estas expressões foram obtidas para o raio interior r_i . Para o raio exterior basta substituir r_i por r_e . Se não se considerar o deslocamento na direcção perpendicular ao plano da viga (estado plano), o deslocamento equivalente é obtido pela expressão:

$$\delta = \sqrt{(x_\beta^2 + y_\beta^2)} \quad (4.20)$$

Relativamente ao modelo numérico simplificado, foram testados quatro tipos de elementos: tetraedros de 4 nós (linear), tetraedros de 10 nós (quadrático), hexaedros de 8 nós (linear) e hexaedros de 20 nós (quadráticos). Determinou-se o número de graus de liberdade (NGL) e tempo de processamento (tempo CPU) e foram comparados com os teóricos determinados pelas expressões apresentadas.

As simulações numéricas foram realizadas com a aplicação Hyperworks® 6.0 (Altair Engineering, Inc.) usando o pré e pós processador Hypermesh® 6.0 e o solver Optistruct® 6.0. O computador utilizado para realizar as simulações foi um Pentium IV @ 2.53 Mhz com 2Gb de memória RAM. O número máximo de graus de liberdade possíveis de simular com o hardware disponível era de cerca de 600 000.

4.4.6| Resultados do modelo femoral simplificado

A tabela 4.5 contém os resultados numéricos e teóricos para a tensão equivalente de von Mises, deformação equivalente e deslocamento equivalente na região interior da barra nos pontos A e B (figura 4.15). Não se analisou idênticos resultados na parte exterior da viga devido ao efeito localizado provocado pela força dos abdutores.

Tabela 4.5 – Resultados numéricos e teóricos do modelo simplificado.

		TEÓRICO	TETRA_4	TETRA_10	HEXA_8	HEXA_20
PONTO						
B	TENSÃO VON MISES (MPa)	29.0	24.8	24.3	24.8	23.9
	DEFORMAÇÃO (μSTRAIN)	2042	1510	1482	1513	1456
	DESLOCAMENTO (mm)	1.832	1.816	1.832	1.861	1.370
	NDOF	-----	591543	562845	386550	595200
A	TENSÃO VON MISES (MPa)	6.0	2.1	2.7	2.7	2.8
	DEFORMAÇÃO (μSTRAIN)	423	125	105	162	143
	DESLOCAMENTO (mm)	2.065	2.441	2.637	2.723	2.633
	NDOF	-----	5874	4944	5475	5570

Os valores apresentados na tabela anterior referem-se aos melhores resultados verificados nos pontos A e B. Como se pode observar, obteve-se melhores resultados em A com malhas grosseiras e em B com malhas refinadas. Nas figuras 4.18, 4.19, 4.20 e 4.21 apresentam-se a distribuição das tensões equivalentes de von Mises para os diferentes tipos de elementos e graus de liberdade.

A figura 4.22 mostra a distribuição das tensões equivalentes de von Mises com malhas com idêntico número de graus de liberdade, cerca de 550 000.

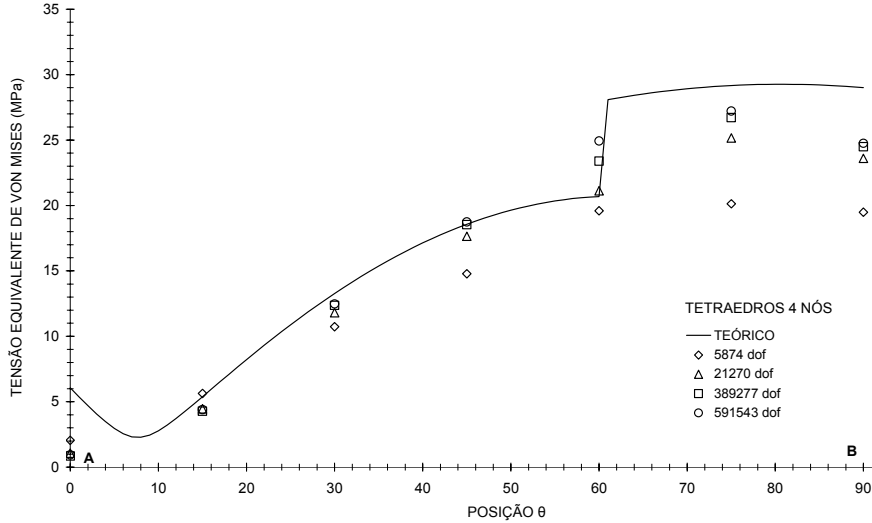


Figura 4.18 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises para elementos tetraédricos de 4 nós.

A distribuição das tensões equivalentes de von Mises revela, para o problema simulado, que os elementos lineares permitem resultados mais próximos dos teóricos. De realçar uma maior estabilidade e proximidade aos resultados teóricos usando elementos hexaédricos de 8 nós (figura 4.20).

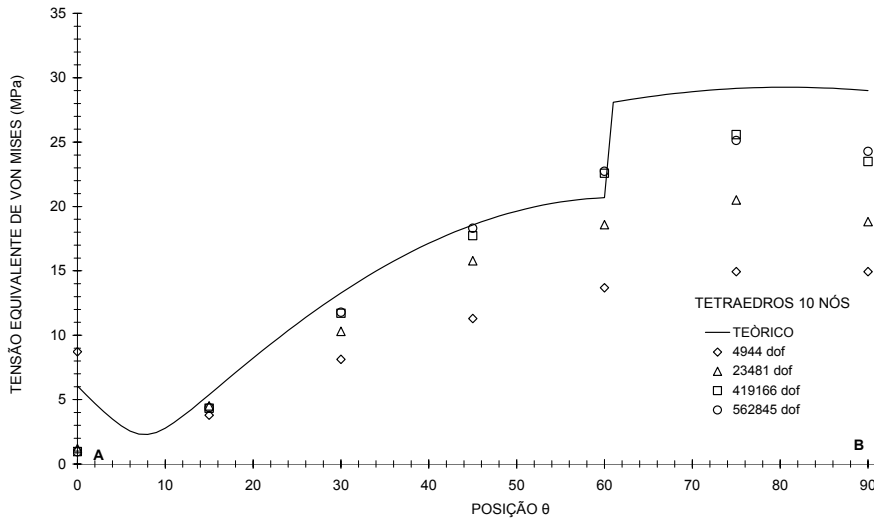


Figura 4.19 - Distribuição da tensão equivalente de von Mises para elementos tetraédricos de 10 nós.

Pode-se verificar comportamento semelhante para os elementos tetraédricos de 4 nós (figura 4.18). Os valores das tensões no ponto B obtidos numericamente são semelhantes aos teóricos com desvios relativos entre 14% e 28%, enquanto no ponto A, devido à singularidade do ponto, as diferenças relativas são significativamente superiores, 53% (HEXA_20) e 67% (TETRA_10).

É interessante observar que as malhas com maior grau de refinamento apresentam melhores resultados no ponto B; contrariamente, os modelos menos refinados apresentam melhores resultados no ponto A. Por exemplo, ao utilizar a malha tetraédrica de 4 nós (TETRA_4) com apenas 476 graus de liberdade (NGL), a tensão equivalente de von Mises obtida foi de 5.4 MPa, uma diferença relativa ao valor teórico de apenas 10%.

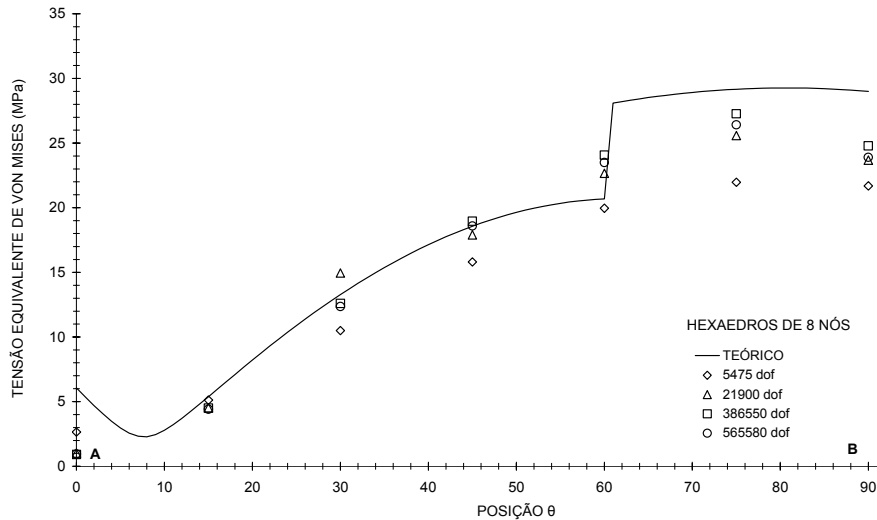


Figura 4.20 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises para elementos hexaédricos de 8 nós.

Para o ponto B, zona de transição curva-recta do modelo, todos os tipos de elementos apresentaram resultados similares e próximos dos teóricos usando modelos com maior refinamento de malha.

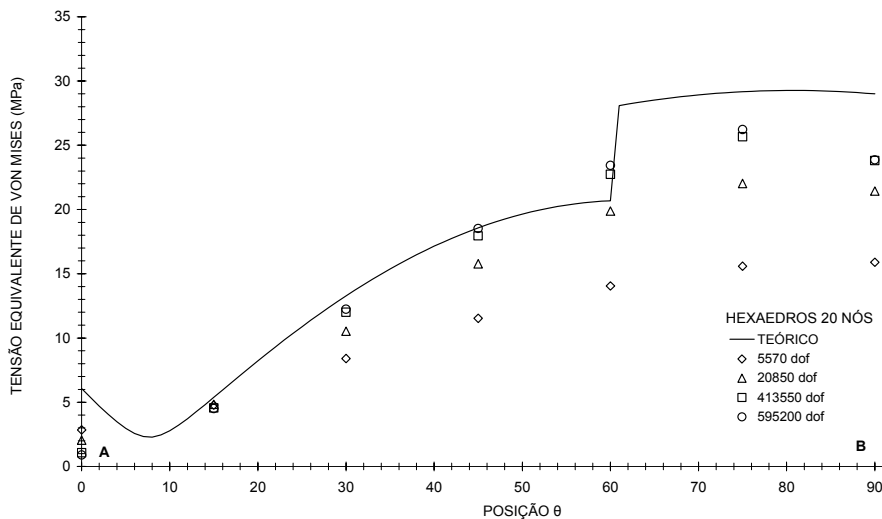


Figura 4.21 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises para elementos hexaédricos de 20 nós.

Na zona curva, antes do ponto de aplicação dos músculos abdutores, os elementos tetraédricos lineares de 4 nós apresentaram resultados mais próximos da solução teórica.

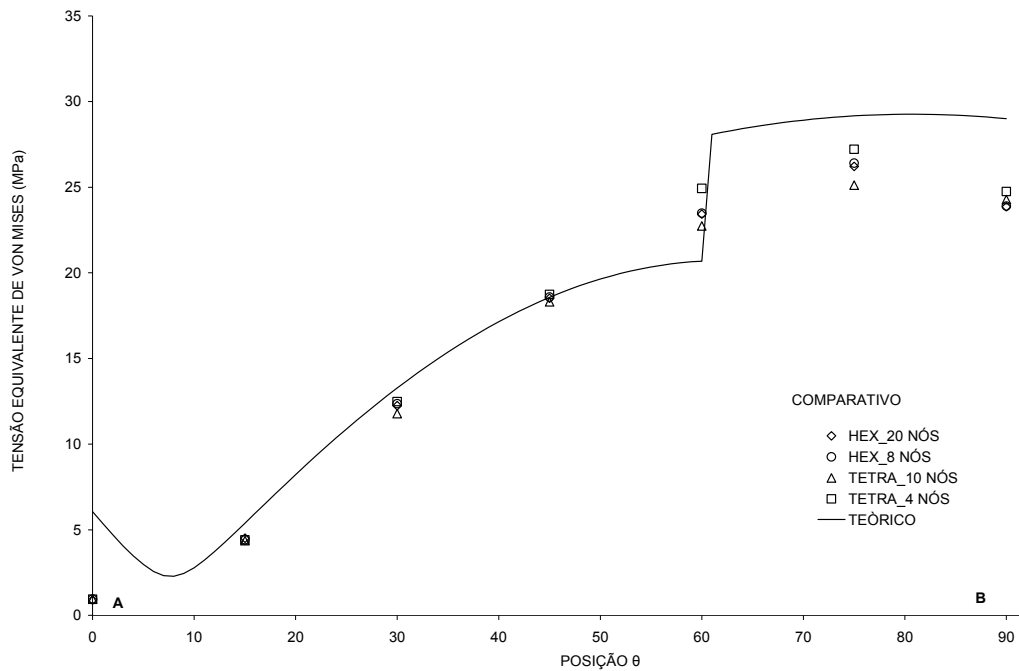


Figura 4.22 – Comparação entre solução teórica e numérica das tensões equivalentes de von Mises para 550 000 NGL.

Os deslocamentos equivalentes para o ponto B foram idênticos aos teóricos como se pode observar na figura 4.23. A exceção foi observada com os elementos hexaédricos de 20 nós com um grau de refinamento elevado de 595 200 NGL que provocaram um desvio de 25%.

Contudo, o mesmo modelo simulado com 551 400 NGL apresentou apenas um desvio relativo de 2%. Fenômeno semelhante também se verificou com os elementos hexaédricos de 8 nós (figura 4.23.a), apresentando estes menor estabilidade inicial.

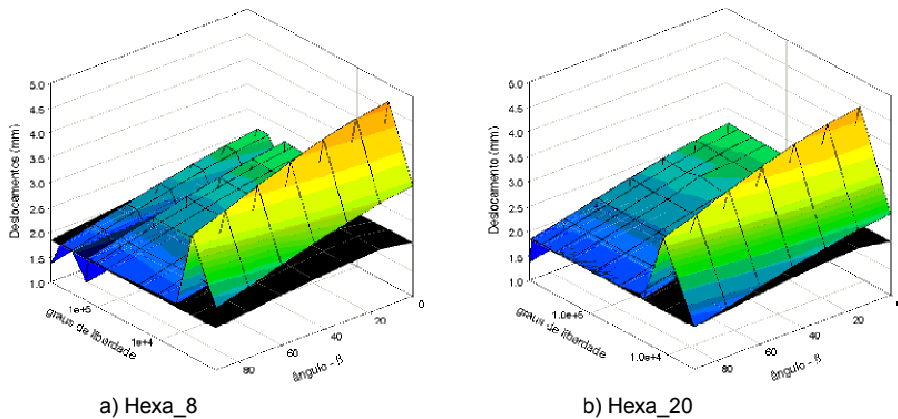


Figura 4.23 – Campo de deslocamentos para elementos hexaédricos (a preto superfície teórica).

Relativamente aos elementos tetraédricos, os resultados comparativos com a solução teórica estão apresentados na figura 4.24, verificando-se também uma maior uniformidade dos elementos quadráticos, mas apresentam resultados com maiores desvios em relação aos teóricos.

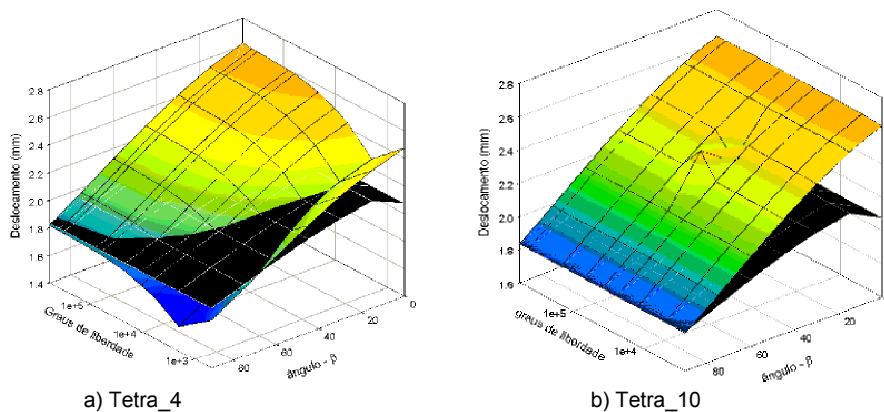


Figura 4.24 – Campo de deslocamentos para elementos tetraédricos (a preto superfície teórica).

A figura 4.25 mostra comparativamente os resultados de todos os tipos de elementos e a solução teórica para idêntico número de graus de liberdade (20000). Como se pode observar pela figura, os elementos tetraédricos apresentam desvios inferiores.

No ponto A, as diferenças são significativas relativamente ao valor teórico para todos os tipos de malha. As diferenças relativas foram de 18%, 27%, 32% e 28% para as malhas TETRA_4, TETRA_10, HEXA_8 e HEXA_20 respectivamente.

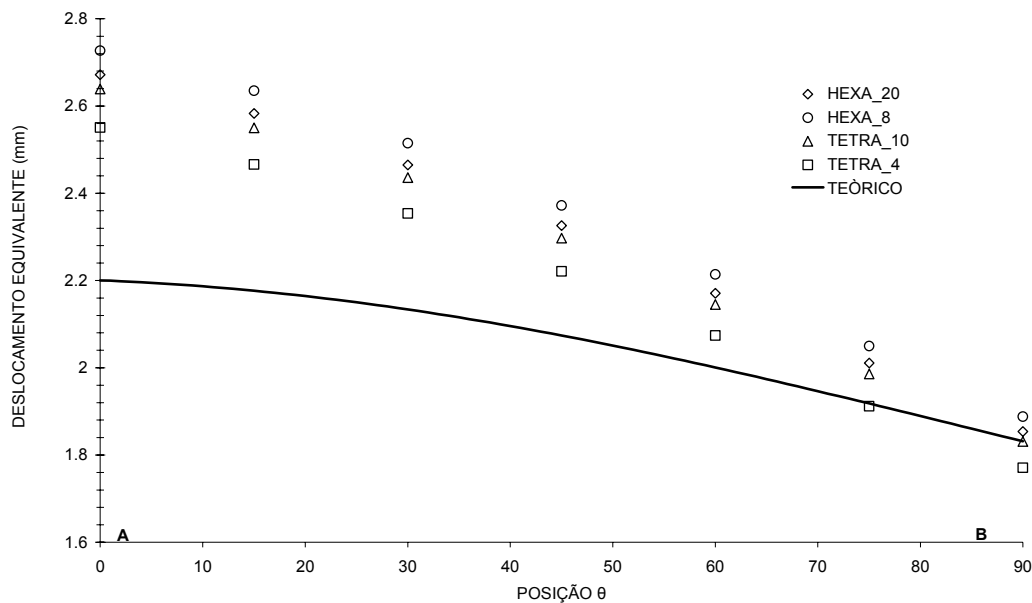


Figura 4.25 – Distribuição dos deslocamentos para 20000 NGL.

Relativamente ao tempo de cálculo, este está representado na figura 4.26 em função do NGL e do tipo de elemento. Verifica-se que os elementos hexaédricos necessitam de um maior tempo de cálculo. É ainda de salientar que os elementos de segunda ordem não apresentam um grande aumento do tempo de cálculo relativamente aos de primeira ordem.

No que diz respeito ao modelo simples do fémur, podemos dizer que nenhum dos elementos finitos apresenta uma clara vantagem. Contudo, é de referir que os elementos lineares com menor grau de refinamento permitiram resultados mais próximos dos teóricos em pontos de singularidade ou em zonas fronteira.

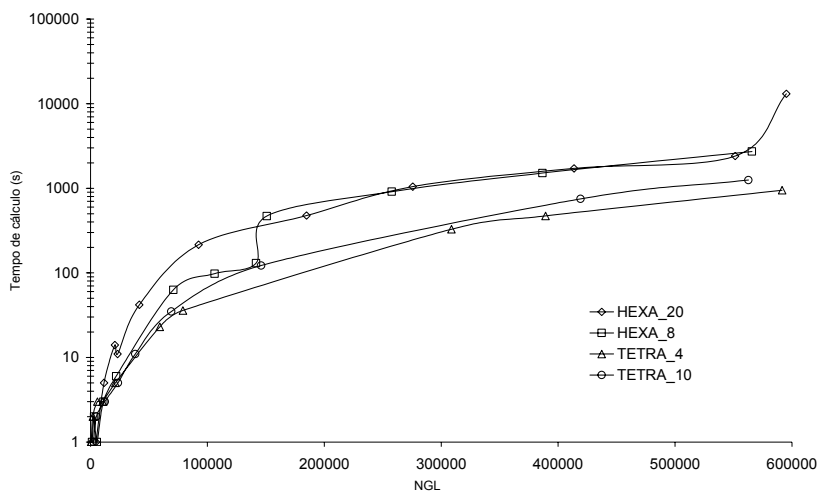


Figura 4.26 – Representação do tempo cálculo em função do número grau de liberdade e do tipo de elemento.

As malhas mais refinadas com elementos quadráticos originaram resultados semelhantes aos teóricos, existindo contudo um limite de refinamento a partir do qual os resultados não se alteram, tendo o tempo de cálculo aumentado grandemente.

Neste estudo, verificou-se que os elementos mais estáveis foram os HEXA_8, mas apresentam como inconveniente a execução dificultada na geração de malha do modelo. Os elementos finitos de primeira ordem permitiram resultados próximos dos teóricos, independentemente do grau de refinamento das malhas.

4.5| Modelo do fêmur proximal

Elaborou-se um estudo idêntico usando malhas de elementos de um fêmur proximal. Devido à inexistência de qualquer solução teórica, os resultados obtidos foram comparados com os publicados na literatura e experimentais obtidos no Laboratório de Biomecânica do DEMUA. Assim, tal como anteriormente, a geometria proximal do fêmur simplificado serviu para aferir a influência do tipo de elemento e grau de refinamento necessário para obter resultados fiáveis.

Foi utilizado o modelo de fêmur standardizado do fabricante Sawbones® e o modelo de CAD 3D disponível em site público [142].

Os materiais do fêmur foram simulados com modulo de elasticidade de 14 GPa para o osso cortical, 260 MPa para o osso esponjoso e um coeficiente de poisson de 0.3.

As condições fronteira foram idênticas às do trabalho experimental realizado no laboratório e por Heiner and Brown [44] e Cheung et al. [16], aplicando-se uma força de 600 N na cabeça do fêmur.

A figura 4.27 representa os modelos de malha tetraédrica (TETRA_A e TETRA_B) e malha hexaédrica (HEXA_A e HEXA_G) para diferentes graus de refinamento.

Nos modelos numéricos foram consideradas as seguintes etapas de refinamento da malha: modelo HEXA_B foi gerado por refinamento de todos os elementos (duplicação) ao longo de todo o fêmur (distal-proximal); o modelo HEXA_C é igual ao B com refinamento da zona central do osso esponjoso; o modelo HEXA_D é a base do modelo HEXA_B com o osso cortical refinado por duplicação do

número de elementos (duas camadas de elementos); o modelo HEXA_E foi elaborado com base no modelo HEXA_D refinando-se apenas a zona interior do osso esponjoso; o modelo HEXA_F e HEXA_G são modelos com o osso esponjoso mais refinado, como se pode observar na figura 4.28.

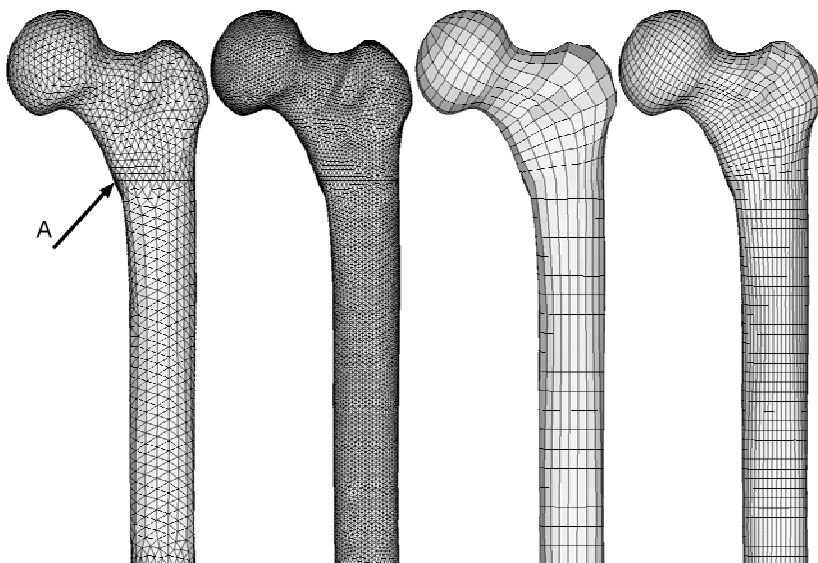


Figura 4.27 – Malhas: tetraédrica grosseira (TETRA_A), tetraédrica refinada (TETRA_B), hexaédrica grosseira (HEXA_A) e hexaédrica refinada (HEXA_G).

A comparação entre resultados numéricos foi realizada no ponto A da figura 4.27. Foram comparadas as tensões equivalentes de von Mises e a deformação axial (na diáfise do fêmur) na zona medial-proximal do fêmur. A tabela 4.6 mostra as características das malhas de elementos finitos, tempo de cálculo e resultados obtidos.

Todos os modelos apresentavam graus de liberdade superiores a 20000, com a exceção do modelo HEXA_A. Este valor é referido por Stolk et al. [109, 110] como o NGL mínimo necessário para a convergência de resultados em modelos femorais.

Tabela 4.6 – Características dos modelos numéricos e resultados obtidos no ponto A.

MODELOS	N_ELEMENTOS	N_NÓS	NGL	T_CÁLCULO (s)	DEFORMAÇÃO (x10-6)	TENSÃO EQUIVALENTE MPa	DESLOCAMENTO mm
TETRA_A	23197	35433	99763	236	-740.1	15.2	0.3327
TETRA_B	34733	53200	158496	360	-759	14.39	0.3874
TETRA_C	143904	212737	635724	5117	-945	17.99	0.4857
HEXA_A	1158	5379	15570	11	-780.4	15.22	0.3966
HEXA_B	2222	10185	29988	29	-691.7	13.95	0.3825
HEXA_C	4562	20966	61332	244	-730.9	13.98	0.3793
HEXA_D	2962	13180	38811	105	-749.1	14.2	0.3938
HEXA_E	3664	16800	49479	180	-749.8	14.21	0.3936
HEXA_F	4522	20945	61674	290	-751.2	14.23	0.3936
HEXA_G	5224	23825	70152	409	-751.5	14.24	0.3936



Figura 4.28 – Pormenor de refinamento malha (modelo HEXA_A e modelo HEXA_G).

A figura 4.29 mostra graficamente os resultados obtidos no ponto A, considerando somente os resultados dos modelos de malha hexaédrica. Os resultados, sob a forma de deformação e tensão equivalente de von Mises mostram que os resultados dos modelos D a G são idênticos, levando-nos a concluir que o refinamento do osso esponjoso não altera aparentemente os resultados.

A malha tetraédrica provocou resultados semelhantes à hexaédrica, mas para um número de graus de liberdade superior. Considerando as malhas hexaédricas, o modelo HEXA_B tinha um aumento do NGL de 430% relativamente ao modelo HEXA_A. Uma das conclusões é que o refinamento do tecido esponjoso (modelos E, F e G) não altera significativamente os resultados obtidos no ponto A.

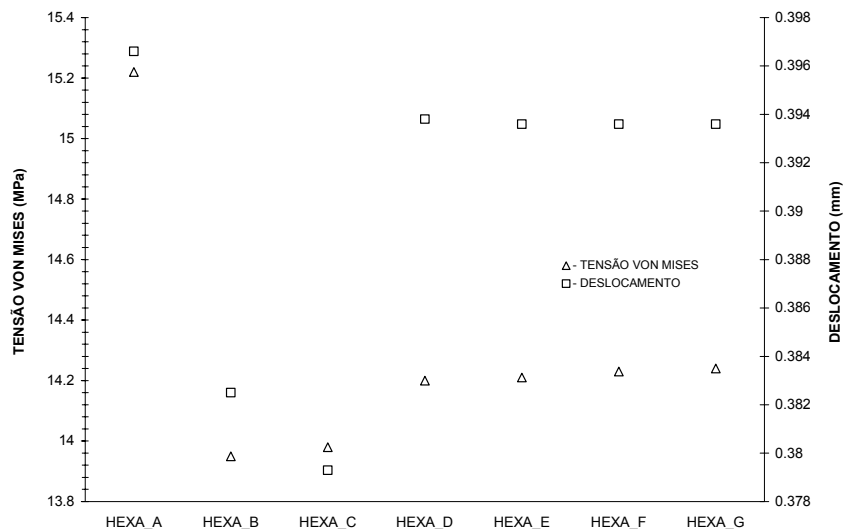


Figura 4.29– Influência do refinamento da malha hexaédrica.

Comparando os resultados obtidos com as malhas tetraédricas, o modelo TETRA_B apresentou resultados semelhantes aos modelos de malhas hexaédricas, notando-se contudo diferenças para os modelos TETRA_A e TETRA_C. De facto, as diferenças relativas do modelo TETRA_A em relação ao TETRA_B foram respectivamente de 2.5%, 5.6% e 14.1% para a deformação principal, tensão equivalente de von Mises e deslocamento equivalente. O modelo TETRA_C apresentou desvios superiores de 24.5%, 25% e 25.4%. Estes resultados mostram uma maior dependência da malha tetraédrica no que diz respeito ao grau de refinamento.

No que se refere aos modelos de malha hexaédrica, o modelo HEXA_A, comparativamente com os restantes, apresentou resultados bastante diferentes, que podem ser explicados com o baixo número de graus de liberdade, cerca de 15570, inferior a 20000, que como foi referido por Stolk et al. [109] é o necessário para obter a convergência do modelo numérico do fémur.

Como não é conhecido o resultado teórico no ponto A relativamente às tensões, deformações e deslocamentos, não foi possível obter os desvios relativos aos teóricos. Contudo, de forma a aferir o desempenho dos resultados numéricos comparou-se os mesmos com experimentais. Foi ensaiado um fémur intacto da 3ª geração com carregamento igual ao simulado numericamente.

Na figura 4.30 ilustra-se o modelo femoral instrumentado com extensómetros (1-LY11-3/120, HBM) e cujas deformações foram comparadas com as numéricas (resultantes dos modelo A e D).

Realizaram-se medições nos 4 aspectos, inclinando o fémur em 11° no plano medial-lateral e aplicou-se uma força de 600 N. Os resultados, média de 15 medições, estão ilustrados nos gráficos da figura 4.31.

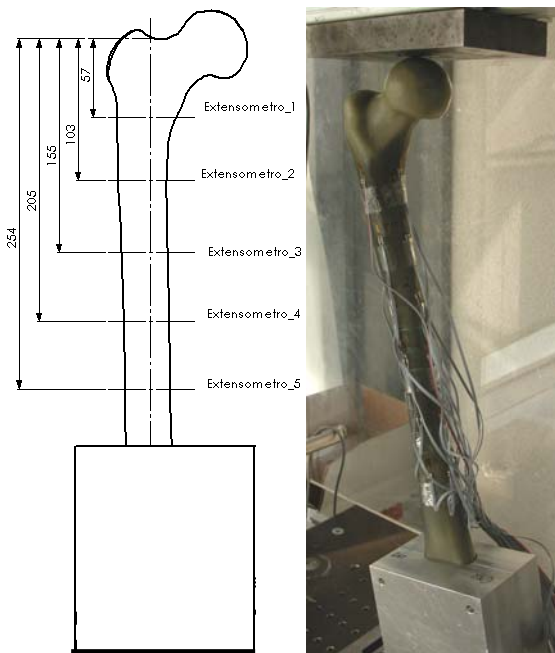


Figura 4.30 – Modelo femoral com indicação da localização dos extensómetros.

Os ensaios foram realizados com carregamento gradual até aos 600 N, esperando pela estabilização dos sinais dos extensómetros. Usou-se o SPIDER (HBM) com software CATMAN® (HBM) para fazer a leitura das extensões. A figura 4.31 ilustra os resultados obtidos.

Como se pode observar, verificou-se boa concordância entre os resultados experimentais e numéricos, tendo-se verificado que o modelo de elementos tetraédricos permitiu melhor aproximação. Contudo, o modelo de elementos hexaédricos apresentou um comportamento mais suave no aspecto medial e lateral do fémur. É de salientar que o modelo numérico apresentou diferenças entre resultados nos aspectos anterior e posterior, principalmente na zona distal.

Outros autores como Heiner and Brown [44], Andnt et al [3] e Cheung et al. [16] realizaram estudos experimentais com o fémur compósito de 3ª geração, tendo obtido resultados semelhantes aos obtidos nesta tese. Na figura 4.32 ilustra-se a curva comparativa entre os resultados experimentais obtidos e os publicados por Cheung et al. [16].

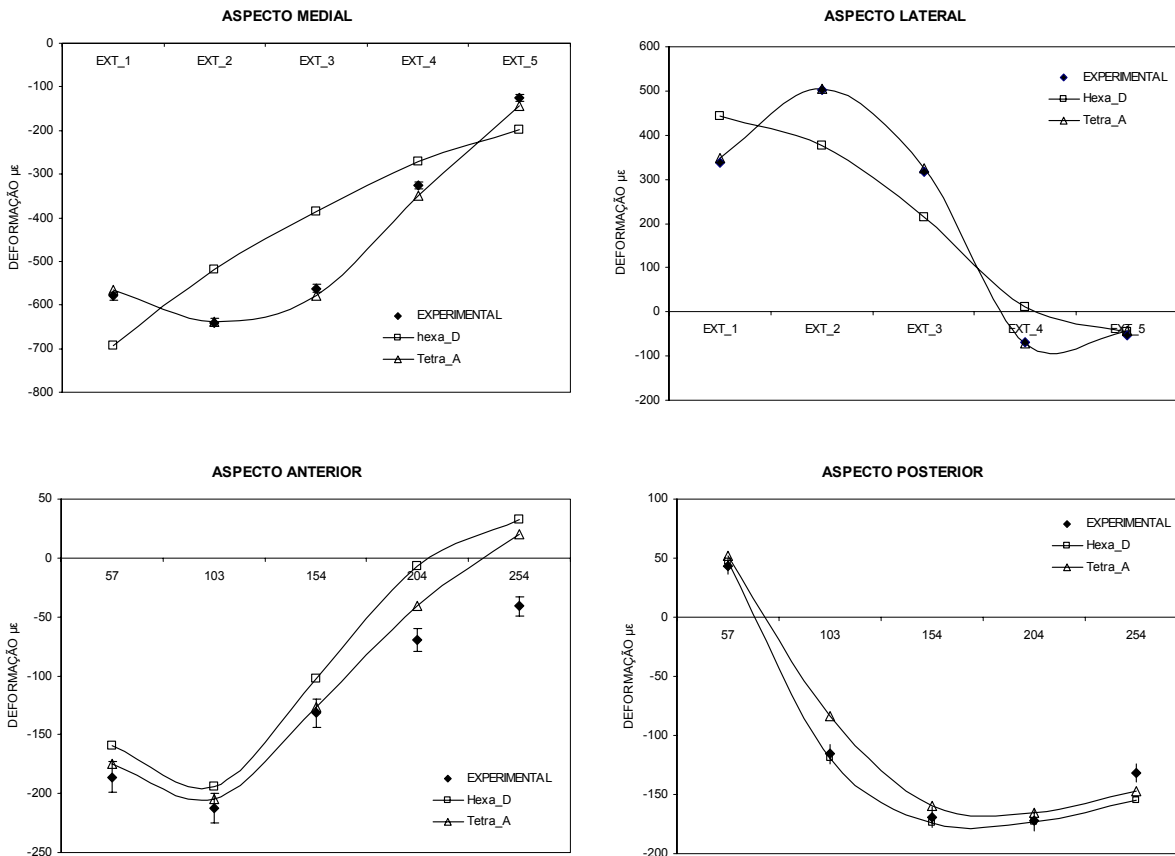


Figura 4.31 – Extensões numéricas e experimentais.

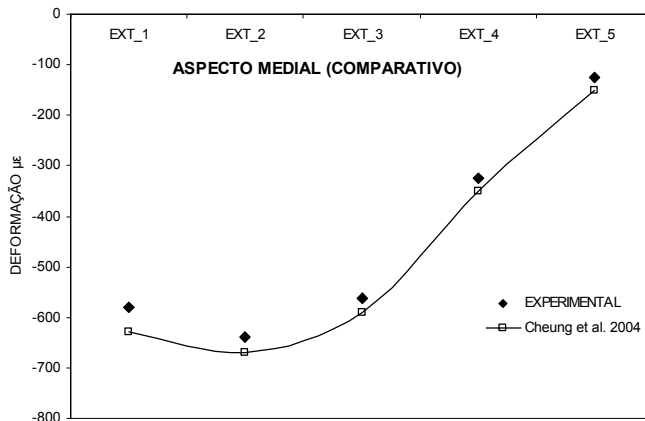


Figura 4.32 – Comparação entre extensões experimentais.

4.5.1| Conclusões

O principal objectivo desta parte do trabalho consistiu em verificar a influência do tipo de elemento e grau de liberdade sobre as tensões equivalentes de von Mises, deformações e deslocamentos no periosteo do modelo do fémur. As conclusões não são fáceis de fazer e é difícil afirmar qual o melhor tipo de elemento finito e grau de refinamento por forma a descrever o comportamento mecânico da

parte proximal do fémur. Contudo, comparando os resultados obtidos com o modelo simplificado e o modelo mais realístico, podemos concluir que a malha tetraédrica apresentou melhores resultados. Os elementos hexaédricos apresentaram resultados semelhantes, ocorrendo grandes gradientes de tensão os resultados eram mais suavizados. Os resultados com os elementos lineares apresentaram menores desvios relativamente aos teóricos. Todavia, os elementos quadráticos parecem mais estáveis menos susceptíveis ao refinamento da malha. A boa concordância dos resultados obtidos com a malha tetraédrica e os obtidos por leitura de extensómetros levou-nos a optar por este modelo numérico para a análise do comportamento das diferentes próteses convencionais e nova prótese.

4.6] Correção do sistema de forças para o fémur implantado

Os modelos computacionais, matemáticos e outros, são ferramentas importantes para o desenvolvimento de implantes que visam objectivamente o melhoramento da qualidade de vida de pacientes. Os modelos computacionais são uma ferramenta poderosa, contudo muitas vezes criticada por falta de validação. É necessário “olhar” para os resultados destes modelos com sentido crítico e validar os mesmos experimentalmente [47, 92], pois existem muitos factores que podem afectar os resultados ou mascara-los de algum modo.

Por outro lado, esta ferramenta deve ser encarada como uma das formas possíveis para identificar o comportamento de implantes. Existem inúmeros estudos que abordam o comportamento de implantes em diferentes condições, contudo os seus resultados devem ser vistos tendo em consideração diversos factores, entre outros os relacionados com a geometria, com os materiais e fundamentalmente com as condições fronteira como cargas aplicadas e modos de fixação do fémur.

Os materiais utilizados nos estudos numéricos são quase sempre materiais isotrópicos, quando é sabido que estes são fortemente anisotrópicos e não homogéneos, particularmente o osso esponjoso [125]. Estas propriedades por outro lado são dependentes do tempo, o que torna os modelos numéricos extremamente complexos de simular [35].

As condições fronteira no que se refere às forças musculares (direcção e intensidade) afectam de forma significativa os resultados [24, 92]. Muitas vezes os modelos numéricos são extremamente simplificados nas simulações de artroplastias da anca o que limita as potencialidades do método [8, 120].

A biomecânica da anca é extremamente complexa, composta por um sistema de músculos, ligamentos e força de contacto (FCA) na articulação da anca que não é bem conhecido. Muitos autores têm abordado este problema usando modelos experimentais e numéricos [6, 12, 13, 39, 47, 48, 65, 89, 104, 129].

A configuração do sistema de cargas aplicada na artroplastia cimentada assume importância fundamental na análise de próteses com diferentes geometrias, na remodelação óssea e nas tensões desenvolvidas nas interfaces [104].

Outro aspecto a realçar relaciona-se com a alteração da direcção e intensidade das cargas aplicadas no fémur intacto e no fémur implantado, aspecto negligenciado por inúmeros autores em diversos estudos publicados. A força na articulação e as forças musculares são modificadas devido às alterações geométricas provocadas por cada tipo de artroplastia. Estas alterações são observadas fundamentalmente com a mudança de posição da cabeça da prótese ou da direcção e intensidade das forças do grande trocanter.

A prótese não restitui a posição original da cabeça do fémur, o que faz com que os braços dos momentos flectores se alterem relativamente aos fisiológicos. Esta posição tem grande importância do

ponto de vista cirúrgico, devendo ser controlada quando se realizam estudos numéricos ou experimentais, quando a posição da cabeça da prótese da anca não pode restituir a posição anterior do fémur intacto. Assim, torna-se fundamental analisar a influência desta variável quando há diferentes geometrias de próteses em estudo [24, 122].

O fémur intacto está sujeito a um sistema de cargas e momentos que não podem ser usados no fémur implantado. A sua determinação implica uma solução não perfeita quando se tenta manter um equilíbrio do sistema de forças e momentos nas três direcções do fémur (intacto ou implantado) com diferentes geometrias de próteses de anca. No seguimento do trabalho desenvolvido por Cristofolini e Viceconti [22] existem duas opções de análise, uma vez que estamos perante um sistema possível mas indeterminado.

A primeira hipótese consiste em considerar somente o equilíbrio de sistema de forças, originando diferentes momentos flectores, pois os braços são alterados. A segunda hipótese consiste em considerar o mesmo sistema de momentos flectores, o que origina diferentes forças aplicadas. Neste caso a direcção das forças deve ser mantida constante relativamente ao eixo da diáfise do fémur [22].

Não existe uma única opção na literatura, contudo Cristofolini e Viceconti [23] referem a importância de ter estes factores em conta de forma a compensar a alteração da geometria do problema, devendo o fémur implantado estar sujeito ao mesmo sistema de momentos e não ao mesmo sistema de forças do fémur intacto. Se este factor não for levado em consideração obteremos valores de deformação mascaradas e que são importantes quando se compara diferentes geometrias de próteses de anca.

Em diversas publicações pode-se observar grandes diferenças de deformações entre o fémur intacto e o implantado [84, 85, 86, 139, 140]. Nesta perspectiva, é extremamente importante, antes de analisar a influência da geometria do implante, determinar qual a configuração do sistema de cargas no fémur implantado que permita manter o mesmo nível de deformação no fémur intacto. Assim, baseado no sistema de carregamento do fémur intacto em locomoção normal, foram analisadas as configurações de carregamentos mais adequados para a próteses Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight.

Um conjunto de combinações possíveis de sistemas de carregamentos foram analisados, comparando as deformações, para cada caso, nas três direcções dos aspectos do fémur na sua região distal, entre o fémur intacto e o fémur implantado.

4.6.1| Modelos numéricos

Foram realizadas as artroplastias cimentadas virtuais com diferentes próteses (figura 4.14) e gerados os modelos de elementos finitos. As artroplastias, dependendo do tipo de prótese e sua geometria originaram diferentes posições do centro da cabeça, o que provocou diferentes comprimentos de braços, desde 28.25 mm para a prótese Charnley até 35.48 mm para a prótese Stanmore.

A posição de colocação das próteses foi obtida pelo procedimento referido anteriormente, com base na tomografia axial computadorizada e correcção da mesma posteriormente por um ortopedista. O manto de cimento foi gerado da mesma forma, usando elementos tetraédricos de 4 nós lineares, tendo sido objectivo manter idêntico número de graus de liberdade para todos os modelos do fémur intacto e fémur implantado.

Na tabela 4.7 encontra-se as características dos modelos no que se refere ao número de nós e de elementos para cada artroplastia, apresentando ainda o NGL. O modelo do fémur intacto tinha 160326 NGL, 172380 elementos e 41881 nós para o osso cortical e 100032 elementos e 22146 nós para o osso esponjoso.

Tabela 4.7 – Características dos modelos numéricos.

MODELO	LUBINUS SPII		CHARNLEY ROUND BACK		STANMORE		MÜLLER STRAIGHT	
	NÓS	ELEMENTOS	NÓS	ELEMENTOS	NÓS	ELEMENTOS	NÓS	ELEMENTOS
OSSO CORTICAL	38002	167051	38087	166023	41328	181625	36291	157684
OSSO ESPONJOSO	16452	68996	16887	74334	19145	82413	190070	80483
MANTO DE CIMENTO	26476	105621	23281	96612	26562	109375	25147	105868
PRÓTESES	19024	82821	12599	53933	16831	73279	14072	60572
NGL	234693		218193		236846		224688	

Os materiais considerados neste estudo são de características lineares elásticas e isotrópicos, cujas propriedades estão representadas na tabela 4.8. Para todas as próteses considerou-se o material da haste numa liga metálica de cromo – cobalto.

Tabela 4.8 – Propriedades dos materiais.

MODELO	MATERIAL	MODULO DE YOUNG GPa	COEFICIENTE POISSON
OSSO CORTICAL	COMPÓSITO (EPÓXIDO REFORÇADO COM FIBRA DE VIDRO CURTA)	19	0.28
OSSO ESPONJOSO	ESPUMA DE POLIURETANO	0.280	0.28
CIMENTO	POLIMETILMETACRILATO DE METILO	3.0	0.28
PRÓTESE	LIGA DE CRÓMIO - COBALTO	210	0.3

A figura 4.33 ilustra as forças consideradas nas simulações. Nesta figura pode-se observar que se considerou o eixo ZZ coincidente com o eixo da diafise do fémur e os respectivos momentos considerados (momento flector Mx no plano medial e My no plano anterior).

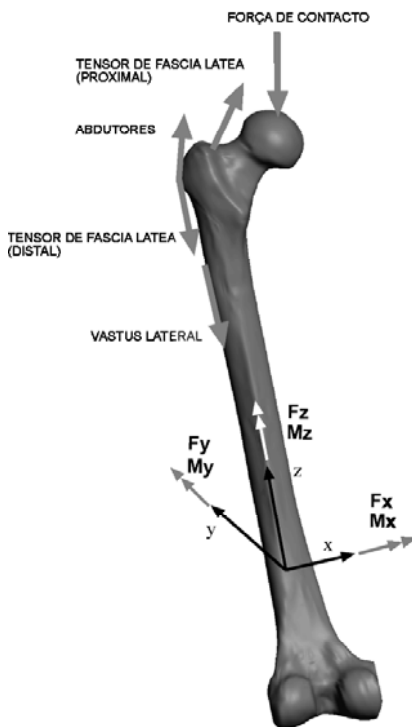


Figura 4.33 – Modelo CAD do fémur intacto e configuração das forças.

Relativamente à intensidade e direcção das forças aplicadas, estas estão representadas na tabela 4.9 [6, 111-113].

Tabela 4.9 – Intensidade e direcção das forças musculares e da força de contacto.

FORÇA (N)	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL
	X	Y	Z
FORÇA DE CONTACTO	-405	-246	-1719
ABDUTORES	435	32	649
TENSOR DE FASCIA LATEA (PROXIMAL)	54	87	99
TENSOR DE FASCIA LATEA (DISTAL)	-4	-5.3	-143
VASTUS LATERALIS	-7	139	-697

Uma das formas possíveis de análise entre o fémur intacto e implantado consiste em comparar as deformações numa zona afastada da região da ponta da prótese. Teoricamente, as deformações devem ser iguais numa zona fora da influência da prótese [22, 23]. Por forma a determinar as modificações que ocorrem no fémur implantado em termos de forças e momentos, foram determinadas previamente as deformações a que o fémur intacto está sujeito. As deformações foram consideradas na zona do cortical do fémur, longe da zona distal da prótese e da zona de encastramento.

Foram concebidas diferentes configurações de cargas por forma a alterar as intensidades das forças de contacto e dos abdutores, mantendo as restantes forças inalteráveis. Duas situações foram consideradas:

- O equilíbrio de forças e momentos resultantes, considerando apenas a variação da força de contacto;
- O equilíbrio das forças e momentos resultantes, considerando a variação da força de contacto e dos abdutores, mas mantendo a orientação inalterável desta última.

Em ambas as situações, foram mantidos constante a direcção e intensidade dos restantes músculos (tensor de fascia latea proximal e distal e vastus lateralis).

Considerando o equilíbrio de forças e momentos flectores do sistema, as equações resultantes são:

$$\begin{aligned}
 \Sigma F_{x_{int_fémur}} &= Abd_x + Fc_x \\
 \Sigma F_{y_{int_fémur}} &= Abd_y + Fc_y \\
 \Sigma F_{z_{int_fémur}} &= Abd_z + Fc_z \\
 \Sigma M_{x_{int_fémur}} &= Fc_y a - Fc_z e + Abd_y d \\
 \Sigma M_{y_{int_fémur}} &= -Fc_x a - Fc_z e - Abd_x d + Abd_z c \\
 \Sigma M_{z_{int_fémur}} &= Fc_y b - Abd_y c
 \end{aligned} \tag{4.21}$$

mantendo o a direcção dos abdutores constante, temos ainda:

$$\begin{aligned}
 Abd_y &= \alpha Abd_z \\
 Abd_x &= \beta Abd_z
 \end{aligned} \tag{4.22}$$

Relativamente ao sistema de cargas considerado na tabela 4.9, as constantes da equação (4.22) assumem os valores $\alpha = 0.0497$ e $\beta = -0.671$.

Tabela 4.10 – Dimensões geométricas (ver figura 4.34)

	a	b	c	d	e
FÉMUR INTACTO	230	44	25	205	0
CHARNLEY	227.16	28.25	25	205	0.5
LUBINUS SPII	223.55	33.37	25	205	-1.51
STANMORE	230.48	35.48	25	205	0.61
MÜLLER STRAIGHT	221.83	32.79	25	205	-4.71

Relativamente às condições geométricas (figura 4.34) de cada artroplastia cimentada, estas estão descritas na tabela 4.10. Assim o sistema de equações (4.21) conduzem-nos a um sistema possível mas indeterminado com 35 combinações de soluções mas apenas 27 soluções possíveis, embora algumas sejam “fisiologicamente” impossíveis.

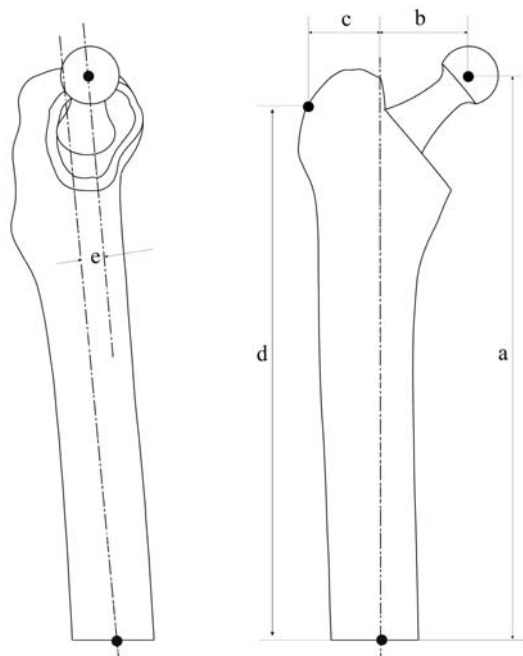


Figura 4.34 – Variáveis dimensionais consideradas.

Apenas algumas equações podem ser usadas para o cálculo de equilíbrio de forças e momentos (3 ou 4 em cada situação). Na tabela 4.11 encontram-se os casos de carga aplicados e considerados representativos de algumas situações, pois foram estudados os 27 possíveis. Alguns dos casos considerados visaram somente mostrar que se podem obter sistemas de forças não fisiológicos.

Para os casos configuração_1, configuração_2, configuração_3 e configuração_4, foi considerado apenas o equilíbrio de forças e momentos com variação da intensidade e direcção da F_c , enquanto as restantes forças permaneceram constantes.

Para os outros casos de estudo, permitiu-se a variação da intensidade e orientação da F_c e a intensidade dos abdutores, mantendo contudo a sua direcção inalterada.

Tabela 4.11 – Casos de carga analisados.

	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
CONFIGURAÇÃO_0	SISTEMA DE CARGA DO FÉMUR INTACTO					
CONFIGURAÇÃO_1			X		X	X
CONFIGURAÇÃO_2	X				X	X
CONFIGURAÇÃO_3			X	X	X	
CONFIGURAÇÃO_4	X			X	X	
CONFIGURAÇÃO_5*	X	X	X		X	
CONFIGURAÇÃO_6*			X	X	X	X
CONFIGURAÇÃO_7*	X		X	X	X	
CONFIGURAÇÃO_8*		X	X	X	X	
CONFIGURAÇÃO_9*	X		X	X		X

* ORIENTAÇÃO DOS ABDUTORES CONSTANTE

Relativamente à escolha das configurações da tabela anterior, o raciocínio foi elaborado da seguinte forma. Numa primeira fase observou-se os níveis de deformação nas três direcções no fémur intacto, verificou-se que as mesmas eram de menor influência segundo a direcção Y.

Assim, considerou-se a configuração_1 com o ΣFz e ΣMy e ΣMz (em que se tinha apenas 3 equações e 3 variáveis). De seguida verificou-se a influência da configuração_2, alterando apenas para ΣFx (mantendo o mesmo equilíbrio de momentos). Após estes dois casos verificou-se que o equilíbrio resultava em valores de carga (Fz) elevados devido ao equilíbrio do momento tursor Mz (fenómeno semelhante se iria verificar na configuração_6 e 9) como se pode observar na tabela 4.12 de resultados.

De seguida para a configuração_3 alterou-se os momentos que estavam em equilíbrio, passando a contabilizar os momentos flectores Mx e My com o equilíbrio das forças ΣFz . Verificou-se com este sistema uma diminuição das cargas de equilíbrio, logo os momentos flectores têm um papel importante no equilíbrio do sistema de cargas. Com os momentos definidos alterou-se o equilíbrio das forças para a direcção ΣFx .

Numa segunda fase, considerou-se no sistema de cargas a força dos abdutores para a configuração_6 a 9 e que confirmou o que ocorreu com a configuração_1 e 2 com a particularidade de verificar o fenómeno com combinações diferentes dos momentos flectores, ou seja, na configuração_6 verificou-se a influência de todos os momentos resultantes. Na configuração_9 apenas se verificou a influência do momento Mx e o tursor Mz, resultando contudo em ambos os casos valores de forças de equilíbrio elevados como se observa na tabela 4.12.

Por último, para a configuração_7 e 8 tentou-se verificar a influência das duas diferentes direcções ΣFx e ΣFy , mantendo a ΣFz e os dois momentos flectores.

A tabela 4.12 contém as forças de articulação e dos abdutores obtidos das equações (4.21 e 4.23) para as combinações aqui apresentadas. Alguns sistemas de carga resultaram num equilíbrio de forças que originou sistemas de carga fisiologicamente impossíveis (exemplos em cinzento). A configuração mais adequada é aquela cujas diferenças entre a deformação do fémur intacto e implantado são menores. Idealmente deviam ser iguais, ou seja, diferença nula.

Como se pode observar na tabela 4.12, a configuração_7 é fisiologicamente impossível para as próteses Charnley Roundback e Stanmore, uma vez que a Fc é de sentido contrário. Para a configuração_8 ocorre idêntico efeito para os músculos abdutores (ABD).

Tabela 4.12 – Forças de contacto (FC) e forças dos abdutores (ABD) nos fémures implantados.

FORÇA (N)	LUBINUS SPII			CHARNLEY ROUNDBACK			MULLER STRAIGHT			STANMORE		
	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL	MEDIAL	ANTERIOR	PROXIMAL
CONFIGURAÇÃO_0	FC -405	-246	-1719	-405	-246	-1719	-405	-246	-1719	-405	-246	-1719
ABD	435	32	649	435	32	649	435	32	649	435	32	649
CONFIGURAÇÃO_1	FC -291	-383	-1719	137	-349	-1719	117	328	-1719	142	355	-1719
ABD	435	32	649	435	32	649	435	32	649	435	32	649
CONFIGURAÇÃO_2	FC -405	-383	-2637	-405	-349	-5347	-405	-328	-5108	-405	-355	-5420
ABD	435	32	649	435	32	649	435	32	649	435	32	649
CONFIGURAÇÃO_3	FC -291	-253	-1719	-335	-242	-1719	-341	-250	-1719	-333	-219	-1719
ABD	435	32	649	435	32	649	435	32	649	435	32	649
CONFIGURAÇÃO_4	FC -405	-255	-2637	-405	-238	-2188	-405	-251	-2137	-405	-208	-2206
ABD	435	32	649	435	32	649	435	32	649	435	32	649
CONFIGURAÇÃO_5	FC -858	-280	-2394	-634	-263	-2060	-634	-263	-2061	-635	-263	-2062
ABD	888	66	1324	664	49	990	664	49	991	665	49	992
CONFIGURAÇÃO_6	FC -1492	-320	-3150	-1289	-284	-2808	-918	-282	-2391	-1901	-263	-3500
ABD	1394	103	2080	1166	87	1738	886	66	1321	1630	121	2430
CONFIGURAÇÃO_7	FC -1461	-324	-2071	2851	-4	-4016	-972	-288	-1949	-5362	-614	887
ABD	1491	111	2223	-2821	-209	-4207	1002	74	1494	5392	400	8042
CONFIGURAÇÃO_8	FC -2465	-375	-4309	29	-225	-1304	-1558	-316	-3136	633	-192	-622
ABD	2172	161	3239	157	12	234	1385	103	2066	-301	-22	-449
CONFIGURAÇÃO_9	FC -1365	-320	-3150	-1136	-284	-2808	-856	-282	-2391	-1600	-263	-3500
ABD	1394	103	2080	1166	87	1738	886	66	1321	1630	121	2430

Outros casos de carga revelaram um equilíbrio com elevada intensidade das forças, sendo improvável a ocorrência destas numa situação in vivo. De notar que, independentemente do tipo de prótese, a configuração da componente Z da força de reacção no fémur implantado é superior à do fémur intacto. Por exemplo, a componente Z da Fc para o caso de carregamento_4, relativamente ao fémur intacto, é superior em 918N, 469N, 418N e 487N para as próteses Lubinus SPII, Charnley Roundback, Müller Straight e Stanmore respectivamente.

4.6.2] Resultados dos sistemas de forças

Os resultados obtidos para o fémur intacto estão representados na tabela 4.13, onde se observa que a direcção Z é a mais importante em todos os aspectos. Na análise referente aos aspectos, verifica-se que no aspecto medial ocorreram as maiores deformações de compressão e no aspecto lateral as maiores deformações de tracção. No equilíbrio de forças deve-se considerar principalmente a direcção Z, pois esta é a de maior intensidade.

As deformações foram retiradas a 20 mm da zona de encastramento nas três direcções X, Y e Z, em todos os aspectos (medial, lateral, anterior e posterior).

Tabela 4.13 – Deformações verificadas no fémur intacto.

		ASPECTOS			
		MEDIAL	POSTERIOR	ANTERIOR	LATERAL
DIRECÇÃO	X	465	284	-183	-327
	Y	495	277	-158	-362
	Z	-1582	-941	561	1127

As diferenças absolutas das deformações obtidas no fémur intacto em relação às dos fémures implantados estão representadas na tabela 4.14. Idealmente, a configuração adequada para cada artroplastia deveria provocar o mesmo nível de deformação ao do fémur intacto na sua zona distal. Contudo, esta situação não é possível. Para que tal ocorresse era necessário a adição de forças externas de forma a obter um estado de tensão similar [54]. A situação mais realística será aquela que minimize as diferenças de deformação entre o fémur intacto e o fémur implantado.

Tabela 4.14 – Desvios absolutos relativamente ao fémur intacto.

DEFORMAÇÃO ($\mu\epsilon$)		LUBINUS SPII				CHARNLEY ROUND BACK				MÜLLER STRAIGHT				STANMORE			
		MED	POST	ANT	LAT	MED	POST	ANT	LAT	MED	POST	ANT	LAT	MED	POST	ANT	LAT
CONFIGURAÇÃO_0	ex	161	62	52	116	92	37	39	75	102	44	23	49	129	6	1	70
	ey	153	6	45	126	89	44	28	77	82	44	22	54	109	2	3	82
	ez	524	210	168	389	301	138	107	242	315	149	98	180	405	19	4	247
CONFIGURAÇÃO_1	ex	65	115	115	24	444	85	123	455	427	1111	142	667	387	115	176	481
	ey	45	115	105	27	469	68	108	455	483	47	98	490	443	120	151	451
	ez	192	378	359	92	1528	263	381	1551	1498	185	342	1641	1374	393	1644	1573
CONFIGURAÇÃO_2	ex	24	180	122	29	633	406	207	423	600	314	196	503	538	524	332	445
	ey	1	176	115	34	681	378	200	438	683	300	158	503	626	518	309	423
	ez	51	585	1513	90	2180	1317	1812	3717	2105	1037	531	1655	1905	1686	1060	1455
CONFIGURAÇÃO_3	ex	45	56	30	1	22	44	37	2	36	41	10	20	54	42	279	10
	ey	30	52	32	8	18	51	29	5	12	41	14	14	33	38	19	5
	ez	127	184	115	9	64	162	106	2	89	134	66	49	149	139	73	19
CONFIGURAÇÃO_4	ex	3	12	20	4	3	6	29	6	14	7	1	20	32	1	11	8
	ey	15	11	19	14	9	15	20	7	13	8	6	15	8	2	9	7
	ez	14	4	75	8	20	39	77	7	14	24	38	51	74	5	38	10
CONFIGURAÇÃO_5	ex	32	75	45	14	17	38	33	3	27	48	15	29	54	1	16	11
	ey	16	70	47	8	10	46	25	4	2	48	21	25	26	4	14	1
	ez	84	245	167	58	44	146	93	23	59	159	87	82	144	2	44	23
CONFIGURAÇÃO_6	ex	20	81	50	28	2	60	52	23	21	48	14	37	21	55	29	45
	ey	2	77	52	24	8	69	44	29	7	47	20	36	17	50	35	57
	ez	40	267	185	107	8	223	159	96	34	157	84	110	25	187	118	163
CONFIGURAÇÃO_7	ex	72	174.3	65	36					48	99	27	41				
	ey	60	163	71	35					24	97	34	39				
	ez	218	564	245	139					129	325	130	124				
CONFIGURAÇÃO_8	ex	0	101	66	48	38	27	29	27	3	56	19	55				
	ey	20	95	68	48	36	35	20	33	28	53	26	60				
	ez	29	333	241	183	120	106	77	93	26	182	104	177				
CONFIGURAÇÃO_9	ex	112	85	33	160	151	63	37	181	45	49	5	105	274	64	4	360
	ey	136	79	44	158	165	73	36	185	75.5	49	17	101	326	56	14	359
	ez	408	271	154	556	529	232	122	626	187	161	68	334	986	405	42	1204

Como a direcção principal de deformação foi segundo o eixo do fémur (eixo Z), nos aspectos lateral e medial, usou-se este critério para seleccionar as configurações de carga mais adequadas.

A prótese que apresentou maiores desvios foi a Lubinus SPII com 524 $\mu\epsilon$ na direcção Z no aspecto medial. As próteses Müller Straight e Stanmore apresentaram desvios de 315 e 405 $\mu\epsilon$ respectivamente, enquanto a Charnley Roundback foi a que apresentou a menor diferença, 301 $\mu\epsilon$.

Esta situação não é, como se pode constatar, a mais realística, pois o centro da cabeça do fémur não é igual ao da prótese, sendo diferente o sistema de forças. A influência do sistema de carregamento em muitos estudos não tem sido considerada, podendo os erros serem superiores a 30% (caso da Lubinus SPII) por não considerar este facto.

Sendo assim, tornou-se fundamental determinar qual o carregamento que minimizava os desvios ou diferenças de deformações [24]. A configuração_4 foi aquela que provocou os menores desvios entre deformações na zona distal do fémur. Outras configurações como a configuração_1 e 2 provocaram grandes diferenças de deformações, não devendo ser naturalmente consideradas. A configuração 4 tem em consideração as forças na direcção X e os momentos flectores nos dois planos Mx e My (com a direcção e intensidade dos abdutores constantes), o que permite concluir que independentemente da geometria da prótese utilizada, existe um equilíbrio possível.

Contudo, para outro tipo de próteses pode ser possível que a configuração_4 não seja a mais adequada. O estudo evidencia que os momentos flectores são os mais importantes no equilíbrio das forças do fémur implantado, pois estes são aqueles que relacionam os braços das forças com maior variação. Observa-se ainda que o momento torsor (Mz) não apresenta grande influência no equilíbrio do sistema de forças. Cristofolini e Viceconti [24] sugerem no seu estudo, que por forma a compensar as variações de geometria das próteses, deve-se aplicar um sistema de cargas de forma a aplicar o mesmo momento flector a que está sujeito o fémur intacto.

De facto, a importância dos momentos flectores pode ser observada na tabela 4.14. Nesta verifica-se que os sistemas de carregamentos_3, 4, 5, 7 e 8 provocaram desvios de deformação inferiores aos dos casos de carga em que não têm no equilíbrio os momentos flectores.

Os sistemas de carga que levam em consideração o momento torsor (carregamentos_1, 2 e 9) provocavam desvios de deformação elevados, sendo questionável a relevância deste momento nos resultados obtidos no fémur implantado.

Este estudo revela como é importante a determinação do sistema de forças mais adequado para cada fémur implantado, especialmente se estiverem em análise diferentes geometrias de próteses em estudos comparativos. Para algumas geometrias os momentos flectores são suficientes, para outros provavelmente não o serão, sendo necessário entender qual o componente do sistema de forças mais importante de forma a restaurar as condições do fémur intacto.

Contudo, na maioria dos estudos publicados não se verifica uma determinação do sistema de cargas que replique o sistema de forças do fémur intacto, originando desvios superiores a 30% para a Lubinus SPII, (19% para a Charnley, 20% para a Müller Straight e 26% para a Stanmore). Viceconti e Cristofolini [24] verificaram fenómenos semelhantes com erros superiores a 30%.

4.6.3| Conclusões

O estudo aqui descrito revela que é importante determinar o sistema de cargas mais adequado para cada tipo de geometria de prótese no fémur implantado. Não sendo feita a correcção, pode-se incorrer em erros de análise, ocultando o verdadeiro significado dos desvios em termos de deformações.

Quando se pensa que tal é devido às diferenças de geometria das próteses, tal não é verdade, pois estas são mais dependentes dos erros cometidos nos sistemas de carregamentos.

As figuras 4.35 e 4.36 representam comparativamente o campo de deformações do fémur no aspecto medial com o carregamento do fémur intacto e com o carregamento corrigido respectivamente.

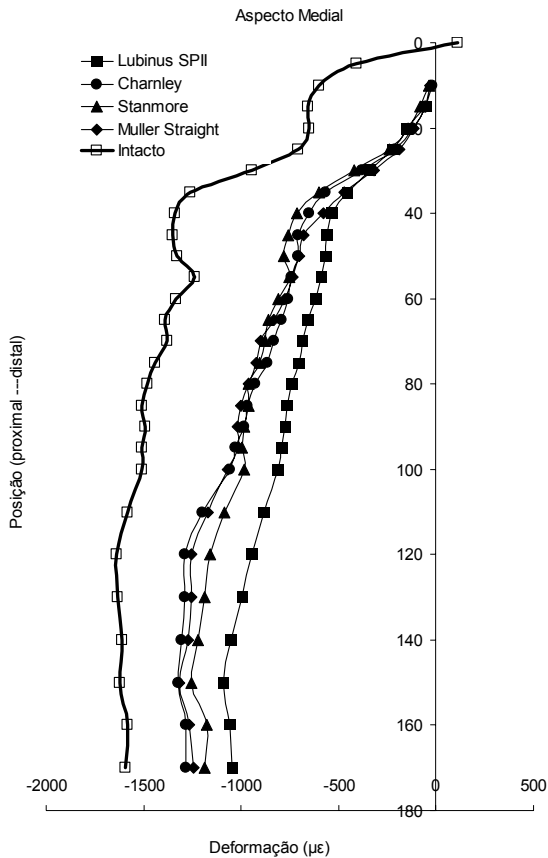


Figura 4.35 – Distribuição das deformações com carregamento do fémur intacto.

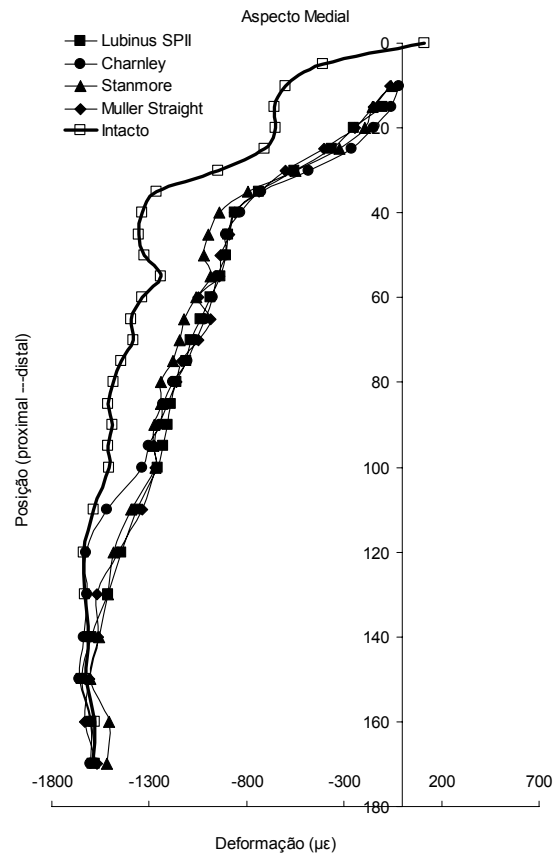


Figura 4.36 – Distribuição das deformações com carregamento corrigido (caso_4).

Como se pode observar, o facto de não se considerar a correcção do sistema de forças leva-nos a conclusões erróneas, quando se especula sobre as vantagens de algumas geometrias relativamente a outras, de facto as diferenças são provocadas por sistemas de cargas inadequados. Com a correcção do sistema de carga observa-se (figura 4.36) que a geometria da prótese não provoca campo de deformações muito diferentes.

Bibliografia

[1] – Andriacchi, T. P., Galante, J. O., Belytschko, T. G. and Hampton, S., 1976, A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses, Journal Bone Joint Surgery, 58A, pp: 618.

- [2] – Angst, M., Frankhauser, Ch., 1998, Preclinical biomechanical evaluation of a new, proximal cemented hip stem, 11th Conference of the ESB, July 8-11. Tolouse, France.
- [3] – Ardnt, A., Westblad, p., Ekenman, I., Halvorsen, K., Lundberg, A., 1999. An in vitro comparison of bone deformation measured with surface and staple mounted strain gauges. *Journal of Biomechanics* 32, pp: 1359-1363.
- [4] – Beals, N., 1987, Evaluation of a composite Sawbones femur model. Research Report ML-87-25. Richards Medical Company, Memphis, Tennessee.
- [5] – Benzley, S. E., Merkley, K., Blacker, T. D. and Schoof, L., 1995, Pre- and post-processing for the finite element method, *Finite Elements in Analysis and Design*, 19, pp: 243-260.
- [6] – Bergman, G., Deuretzbacher, M. O. W., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, M., Duda, G. N., 2000, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February.
- [7] – Bergmann, G. , 2002, Biomechanics of hip joint, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 36-38.
- [8] – Berelmans, W. A. M., Poort, H. W. and Slooff, T. J., 1972, A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts, *Act Orthopaedic Scandinavian*, 43, pp: 301-317.
- [9] – Berzins, M., 1998, A solution-based triangular and tetrahedral mesh quality indicator, *Journal on Scientific Computing*, 19 (6), pp: 2051-2060.
- [10] – Bianco, P.T., Bechtold, J.E., Kyle, R.F., Gustilo, R.B., 1989, Synthetic composite femurs for use in evaluation of torsional stability of cementless femoral prosthesis. *Proc. Biomechanics Symposium* (Torzilli, P.A., Friedman, M.H.), pp:297-300 ASME AMD.
- [11] – Biswas, R. and Strawn, R. C., 1996, Mesh quality control for multiply-refined tetrahedral grids, *Applied Numerical Analysis & Computational Mathematics*, 20, pp: 337-348.
- [12] – Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., Amis, A. A, 2005, The effect of muscle loading on the simulation of bone remodeling in the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 38, pp: 133-139.
- [13] - Briscoe, A., New, A., Taylor, M, 2003, Effect of pre-cooling and pre-heating in hip stem on the bone-cement interface temperature history, *International Congress in Computational Bioengineering*, Vol. 1, Espana, pp: 21-26.
- [14] –Britton, J. R., Prendergast, P. J., Egan, J. P., 2000, Design of a system for the application of muscle loading to the implanted proximal femur in a pre-clinical test. *Transactions of the 12th Conference of the ESB*, Dublin, Ireland.
- [15] – Camacho, D. L. A., Hopper, R. H., Lin, G. M. and Myers, B. S., 1997, An improved method for finite element mesh generation of geometrically complex structures with application to the skullbase, *Journal of Biomechanics*, 30 (19), pp: 1067-1070.
- [16] – Cheung, G., Zalzal, P., Bhandary, M., Spelt, J. K., Papini, M., 2004, Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading, *Medical Engineering & Physics*, 26, pp: 93-108.

[17] – Chiba, N., Nishigaki, I., Yamashita, Y., Takizawa, C. and Fujishiro, K., 1998, A flexible automatic hexahedral mesh generation by boundary-fit method, *Computer Methods in Applied Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 161, pp: 145-154.

[18] - Cifuentes, A. O. and Kalbag, A., 1992, A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis, *Finite Elements in Analysis and Design*, 12, pp: 313-318.

[19] – Claramunt, R. A., 2003, Efectos sobre el material óseo de la artroplastia total de cadera. Técnicas de análisis biomecánico aplicables a la evaluación de su fiabilidad. Tese doutoral, Universidade Politécnica de Madrid, Spain.

[20] – Collins, D., K., Mohler, C. G., 2002, Comparison of Clinical Outcomes in Total Hip Arthroplasty, Using Rough and Polished Cemented Stems With Essentially The Same Geometry, *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated*, 84-A (4), pp: 586 – 592.

[21] – Cowins S., 1999, The effect of surface roughness on the stress adaptation of trabecular architecture around a cylindrical implant, *Journal of Biomechanics* 32 pp: 275-284.

[22] – Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A. and Giunti, A., 1995, Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *Journal of Biomechanics* 28 (5), pp:617-624.

[23] - Cristofolini, L., Viceconti, M. Cappello, A. Toni, A., 1996, Mechanical validation of whole bone composite femur models, *Journal of Biomechanics* 29, pp: 525-535.

[24] - Cristofolini, L., Cappello, A., McNamara, B.P. and Viceconti, M. 1996, A minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads. *Medical Engineering and Physics* 18 (6), pp:502-514.

[25] - Cristofolini, L., Teutonivo, A. S., Monti, L., Cappello, A , Toni, A , 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between good and bad designs, *Journal of Biomechanics* 36, pp: 1603-1615.

[26] - Cristofolini, L., Waide, V., Viceconti, M., 2004, Load transfer in cemented total hip replacement in vitro: bone and cemented strain under simulated tissue adaptations, *Proceedings of the 14th Conference of European Society of Biomechanics*, 4 – 7 July, The Netherlands.

[27] - Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., 1980, An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, *Journal Bone and Joint Surgery*, 62A, pp: 68.

[28] – Dhondt, G. D., 2001, Unstructured 20-node brick element meshing, *Computer-Aided Design*, 33, pp: 233-249.

[29] - Dietrich, M., Kedzior, K., Krzesinski, G., Zagrajek, T., Zielinska, B., 2002, Parametric finite element models of human bones, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 135-136.

[30] – Dragan, Sz., 2002, The clinical and biomechanical researches of the adaptative bone tissue remodeling surround the stems of the total hip cementless endoprotheses. *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 207-208.

[31] – Duda, G. N., Séller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., Claes, L., 1998, Influence of muscle forces on femoral strain distribution, Technical note, *Journal of Biomechanics* 31, pp: 841-846.

- [32] – Fernandes, P. R., Ruben, R. B., 2002, A computacional procedure to optimise the shape of the cementless hip stem, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 255-256.
- [33] – Fernandes, P. R., Folgado, J., Jacobs, C., Pellegrini, V., 2002, How the stem shape can influence the bone ingrowth and the stability of a hip prosthesis, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 249-250.
- [34] – Fisher, D. A., Tsang, A. C., Paydar, N., Milionis, S., Turner, C. H., 1997, Cement mantle thickness affects cement strains in total hip replacement, Journal of Biomechanics 30, pp: 1173-1177.
- [35] – Fung, Y. C., 1983, On the foundations of biomechanics, Journal of Applied Mechanics, 50, pp: 1003-1009.
- [36] – Globisch, G., 1995, Practical aspects and experiences. On an automatically parallel generation technique for tetrahedral meshes, Parallel Computing, 21, pp: 1979-1995.
- [37] – Gotzen, N., Lampe, F., Nassutt, R., Morlock, M., 2002, Loadshift – numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prosthesis, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 96-197.
- [38] – Greer, B., Wang, E., Jiang, Y. 2002, On the appropriateness of using the standardized femur for FEA in proximal region, tese de doutoramento.
- [39] – Groos, S and Abel, E. W., 2001, A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur, Journal of Biomechanics 34 pp: 995- 1003.
- [40] – Grupp, T. M., Volkwann, R., Wallstein, S., Fritzsche, J., Hermle, J., Hermle, T., Blomer, W., 2002, Method for evaluation of the long term behavior of modular revision hip joint components in regard to fatigue and different interface phenomena. Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 267-268.
- [41] – Harman M.K., Cristofolini L., Toni A., Viceconti M., Giunti A. 1994, A reproducible in-vitro protocol for initial hip stem torsional stability, 2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam.
- [42] – Hart, R. T. V. Hennebel, N. Thongpreda, W. C. Van Buskirk and R. C. Anderson, 1992, Modelling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study, Journal of Biomechanics, 25, pp: 261-286.
- [43] – Heller, M. O., Bergman, G., Kassi, J. P., Claes, L., Hass, G. N., Duda, G. N., 2005, Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, Journal of Biomechanics, 38 (5), pp: 1155-1163.
- [44] – Heiner, A. D., Thomas D. Brown, , 2001, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias , Journal of Biomechanics, 34, pp: 773-781.
- [45] – Hilado, C.J., 1974, Glass reinforced epoxy systems. Technomic Publ., Westport Connecticut
- [46] – Hyodo, K., Inomoto, M., MyaKama, S. and Tateisski, T., 2002, Parametrical design and FEM analysis of implanted hip joint, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 292-293.

- [47] – Huiskes, R. and E. Y. S. Chao, 1983, A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade, *Journal of Biomechanics*, 16, pp: 385-409.
- [48] – Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., fudala, B., Sloof, T. J., 1987, adaptive bone remodelling theory applied to prosthetic-design analysis, *Journal of Biomechanics*, 20, pp: 1135.
- [49] – Huiskes, R., Verdonschot, N., 1997, The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement , *Journal of Biomechanics*, 30 (8), pp: 795-802.
- [50] - Jeffers, J. R. T., Taylor, M., 2003, Mesh considerations for adaptive finite element analysis of cement failure in total hip replacement, 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
- [51] - Jeffers, R. T. J. Taylor, M., 2003, Residual stress decreases the life of the cement mantle in total hip replacement, *International Congress in Computational Bioengineering*, Vol. 1, Espana 2003, pp: 21-26.
- [52] - Jimack, P. K., Mahmood, R., Walkley, M. A. and Berzins, M., 2002, A multilevel approach for obtaining locally optimal finite element meshes, *Advanced Engineering Software*, 33, pp: 403-415.
- [53] – Keyak, J. H., Skinner, H. B., 1992, Three-dimensional finite element modelling of bone: effects of element size, *Journal of Biomechanical Engineering*, 14, pp: 483-489.
- [54] – Kleemann, R., Heller, M. O. W., Taylor, W. R., Duda, G. N., 2002, Femoral strains and cement stresses increase with anteversion and prosthesis offset in THA, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 223.
- [55] – Kuiper, J. H., 1993, Numerical Optimization of artificial hip joint designs, Ph. D. Thesis, University of Nijmegen, The Netherlands.
- [56] – Kuiper, J. H., Huiskes, R., 1993, Numerical optimisation hip-prosthetic stem material, In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedicine* (Eds. Middleton et al.), pp: 76, (Gordon and Breach, New York).
- [57] – Krejčí, R., Bartoš, M., Dvořák, J., Nedoma, J. and stehlik, J., 1997, 2D and 3D finite element pre- and post-processing in orthopaedic, *International Journal of Medical Informatics*, 45, pp: 83-89.
- [58] – Ladd, A. J. C., J. H. Kinney, 1998, Numerical errors and uncertainties in finite-element modelling of trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 31, pp: 941-945.
- [59] - Lee, C. K., Lo, S. H., 1997, Automatic adaptive refinement finite element procedure for 3D stress analysis, *Finite Elements in Analysis and Design*, 25, pp: 135-166.
- [60] – Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2001, Evaluation of cemented stresses in finite element analysis of cemented orthopaedic implants, *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, pp: 623-628.
- [61] - Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2002, Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental an theoretical evidence, *Journal of Biomechanics*, 35, pp: 311-321.
- [62] – Li, H., Cheng, G., 2000, New method for graded mesh generation of all hexahedral finite elements, *Computer Structures*, 76, pp: 729-740.

- [63] – Lo, S. H. and Ling, C., 2000, Improvement on the 10-node tetrahedral element for three-dimensional problems, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 189, pp: 961-974.
- [64] – Lo, S. H., 1997, Optimization of tetrahedral meshes based on element shape measures, *Computer Structures*, 63 (5), pp: 951-961.
- [65] – Lu, Z., McKellop, H., 1997, Effects of cement creep on stem subsidence and stress in the cement mantle of a total hip replacement, *Journal of Biomedical Materials Research*, 34, pp: 221-226.
- [66] – Mackerle, J., 1998, A finite element bibliography for biomechanics (1987-1997), *Journal of Applied Mathematics*, 51 (10), pp: 587-634.
- [67] – Mackerle, J., 2000, Finite element analyses and simulations in biomedicine: a bibliography (1985-1999), *Journal of Applied Mathematics and Mechanics*, 17 (7), pp: 813-856.
- [68] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Odén, A, 2000, Prognosis of total hip replacement, Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-1998).
- [69] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Eisler, T., Garellick, G., 2002, Prognosis of total hip replacement, Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2000).
- [70] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002).
- [71] - Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., and Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28 (9), pp: 1067-1078.
- [72] - Mann, K. A., Werner, F. W., Ayers, D. C., 2000, Mechanical strength of the cement bone interface is greater in shear than in tension, *Journal of Biomechanics* 32, pp: 1251-1254.
- [73] – Maher, S. A., Prendergast, P. J., Reid, A. J., Waide, D. V., Toni, A., 2000, Design and validation of a machine for reproduction precision insertion of femoral hip prostheses of pre-clinical testing. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, pp: 203-207.
- [74] – Marks, L., 1999, Mesh density problems and solutions, In tips and workarounds for CAD generated models, NAFEMS Limited, Glasgow, pp: 21-27.
- [75] – Marks, L. W., Gardner, T. N., 1993, The use of strain energy as a convergence criterion in the finite element modelling of bone and the effect of model geometry on stress convergence, *Journal of Biomechanical Engineering*, 15, pp: 474-476.
- [76] – Mcnamara B.P., Cristofolini L., Toni A., Taylor D., Giunti A. 1994, Stress shielding predicted using a composite material femur, 2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam.
- [77] - Mcnamara B.P., Cristofolini L., Toni A., Taylor D. 1995, Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis, *Journal of Clinical Materials* 17, pp: 131-140.
- [78] – McNamara, B. P., Viceconti, M., Cristofolini, L., Toni, A., Taylor, D., 1996, Experimental and numerical pre-clinical evaluation relating to total hip arthroplasty, 2nd International Symposium On Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, J. Middleton, (Ed.), Gordon e Beach, The Netherlands, pp: 1.

- [79] – Mcnamara B.P., Viceconti M., Cristofolini L., Toni A., Taylor D. 1997, Experimental and numerical pre-clinical evaluation relating to total hip arthroplasty, *Recent Advances in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Middleton J., Pande G.N., Williams K.R. Eds., Books & Journals International publ., Swansea.
- [80] – McKellop, H., Ebramzdeh, E., Niederer, P.G., Sarmiento, A. 1991, Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. *Journal Orthopedics Research*. 9, pp: 297-305.
- [81] – Merz, B. , M. Lengsfeld, M., R. Müller, J. Kaminsky, P. Rügsegger and P. Niederer, 1996, Automated generation of 3D Fe-models of the human femur – comparison of methods and results. In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, J. Middleton, M. L. Jones and G. N. Pande, (Eds.), Gordon and Breach, Amsterdam, pp: 125-134.
- [82] – Muccini, R., M. Baleani, Viceconti, M., 2000, Selection of the best element type in the finite element analysis of hip prostheses, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 24 (4), pp: 145-148.
- [83] – Müller-Hannemann, M., 2002, Quadrilateral surface meshes without self-intersecting dual cycles for hexahedral mesh generation, *Computational Geometry*, 22, pp: 75-97.
- [84] – Oh I., Harris WH. 1978, Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip replacement femoral components. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)* 60:75-85.
- [85] – Otani, T., Whiteside, L.A., White, S.E., 1993a), Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads. *Journal. Biomedical Materials and Research*. 27, pp: 575-585.
- [86] – Otani, T., Whiteside, L.A., White, S.E., McCarthy, D.S. 1993b), Effect of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *Journal Arthroplasty*. 8, pp: 67-74.
- [87] - Owen, S. J., 2001, Hex-dominant mesh generation using 3D constrained triangulation, *Computer-Aided Design*, 33, pp: 211-220.
- [88] – Owen, S. J. and Saigal, S., 2002, Formation of pyramid elements for hexahedra to tetrahedral transitions, *Computer. Methods Applied Mechanical. Engineering.*, 190, pp: 4505-4518.
- [89] - Pérez, M. A., Grasa, J., Ferrer, R., Bea, J. A., García, J. M., Doblaré, M., 2003, Probabilistic damage model for life prediction of cemented total hip arthroplasty , *International Congress in Computational Bioengineering*, Vol. 1, Espana 2003, pp: 51-60.
- [90] - Polgar, K., Viceconti, M., O'Connor, J. J., 2000, A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedral when used to mesh a human femur, Submitted to the Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers *Journal of Engineering in Medicine*, 215 (1), pp: 85-94.
- [91] - Piccaluga, F., Valle, A G. D., Fernández, J. C. E., Pusso, R., 2002, Subsidence pattern of Charnley cemented femoral revisions with impacted morcelized bone after follow up of two to twelve years, *Hip International*, 13, pp:19-24.
- [92] – Prendergast, P. J., 1997, Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design, *Clinical Biomechanics*, 12 (6), pp: 343-366.

- [93] – Prendergast, P. J., 2001, Bone Prostheses and Implants, Bone Mechanics Handbook, Second Ed Cowin, S. C., Boca Raton: CRC Press LLC, pp: 35.1-35.29.
- [94] - Pszczatowski, S., Wener, S., 2002, Parametrical design and FEM analysis of implanted hip joint, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 282-283.
- [95] - Race, E., Miller, M. A., Ayers, D. C., Mann, K. A., 2003, Early cement damage a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface, Journal of Biomechanics, vol. 36, pp: 489-496.
- [96] – Ramer, M., Viceconti, M., Toni, A., Pipino, F. and Giunti, A. 1997, Biomechanical validation of a new nail-plate for the repair of stable proximal femoral fractures. Arch Orthopedic Trauma Surgery, 116, pp: 137-142.
- [97] -Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Leyvraz, P. F., 2000. The fixation of the cemented femoral components. Effects of stem stiffness, cement thickness and the roughness of the cement bone surface. Journal of Bone and Joint Surgery, 82B, pp: 297-303.
- [98] - Rost, J., Liefeth, K., 2002, A concept of a biomechanical optimised implant for THR , Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 253-254.
- [99] – Rohlmann, A., Mosser, U., Bergmann, G., Hees, G., Kolbel, R., 1983, Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprotheses. Journal Biomedical Engineering, 9, pp: 77-83.
- [100] - Roy, N., Hossain, S., Ayeko, C., McGee, H., Elsworth, C., Jacobs, L. G. H., 2002, 3M Capital Hip Arthroplasty, 3-8-year follow-up of 208 primary hip replacements, Act Orthopedic Scandinavia; 73 (4) pp: 400-402.
- [101] - Ruben, R. M. B., 2003, Optimização de forma de próteses de articulação de Anca, Tese de Mestrado, Universidade Técnica de Lisboa, Instituto Superior Técnico, Portugal.
- [102] - Sakamoto, J. D., Tawara, J. Oda, 2003, Large-scale finite element analysis based on CT images considering in homogeneousness of bone, 2003 Summer Bioengineering Conference, 25-29, Florida, pp: 49-50.
- [103] - Simões, J. A. 1998, Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada, Tese de Doutoramento, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Universidade do Porto.
- [104] –Simões, J. A., Vaz, M. A., Blatcher, S., Taylor, M., 2000, Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur, Medical Engineering & Physics, 22, pp: 453 - 459.
- [105] –Simões, J. A., Vaz M. A., 2002 , The influence on strain shielding of material stiffness of press-fit femoral components, Journal of Engineering in Medicine, Part H, Proceedings of the institution of Mechanical Engineers, 216, pp: 341-346.
- [106] - Skalski, K., Domanski, J., 2002, Computer aided geometrical reconstruction of hip joint Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 172-173.

[107] – Skinner, J. A., Kroon, P. O., Todo, S., Scott, G., 2003, A femoral component with proximal HA coating, an analysis of survival and fixation at up to ten years, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85-B (3), pp: 365-370.

[108] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 1998, Sensivity of failure criteria of cemented total hip replacements to finite element mesh density, 11th Conference of the ESB, July 8-11, Toulouse , France.

[109] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results?, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 147-148.

[110] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2001, Hip Joint and Abductor-Muscle Forces Adequately Represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, *Journal of Biomechanics* 34, pp: 917-926.

[111] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than walking. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 405, pp: 294-305.

[112] - Stolk, J., Verdonschot, N, Murphy, B. P., Prendergast, P. J., Huiskes, R., 2004, Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. *Engineering Fracture Mechanics* 71, pp: 513-528.

[113] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates, *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.

[114] – Szivek, J.A., Thomas, M., Benjamin, J.B. 1993, Characterization of a synthetic foam as a model for human cancellous bone. *Journal Applied Biomaterials*, 4, pp: 269-272.

[115] – Szivek, J.A., Weng, M., Karpman, R. 1990, Variability in the torsional and bending response of a commercially available composite femur. *Journal Applied Biomaterials*, 1, pp: 183-186.

[116] – Szivek, J.A., Gealer, R.L. 1991, Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal Applied Biomaterials*, 2, pp: 277-280.

[117] – Tang, K., Chou, S. Y., Chen, L. L. and Woo, T. C., 2000, Tetrahedral mesh generation for solids based on alternating sum of volumes, *Computer in Industry*, 41, pp: 65-81.

[118] – Tarr, R., Clarke, I. C., Gruen, T. A. and Sarmiento, A., 1982, Predictions on cement bone failure criteria: Three dimensional finite element models versus clinical reality of total hip replacement, *Finite Elements in Biomechanics*, John Wiley, New York, 1982, pp: 345 – 742.

[119] – Taylor, M., K. E. Tanner, M. A. R. Freeman and A. L. Yettram, 1995, Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?, *Medical Engineering & Physics*, 18, pp: 122-131.

[120] - Taylor, M., 1997, Finite element analysis of cancellous bone stresses within an implanted proximal femur and their relationship to implant migration, Ph. D. Thesis, Interdisciplinary Research Centre in Biomedical Materials, Queen Mary and Westfield College, London University.

[121] – Taylor, S. J. G., 2000, Forces and moments telemtered from two distal femoral replacements during various activities over 2.5 years, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February.

- [122] – Testi, D., Simeoni, M., Zannoni, C., Viceconti, M., 2004, Validation of two algorithms to evaluate the interface between bone and orthopedic implants. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 74, pp: 143-150.
- [123] – Uta, S. 1992, Development of synthetic bone models for the evaluation of fracture fixation devices. *Nippon Seikegeka Gakkai Zasshi* 66 (11), pp: 1156-1164.
- [124] – Vander Sloten, J. and G. Van Der Perre, 1993, The influence of geometrical distortions of three-dimensional finite elements, used to model proximal femoral bone, *Proc. Instn. Mech. Eng. H.*, 209, pp: 31-36.
- [125] - Van Rietbergen, A. B., Odgaard, J. Kabel and R. Huiskes, 1996, Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 29, pp: 1653-1657.
- [126] - Van Der Linden, J. C., Verharr, J. A. N., Hovinga, J., Weinans, H., 2001, Mechanical consequences of bone loss in Cancellous Bone, *Journal of Bone and Mineral Research*, 16 (3), pp: 103-109.
- [127] - Vander Sloten, J., 1990, The functional adaptation of bones in vivo and consequences for prosthesis design, Ph. D. Thesis, K. U. Leuven, Belgium.
- [128] – Verma, A. and R. J. Melosh, 1987, Numerical tests for assessing finite element model convergence, *Introduction Journal Numeric Methods and Engineering*, 24, pp: 843-857.
- [129] - Verdonschot, N. and Huiskes, 1992, The application of Continuum Damage Mechanics to Pre-Clinical Testing of Cemented Hip Prostheses: The Effects of Cement/stem Debonding. *Computed Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, pp: 51-56.
- [130] - Verdonschot, N. and Huiskes, R., 1996, Cement Debonding Process of Total Hip Arthroplasty Stems, *Clinic Orthopedics and related Research*, Number 336, pp: 297-307.
- [131] - Verdonschot, N. e Huikes, R., 1997, Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79-B, pp: 665-9.
- [132] - Verdonschot, N., Barrink, M., Stolk, J., Gardeniers, J., Schreus, W., 2002, In-Vitro tests on cemented femoral components should include resisting periods to obtain realistic migration characteristics. *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland*, Vol. 4 supplement 1, pp: 274-275.
- [133] – Viceconti, M, Cavalloti, G., Andrisano, A. O., Toni, A., 1996, Discussion on design of a hip joint simulator, *Medical Engineering & Physics*, 18, pp: 234-240.
- [134] – Viceconti, M., L. Bellingeri, Cristifolini, L., Toni, A., 1998, A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femur. *Medical Engineering & Physics*, 20, pp: 1-10.
- [135] – Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M., Cristofolini, L., 2000, Large sliding contact elements accurately predict levels of bone implant micromotion relevant to osseointegration, *Journal of Biomechanics* 33, pp: 1611-1618.
- [136] – Yoshimura, S., Wada, Y. and Yagawa, G., 1999, Automatic mesh generation of quadrilateral elements using intelligent local approach, *Computed Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, 179, pp: 125-138.

[137] – Zachariah, S. G., J. E. Sanders and G. M. Turkiyyah, 1996, Automated hexahedral mesh generation from biomedical image data: applications in limb prosthetics, IEEE Trans. Rehabil. Eng., 4 (2), pp: 91-102.

[138] - Williams, H. D., Browne, G., Gie, G. A., Ling, R. S. M., Timperley, A. J., Wendover, N. A., 2002, The Exceter universal cemented femoral component at 8 to 12 years, The Journal of Bone and Joint Surgery, 84-B, pp: 324-34.

[139] - Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodeling using composite femurs, Clinical Biomechanics 18, pp: 523-536.

[140] - Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A. , 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. Journal of Biomechanics 37, pp: 13 - 26.

[141] - Wlodarski, J., 2002, Mechanical conditions of endurance of the joint: bone cement implant, Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 294-295.

[142] – www.tecno.ior.it (2003)

**PROJECTO DE UMA NOVA COMPONENTE
FEMORAL DA PRÓTESE DE ANCA
CIMENTADA.**

5

Projecto de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada

5.1| Introdução

Com base no estudo apresentado no capítulo 3, concebeu-se uma nova geometria da prótese de anca. Stolk et al. [60, 61, 62], Viceconti et al. [68, 69], Waide et al. [70, 71] e Cristofolini et al. [9, 10], entre outros, também realizaram estudos numéricos comparativos para aferir o comportamento de próteses, tendo inclusivamente diferenciado próteses “boas e más”. Os resultados desses estudos mostram que as próteses com melhores taxas de sucesso são as que apresentam melhores resultados numéricos.

Neste estudo utilizou-se modelos de próteses convencionais: Lubinus SPII, Charnley Roundback, Müller Straight e Stanmore, e cujos comportamentos foram comparados com a nova prótese concebida. Foram comparadas as tensões geradas nas interfaces e no manto de cimento. Autores como Mann et al. [43, 44], Kleemann et al. [31], Pérez et al. [48], Jeffers and Taylor [28, 29, 30], Lennon and Prendergast [33, 34], Duda et al. [16], Rost and Liefeth [54], Gootzen et al. [21], Piszczatowski and Wener [47], Rohlmann et al. [55] e Valdivia et al. [63] analisaram o comportamento mecânico de próteses cimentadas com base nas tensões geradas nas interfaces. Williams et al. [73], Bauer and Schils [3], Wall [72] e Race et al. [49, 50] verificaram experimentalmente que o início de falência das próteses de anca ocorre nas interfaces do cimento com a prótese ou com o osso.

Os modelos numéricos analisados foram de dois tipos: modelo linear elástico em que se considerou as interfaces perfeitamente ligadas; e modelo não linear, onde se considerou a existência de atrito nas interfaces. Neste último caso houve um aumento do nível de tensões em determinadas zonas da prótese, pois a carga é, neste caso, apenas transmitida por uma dada percentagem de área da prótese. O mecanismo de transferência de carga é também diferente, ou seja, no modelo com atrito não existe transferência de tensões de tracção na interface, ao contrário do modelo perfeitamente ligado.

5.2| Concepção e modelação da nova prótese

A concepção da nova prótese foi feita com base no estudo apresentado no capítulo 3, considerando-se a geometria E na parte proximal. Na zona distal foram analisadas diferentes geometrias.

As figuras 5.1 e 5.2 ilustram as geometrias típicas de cada uma das próteses convencionais referentes à zona proximal (imediatamente a seguir ao colar) e à zona distal (início da sua ponta). Nestas figuras observa-se que a prótese que apresenta maior área na zona proximal é a prótese Lubinus SPII, seguida respectivamente das próteses Müller Straight, Stanmore e Charnley Roundback. Convém lembrar que as próteses com maior secção são as mais rígidas, provocando, aparentemente, maior efeito de *stress shielding*. É de salientar que na zona proximal, a prótese Lubinus SPII apresenta uma área superior à da Charnley Roundback e Stanmore (cerca de 2.5 e 2.4 vezes respectivamente) e em 1.31 superior à Müller Straight.

Relativamente ao perímetro da secção, a diferença não é tão notória. Contudo, observa-se que as próteses Charnley e Stanmore apresentam uma menor área de transferência de carga com base neste parâmetro.

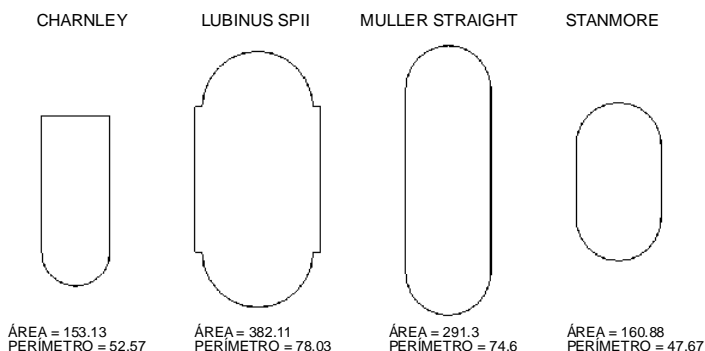


Figura 5.1 – Secção geométrica da região proximal das próteses convencionais.

Na zona distal das próteses convencionais pode-se observar que a prótese Charnley apresenta uma área cerca de 2.3 vezes maior que a área que a prótese Müller Straight e 2.1 vezes maior que a da Stanmore. A mesma apresenta também uma área superior à Lubinus SPII.

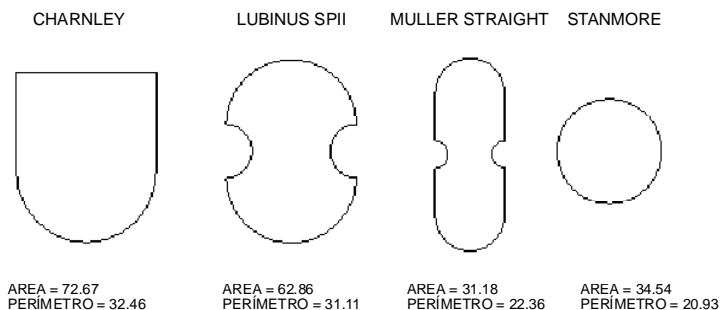


Figura 5.2 – Secção geométrica da região distal das próteses convencionais.

No que se refere ao perímetro das secções, a diferença não é significativa, apresentando a Charnley Roundback e a Lubinus SPII valores semelhantes, mas maiores que o das próteses Müller Straight e Stanmore. Se se considerar o coeficiente entre a área proximal e a área distal, observa-se que a Charnley Roundback é aquela que apresenta uma menor relação (2.1), o que permite à prótese transmitir maiores tensões de corte na interface devido à menor diferença entre os perímetros proximal e distal.

A Lubinus SPII apresenta a maior relação, superior a 6, o que evidencia uma prótese mais cônica relativamente à Stanmore (4.7), originando teoricamente a ocorrência de transferência de carga predominantemente com base nas tensões normais de compressão.

A prótese Müller Straight apresenta a maior relação (9.4) e que deriva fundamentalmente da diminuição da sua dimensão medial - lateral, não apresentando grande conicidade. Com base nestes pressupostos e nas características geométricas das próteses convencionais, definiu-se as secções proximal e distal da nova prótese, ilustrada na figura 5.3. Deste modo, o protótipo apresenta uma área e perímetro intermédio na parte proximal e distal relativamente às convencionais, e um quociente de 5.5. Contudo, a ponta distal da nova prótese foi objecto de estudo pormenorizado que será apresentado mais adiante neste capítulo.

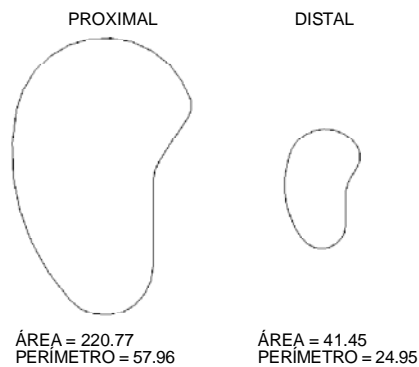


Figura 5.3 – Características geométricas das secções proximal e distal da nova prótese.

As duas secções foram utilizadas para gerar o modelo CAD, usando o software de CAD Solidworks® 2003. Optou-se por uma prótese de colar, embora a justificação para tal escolha possa ser motivo de controvérsia, como em muitos domínios da biomecânica da prótese de anca. O fundamento desta escolha baseou-se na necessidade de compressão mais eficiente do cimento de forma a encher todo o espaço vazio e por outro lado permitir uma estabilidade inicial superior pelo apoio do colar.

O colar, segundo autores como Harrington et al. [25] e Race et al. [50], tem como vantagem o facto de comprimir o manto de cimento numa fase inicial e não permitir a introdução de partículas provenientes do desgaste tribológico na interface do cimento com a haste.

Relativamente à geometria da haste, optou-se por uma prótese parcialmente anatómica, sendo o raio de curvatura no plano frontal semelhante ao do fémur usado nas simulações para permitir um manto de cimento de espessura uniforme. A figura 5.4 ilustra o modelo CAD da prótese. Em anexo representa-se o desenho técnico ortográfico da prótese.

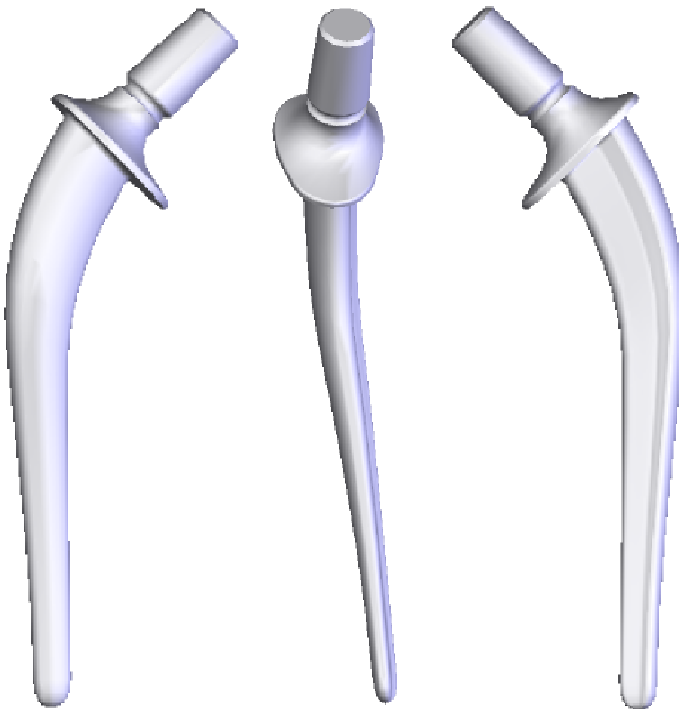


Figura 5.4 – Modelo CAD da prótese (versão inicial).

No que se refere à ponta da prótese, seleccionou-se numa fase preliminar uma ponta redonda. Relativamente ao comprimento da haste, a escolha teve em atenção estudos publicados por Guedes et al. [23], Rohlmann et al. [55] e Nunõ et al. [45] que referem que a partir de 100 mm não existe qualquer influência do comprimento da prótese nas tensões. Todavia, optou-se por um comprimento da haste de 145 mm como o da Lubinus SPII (indicado para o tamanho de fémur usado no estudo).

5.3| Simulação numérica

Para a simulação numérica seguiu-se a metodologia descrita no capítulo anterior, com a realização das artroplastias *in vitro*, seguindo-se a realização de TACs e posteriormente modelação sólida. Os modelos foram criados usando o software Hypermesh 6.0 (Altair Engineering, Inc.), mantendo idênticos graus de liberdade para minimizar as diferenças de parâmetros nas simulações numéricas, e comparação de resultados. A figura 5.5 ilustra as artroplastias virtuais.

Lubinus SPII

A cirurgia com a prótese Lubinus SPII é mais complexa e mais demorada que as restantes. A prótese tem um colar, sendo necessário instrumental específico para a preparação final do corte da cabeça do fémur (figura 5.5a). O protocolo desta prótese pressupõe uma camada uniforme de cimento com espessura mínima de 1 mm, mantendo o osso esponjoso na zona medial do fémur. A artroplastia com esta prótese é feita através de um procedimento cirúrgico menos convencional, e é caracterizada pela permanência da última raspa no canal femoral para permitir que um alisador de colar (reamer do calcar) que este fique perfeitamente liso e orientado de acordo com a raspa. O centro da cabeça da prótese deve permanecer ao nível do grande trocânter.

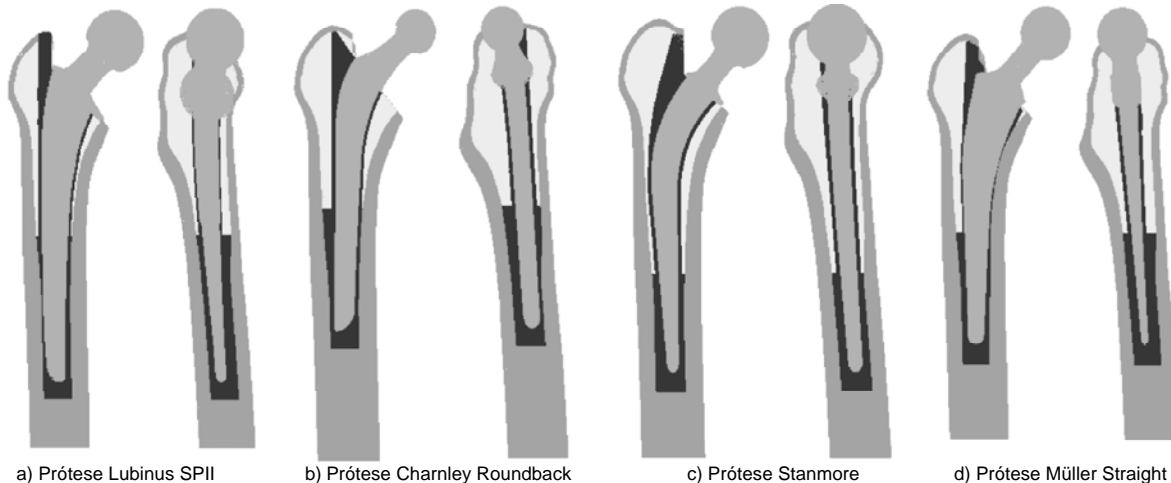


Figura 5.5 – Modelo CAD das próteses convencionais.

Charnley Roundback

Segundo o procedimento cirúrgico, esta prótese deve ser colocada por forma a que o centro da cabeça passe pela parte superior do fémur (grande trocânter) e que esteja centrada na zona distal (plano frontal). Valdivia et al. [63] referem que este plano é suficiente para definir a sua posição. Esta prótese não inclui centralizador e o cimento é bloqueado por um rolhão a cerca de 10 mm da sua ponta distal, devendo ainda ficar algum osso esponjoso entre o cimento e o osso cortical na zona

medial - posterior do fémur. Segundo o procedimento cirúrgico, esta prótese deve ficar sempre envolvida com cimento, mas não necessariamente de espessura constante. No caso simulado, foi criado um manto de cimento com uma espessura mínima de 2 mm. A figura 5.5b mostra esquematicamente a colocação da prótese Charnley Roundback.

Stanmore

A artroplastia da prótese Stanmore encontra-se representada na figura 5.5c. Esta prótese implica um corte docolo do fémur mais elevado em cerca de 5 mm, devendo a sua cabeça posicionar-se de forma idêntica às anteriores. Quanto ao posicionamento da haste, esta deve ficar centrada na zona distal em ambos os planos, nas zonas proximal e no plano medial - lateral. Esta prótese implica a existência de osso esponjoso na zona medial e uma camada de cimento envolvente uniforme. O modelo utilizado inclui cimento em toda a sua extensão com uma espessura mínima de 2 mm. Como a prótese não tem colar, o corte da cabeça do fémur não necessita de grandes cuidados.

Müller Straight

A artroplastia com a prótese Müller Straight está ilustrada na figura 5.5d. Relativamente à zona proximal, a prótese encontra-se centrada (anterior-posterior) com o centro da cabeça a passar pelo grande trocanter, tal como as anteriores. Esta prótese não permite um manto de cimento uniforme, pois na zona medial da prótese, segundo o protocolo, pode ficar sem osso esponjoso ou mesmo cimento. A figura 5.5d mostra que a prótese na zona medial apenas possuiu uma camada fina de cimento (<2 mm) e não apresenta qualquer osso esponjoso, estando em contacto com o osso cortical, que resulta da sua geometria no plano medial – lateral na zona proximal.

O sistema de cargas considerado, assim como as propriedades dos materiais das estruturas envolvidas foram iguais aos referidos no capítulo anterior (figura 4.33 e tabela 4.8). O sistema de forças aplicado nas simulações numéricas foram a força de contacto, os abdutores, o tensor de fascia latae proximal e distal e os vastus lateralis [29, 30, 59, 60].

Prótese protótipo

A inexistência de modelo físico nesta fase do trabalho da tese obrigou a um procedimento diferente. A cirurgia virtual foi efectuada usando um centralizador distal (embora não patente na figura 5.6). Autores como Yettran e Wrigth [74, 75], Estolk II e Harris [18], Valdivia et al. [63], Benjamin et al. [5], Östegaard et al. [46] e Köster et al. [32] verificaram que o uso de centralizador melhora a colocação das próteses.

É referido que 94% das próteses são colocadas numa posição neutral na zona proximal e 98% na zona distal. Considerou-se uma prótese que preserve mais o colar do fémur, através da realização de um corte acima do normal, em cerca de 5 mm, centrada no plano frontal e transversal. Também foi considerada uma camada de cimento uniforme (mínimo de 2 mm) e preservação do osso esponjoso na região proximal do fémur.

As características do modelo de simulação de elementos finitos da prótese protótipo foram semelhantes às das restantes simuladas, no que se refere ao número de graus de liberdade. O modelo da prótese protótipo tinha 222467 graus de liberdade (364744 elementos e 67695 nós). O manto de cimento era constituído por 93763 elementos e 22406 nós.

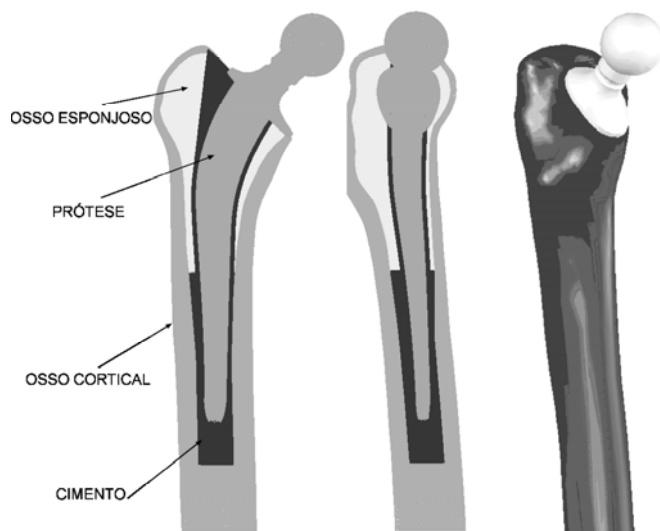


Figura 5.6 – Modelo CAD da artroplastia da anca com prótese protótipo.

A tabela 5.1 contém os valores das variáveis dimensionais da artroplastia com a prótese protótipo, estando estas geometricamente definidas na figura 4.34 do capítulo anterior.

Tabela 5.1 – Dados dimensionais da artroplastia com prótese protótipo.

	DIMENSÕES (mm)				
	a	b	c	d	e
PROTÓTIPO	229.68	38.69	25	205	0.69

Tendo como referência o estudo anterior, determinou-se o sistema de cargas mais adequado a cada tipo de prótese. A tabela 5.2 mostra os sistemas de forças usados. Como se pode constatar, dependendo da colocação da prótese, os carregamentos são diferentes, havendo diferenças da ordem de 500 N.

Tabela 5.2 – Sistemas de forças utilizados nas simulações numéricas.

FORÇAS (N)		PROTÓTIPO	LUBINUS SPII	CHARNLEY ROUNDBACK	STANMORE	MÜLLER STRAIGHT
FORÇA DE CONTACTO	MEDIAL (X)	-405.0	-405.0	-405.0	-405.0	-405.0
	ANTERIOR (Y)	-254.5	-255	-238	-208	-251
	PROXIMAL (Z)	-1951.6	-2637	-2188	-2206	-2137
ABDUTORES	MEDIAL (X)	435.0	435.0	435.0	435.0	435.0
	ANTERIOR (Y)	32.0	32.0	32.0	32.0	32.0
	PROXIMAL (Z)	649.0	649.0	649.0	649.0	649.0
TENSOR DE FASCIA LATAE (PROXIMAL)	MEDIAL (X)	54.0	54.0	54.0	54.0	54.0
	ANTERIOR (Y)	87.0	87.0	87.0	87.0	87.0
	PROXIMAL (Z)	99.0	99.0	99.0	99.0	99.0
TENSOR DE FASCIA LATAE (DISTAL)	MEDIAL (X)	-4.0	-4.0	-4.0	-4.0	-4.0
	ANTERIOR (Y)	-5.3	-5.3	-5.3	-5.3	-5.3
	PROXIMAL (Z)	-143.0	-143.0	-143.0	-143.0	-143.0
VASTUS LATERAL	MEDIAL (X)	-7.0	-7.0	-7.0	-7.0	-7.0
	ANTERIOR (Y)	139.0	139.0	139.0	139.0	139.0
	PROXIMAL (Z)	-697.0	-697.0	-697.0	-697.0	-697.0

5.3.1| Generalidades sobre a influência de detalhes geométricos

Alguns detalhes geométricos e dimensionais relativas à nova prótese de anca foram analisados antes de definir definitivamente a geometria final da prótese. Foi objectivo analisar pormenores geométricos no mecanismo de transferência de carga entre a prótese e o meio circundante de modo a evitar situações menos benéficas.

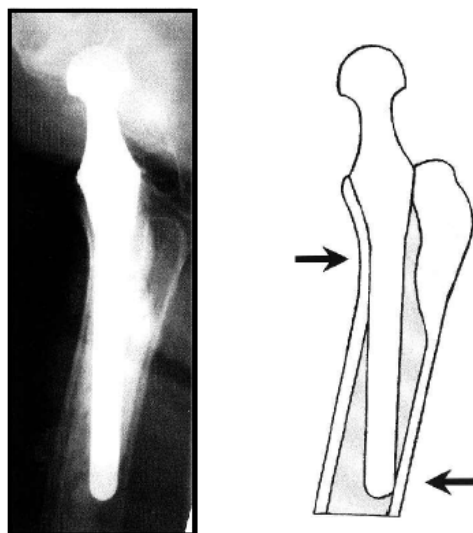
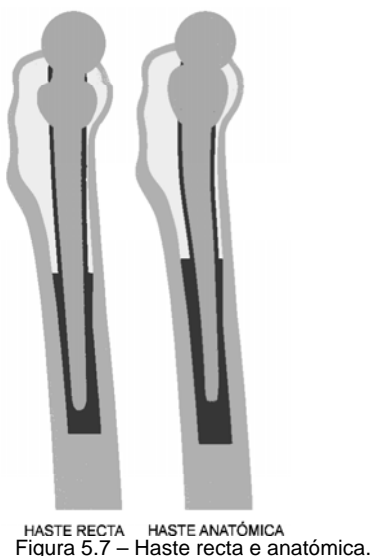
Autores como Mann et al. [43], Estolk II e Harris [18], Kleemann et al. [31], Gross e Abel [22], Götzen et al. [21] e Crowninshield et al. [11] estudaram com modelos simples a influência da geometria da ponta distal da prótese. Autores como Harrington et al. [25], Benjamin et al. [5], Valdivia et al. [63], Östegaard et al. [46] e Köster et al. [32] estudaram a influência do uso do centralizador na zona proximal e distal do canal femoral.

Os factores geométricos e material de uma prótese que influenciam o seu desempenho são inúmeros e, assim, no âmbito desta tese, só se analisaram alguns, que nos pareceram mais relevantes e demonstrativos das soluções tomadas. Assim, analisou-se o tipo de haste (recta ou anatómica), raio de curvatura da haste no aspecto medial e inclinação do colar (aspecto antero - posterior e lateral – medial) e ponte distal.

5.3.2| Geometria da haste: anatómica versus recta

De forma a aferir a influência do tipo de haste sobre as tensões desenvolvidas no manto de cimento, criaram-se dois modelos de artroplastias cimentadas com o protótipo, considerando uma haste de geometria recta e outra com geometria anatómica (figura 5.7). Estudo semelhante foi realizado por Valdivia et al. [63].

Na concepção dos modelos numéricos teve-se particular preocupação em manter a posição constante da prótese no fémur, apenas alterando a geometria da haste.



Autores como Östegaard et al. [46] estudaram o posicionamento incorrecto da prótese Charnley devido ao facto da sua ponta não ficar centrada no canal femoral. Outra deficiência verificada encontra-se ilustrada na figura 5.8, que devido ao mau posicionamento da prótese faz com que haja

um manto de cimento de reduzida espessura, ou mesmo zonas sem cimento, colocando a ponta distal da haste em contacto com o osso. Este facto pode ser devido, não só à falta de centralizador, mas também pelo facto de ser uma haste recta.

O gráfico da figura 5.9 apresenta, comparativamente, as tensões principais máximas na interface prótese – cimento para haste anatômica e recta.

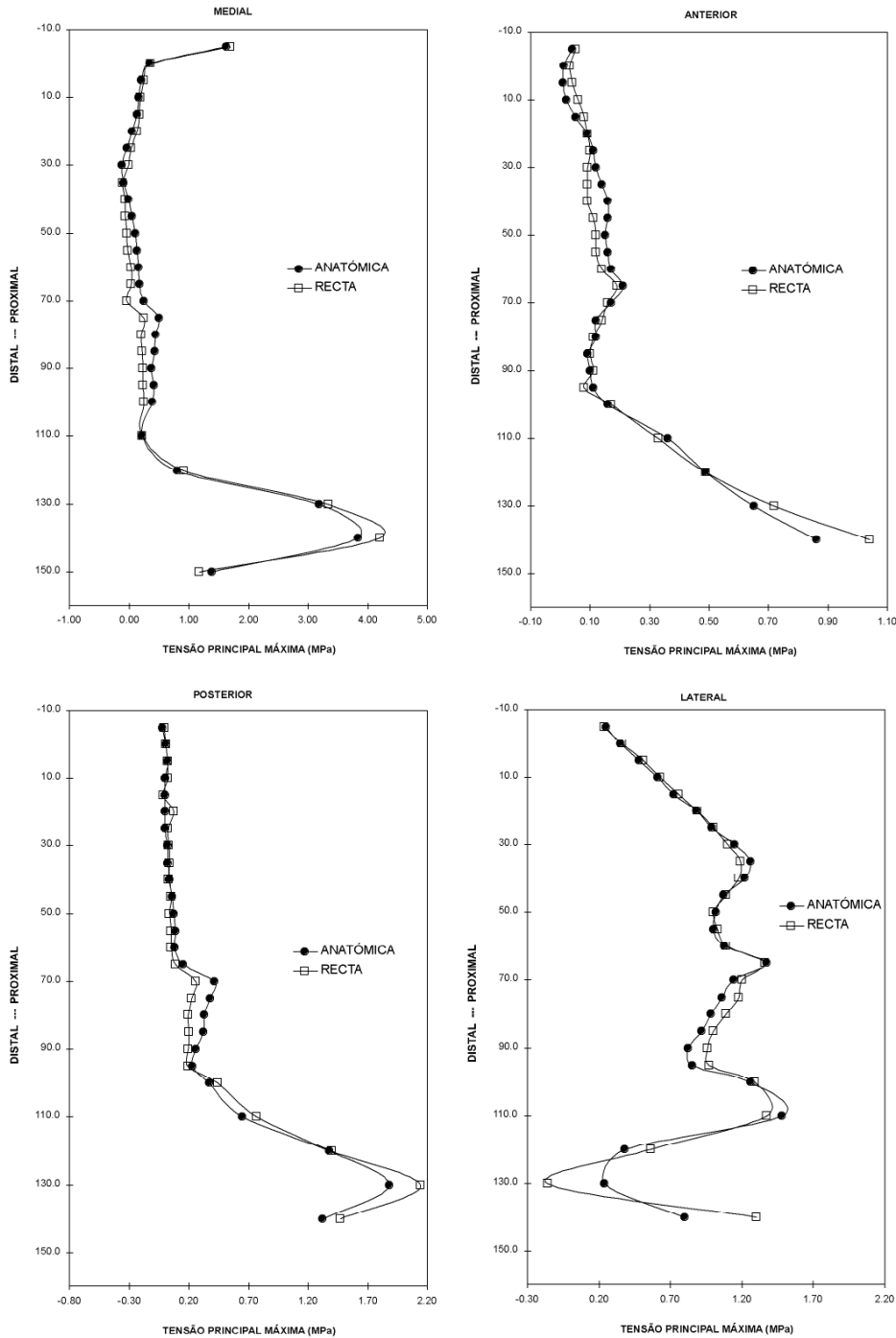


Figura 5.9 – Distribuição das tensões principais máximas para a haste anatômica e haste recta.

Como se pode verificar, as diferenças não são significativas, apresentando-se a maior diferença no plano medial. Contudo, verificam-se diferenças em todos os aspectos, mas a principal vantagem de possuir uma haste anatómica reside na centragem da prótese no canal femoral [41, 42, 52, 53].

5.3.3| Raio de curvatura medial da haste

O raio de curvatura da haste no aspecto medial parece desempenhar um papel importante nas tensões desenvolvidas nas interfaces, não só pela sua geometria mas também pela geometria do manto de cimento que é gerada em função da haste. Na figura 5.10 encontra-se representada uma radiografia onde se observa como o raio de curvatura pode influenciar o posicionamento da prótese dentro do manto de cimento. Se a ponta da prótese ficar em contacto com o osso cortical na zona distal e na zona lateral intermédia da mesma, devido à sua curvatura pode gerar um manto de cimento deficiente e não uniforme.

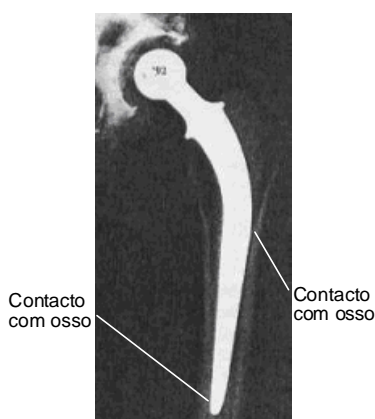


Figura 5.10 – Deficiente posicionamento da prótese devido ao raio no seu aspecto medial [1].

Através de medições aproximadas observou-se que os raios das próteses na parte medial para as próteses Charnley Roundback, Lubinus SPII, Stanmore e Müller Straight são respectivamente 90 mm, 100 mm, 60 mm e 135 mm. Como se constata, as diferenças podem ser superiores a 100% como por exemplo entre as próteses Stanmore e Müller Straight. Não haverá certamente um raio óptimo, pois tal parece depender da geometria da haste. Contudo, nas simulações realizadas constatou-se que a prótese Müller Straight provocava picos de tensão na região medial devido a um raio de curvatura menos adequado. O raio da prótese protótipo considerado foi de 105 mm por se ter constatado não induzir concentração de tensões e permitir simultaneamente a criação de um manto de cimento uniforme ao longo de toda a haste.

5.3.4| Inclinação do colar

A inclinação do colar foi uma característica inovadora considerada na nova prótese (figura 5.11). Para além da inclinação do colar da prótese no plano frontal (típica em todas as próteses com colar), considerou-se também a inclinação do colar no plano sagital. É do nosso desconhecimento a existência de próteses comerciais com esta característica. Esta opção foi tomada para criar um plano quase perpendicular às forças que se desenvolvem no sentido antero – posterior na anca. Esta solução apresenta desvantagens óbvias na sua fabricação.

De forma a aferir a influência desta variável, estudou-se primeiramente a inclinação do colar no plano frontal como se ilustra na figura 5.12a) variando a inclinação em 10° no sentido medial - lateral, mantendo a posição da haste e da cabeça da prótese inalterável.

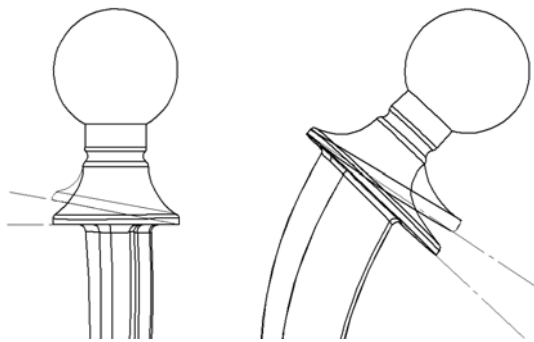
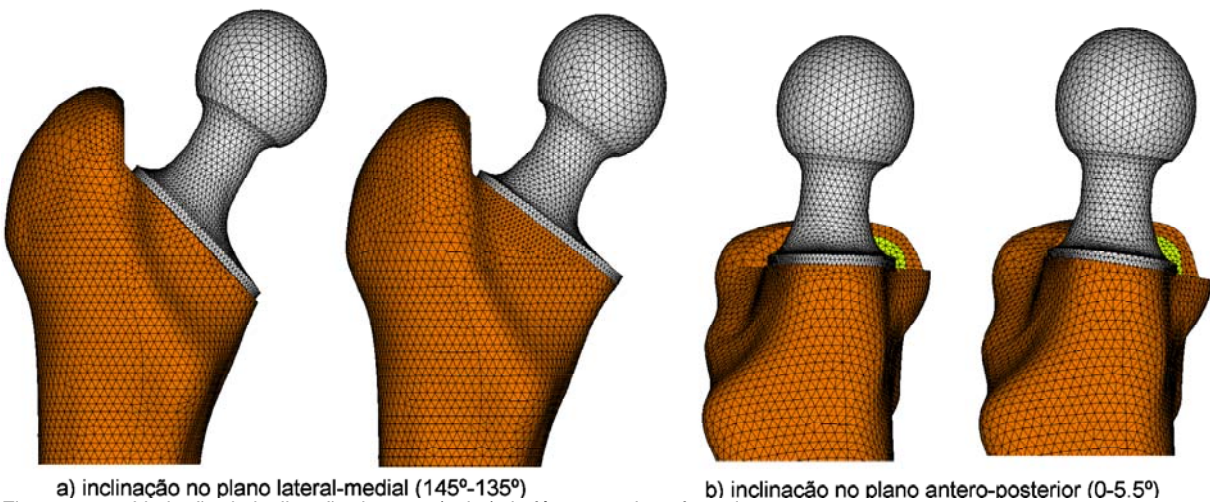


Figura 5.11 – Dupla inclinação do colar da prótese.

Para a situação estudada observou-se um aumento do nível de tensões principais de compressão na zona proximal com o aumento do ângulo de inclinação.

A segunda hipótese consistiu em estudar a inclinação do colar em 5.5° no plano sagital (figura 5.12 b). Esta alteração levou à diminuição do pico das tensões em cerca de 0.3 MPa (menos 10%) das tensões na interface prótese – cimento na zona proximal.



a) inclinação no plano lateral-medial (145° - 135°)
 b) inclinação no plano antero-posterior (0 - 5.5°)
 Figura 5.12 – Variação da inclinação do corte (colar) do fémur no plano frontal.

5.2.5| Geometria da ponta distal da prótese

Este foi um factor estudado por Estolk II e Harris [18], que usando um modelo simples da prótese, obtiveram melhores resultados para inclinações cónicas entre 15° e 30° com a vertical. Estes autores verificaram ainda que dependendo da inclinação, também variava a localização onde ocorreria o pico máximo das deformações. Para inclinações entre 30° e 45° o pico ocorria na zona de transição entre a ponta e o corpo da haste; para inclinações entre 15° e 30° o pico ocorria na ponta da prótese. Este estudo levou-nos a estudar em maior detalhe este parâmetro geométrico.

Com base nos estudos de Östegaard et al. [46], Williams et al. [73] e Benjamin et al. [5], relativamente à centralização da prótese na ponta distal, considerou-se a utilização de um centralizador distal, que pode ser interno ou externo (figura 5.13). Depois de decidir a utilização de um centralizador, optou-se pelo mesmo do tipo exterior, que permite uma maior variação de geometria da ponta da prótese, como se pode observar pela figura 5.13.

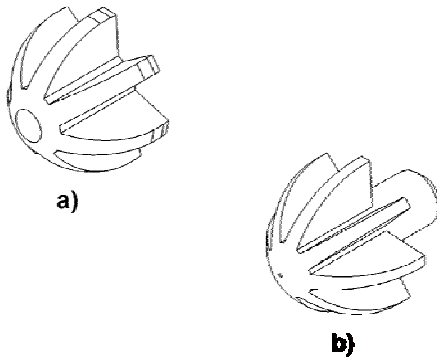


Figura 5.13 – Dois tipos de centralizador; (a) exterior; b) interior.

A opção pelo uso de um centralizador exterior resultou do facto de este permitir uma variação de ponta mais favorável para o protótipo, parte pelo facto de este possuir uma ponta pequena, o que tornava o centralizador interior de difícil aplicabilidade. Após várias soluções de geometria estudadas, algumas apresentadas na figura 5.14, obteve-se a melhor solução relativamente aos níveis de tensão e facilidade de colocação do centralizador exterior. Este tipo de centralizador é mais vantajoso relativamente ao centralizador interior. Autores como Van Doorn et al. [64], Østgaard et al. [46] e Benjamin et al. [5] referem a deficiente centragem deste último por quebrar na colocação da prótese. O centralizador a considerar deverá ser de polietileno ou de PMMA.

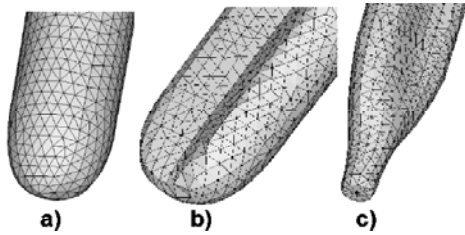


Figura 5.14 – Três geometrias diferentes da ponta distal da prótese estudadas.

Relativamente à geometria inicial da nova prótese, apenas se alterou a mesma na sua ponta, mantendo toda a restante geometria e posição inalterável. A figura 5.15 ilustra as tensões equivalentes de von Mises no manto de cimento na zona da ponta da prótese.

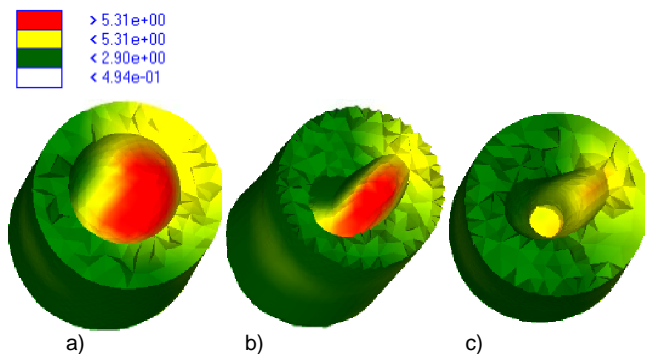


Figura 5.15 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises (MPa) no cimento para as diferentes geometrias da ponta distal da prótese.

A variação das tensões observadas foi considerável, facto também referido no trabalho de Estolk II e Harris [18]: “A geometria final da ponta apresenta grande influência na distribuição das tensões equivalentes no manto de cimento, sendo em todas as próteses uma zona crítica”. O nosso estudo mostrou tensões equivalentes desde 5 MPa (geometria c) a 8.3 MPa (geometria b). A geometria a)

provocou uma tensão de 7.7 MPa. A variação da geometria da ponta distal pode levar a ocorrência de picos de tensão com variações da ordem de 60% nesta zona.

5.3.6| Materiais da prótese

Os materiais mais usados nas hastes das próteses são as ligas de crómio-cobalto, aço inoxidável e titânio. Como é sabido, a elevada rigidez do material induz o efeito de *stress shielding* resultante da diferença de rigidez entre o fémur e o material da prótese. Com o objectivo de diminuir o efeito referido, muitos tem sido os investigadores como Simões e Vaz [57], Yettram e Wright [74], Gross e Abel [22], Makarand et al. [40], Cristofolini e Viceconti [6, 8] e Duda et al. [16] que referem próteses de rigidez controlada de forma a diminuir este efeito. Alternativamente, outros autores sugerem o uso de próteses de titânio (módulo de elasticidade de 110 GPa para diminuir o efeito de *stress shielding*).

A figura 5.16 apresenta, a título de exemplo, a distribuição das tensões principais máximas no aspecto medial para a prótese protótipo em crómio-cobalto e a mesma em titânio. Como se constata, as distribuições são semelhantes a outras publicadas sobre o assunto: tensões mais elevadas na zona proximal para materiais menos rígidos e tensões mais baixas na zona distal para materiais menos rígidos. A forma da distribuição é contudo semelhante em todos os aspectos (embora só se apresente os resultados no aspecto medial).

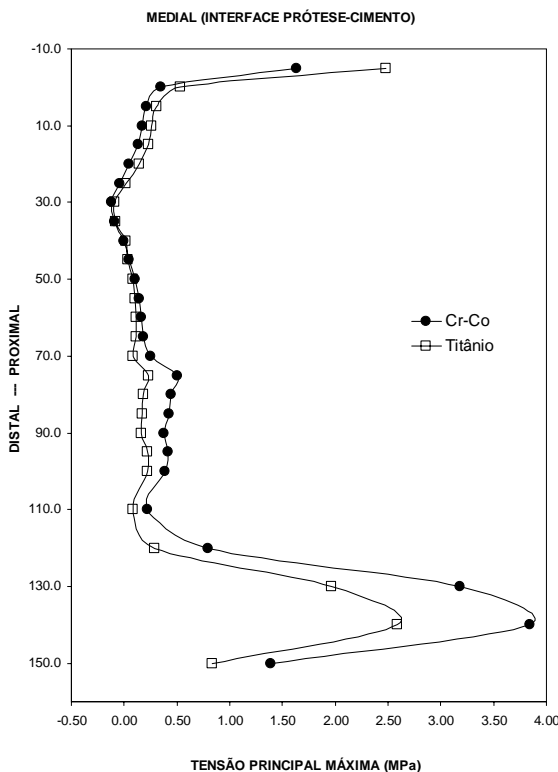


Figura 5.16 – Distribuição de tensão principal máxima em função da rigidez do material.

5.4| Modelo linear elástico

Muitos autores têm utilizado modelos de comportamento linear (sem contacto ou atrito) e com materiais de comportamento linear elástico e isotrópico. Autores como Stolk et al. [60], Jeffers e Taylor

[29], Viceconti et al. [68], Yettram e Wright [74, [75] e Lenon e Prendergast [33] efectuaram estudos com modelos deste tipo. Outros têm usado modelos mais elaborados e de acordo com a realidade da problemática da artroplastia da anca.

Na tabela 5.3 resume-se alguns dos trabalhos publicados com o uso de modelos lineares. Nos modelos lineares é normalmente usado o critério de rotura das tensões equivalentes de von Mises no interior do manto de cimento. Nas interfaces são normalmente analisadas as tensões principais máximas de tracção (P1) e as mínimas de compressão (P3) para as interfaces (cimento - prótese e cimento - osso).

Tabela 5.3 – Algumas publicações cujos autores usaram modelos de comportamento linear na simulação da artroplastia cimentada.

REFERÊNCIAS	RESULTADOS OBTIDOS
Stolk et al. [58, 60]	Microdeformações na interface da prótese - cimento
Jeffers e Taylor [28]	P1 máxima e P3 mínima nas interfaces
Viceconti et al. [69]	Microdeformações na interface da prótese - cimento e P3 (tensão máxima de compressão)
Lennon e Prendergast [33]	P1 máxima tensão de tracção na interface prótese - cimento
Verdonshot et al. [67]	Tensões normais e de corte na interface prótese - cimento
Yettran et al. [74]	Tensões normais e de corte na interfaces do cimento

É assim justificada a utilização deste tipo de modelos para aferir a estabilidade inicial da prótese. O esquema da figura 5.17 representa o pseudo comportamento simplificado do modo de transferência de carga na interface prótese – cimento com o tempo. Estes modelos lineares não são certamente os mais realísticos na simulação a longo prazo, contudo são fáceis de implementar e podem dar uma boa previsão, pelo menos em termos qualitativos, do comportamento do implante no pós-operatório.

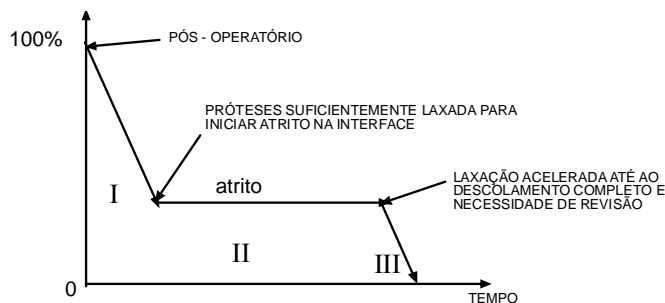


Figura 5.17 – Variação da transferência de carga com o tempo de sobrevida da prótese.

5.4.1| Tensões equivalentes de von Mises (no manto de cimento)

Como foi referido no capítulo 1, a resistência mecânica do cimento varia com inúmeros factores. Diversos autores como Harrigan e Harris [24], Hung et al. [27] e Lu e McKellop [38] referem uma tensão limite de fadiga do cimento da ordem de 7 MPa. Nesta parte deste capítulo apresenta-se a comparação entre as distribuições de tensões no manto de cimento e na interface do mesmo com a prótese. Tal como outros autores, considerou-se as tensões equivalentes de von Mises no interior do manto de cimento. A figura 5.17 ilustra as tensões equivalentes de von Mises para cada prótese e em cada aspecto do fémur. Como se pode constatar, as maiores tensões ocorrem no aspecto medial.

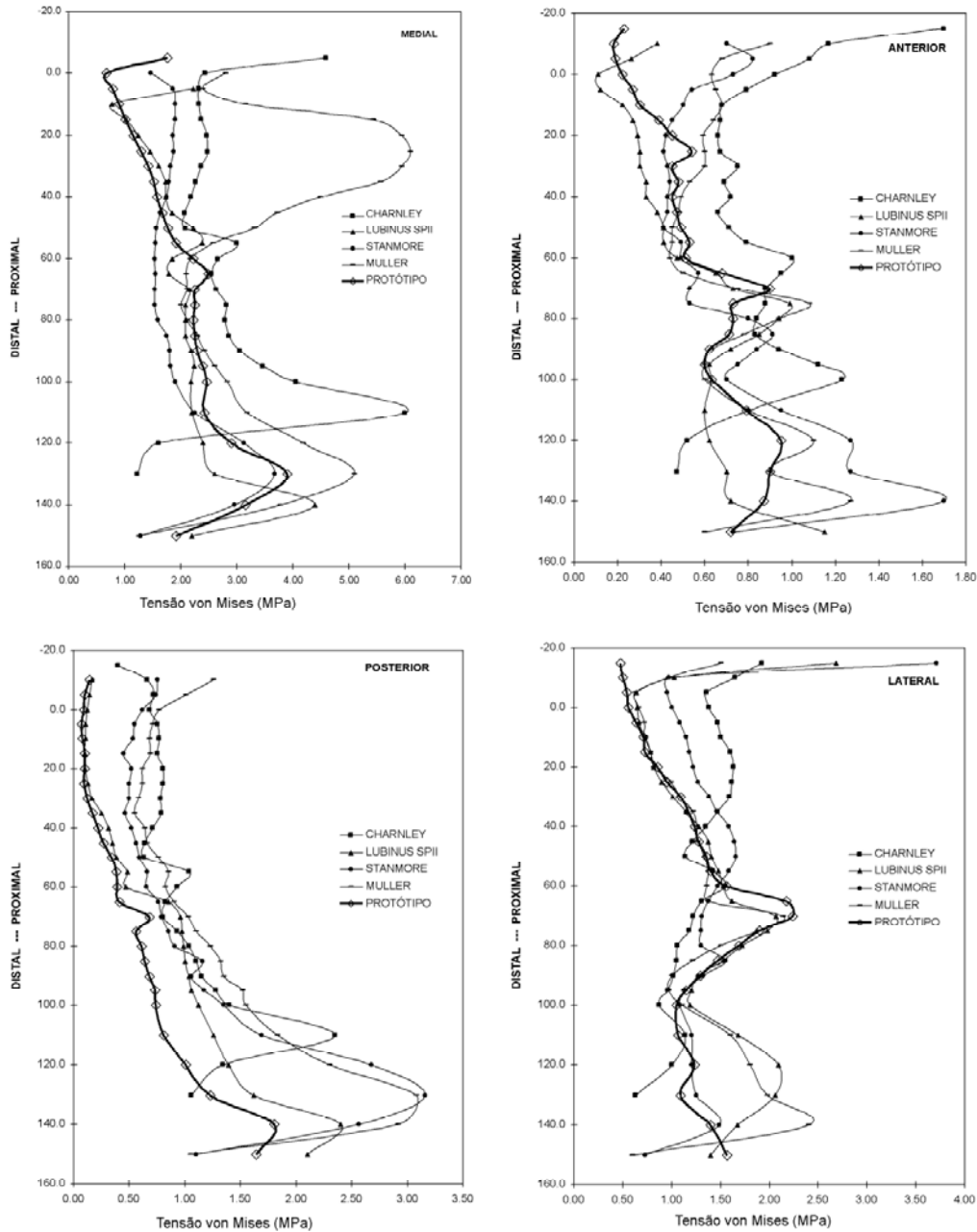


Figura 5.18 – Distribuição das tensões de Von Mises no interior do manto de cimento.

Observa-se uma zona de tensões elevadas na zona distal devido à geometria da ponta da prótese, ocorrendo este fenómeno em todas as convencionais, sendo superior na prótese Charnley Roundback. Pode-se observar na zona medial da prótese Müller Straight tensões mais elevadas devido essencialmente à diminuição da espessura do manto de cimento. Verifica-se ainda que a prótese Charnley apresenta um pico de tensão na zona proximal devido essencialmente ao pequeno colar existente no aspecto medial, o que provoca um apoio deficiente com aumento das tensões de compressão.

Na tabela 5.4 identificam-se, para cada aspecto do manto de cimento, a tensão média e o valor máximo das tensões equivalentes de von Mises para as próteses estudadas.

Tabela 5.4 – Tensão equivalente de von Mises (pico e média) em cada aspecto.

MPa	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUND BACK	6.0 (2.75)	1.9 (1.31)	1.7 (0.86)	2.4 (0.93)
LUBINUS SPII	4.4 (2.01)	2.7 (1.34)	1.2 (0.52)	2.4 (0.74)
STANMORE	3.7 (1.87)	3.7 (1.36)	1.7 (0.69)	3.2 (0.99)
MÜLLER STRAIGHT	6.1 (3.44)	2.4 (1.25)	1.3 (0.69)	3.1 (1.16)
PROTÓTIPO	3.9 (1.93)	2.2 (1.16)	1.0 (0.55)	1.8 (0.55)

A análise em pormenor dos gráficos e dos resultados numéricos da tabela evidencia, como referido, tensões mais elevadas no aspecto medial. A prótese protótipo foi a que apresentou tensões inferiores nos vários aspectos, com excepção no aspecto medial que apresenta uma tensão em 0.2 MPa superior à Stanmore. Relativamente às restantes, apresenta valores inferiores em 2.1 MPa, 1.5 MPa e 2.2 MPa respectivamente às próteses Charnley Roundback, Lubinus SPII e Müller Straight respectivamente.

Se considerarmos o valor de 7 MPa como a resistência limite em fadiga dos cimentos comerciais, verifica-se que a prótese Charnley Roundback e Müller Straight provocam tensões desta ordem de grandeza. Acresce o facto destas serem teoricamente mais elevadas se se considerasse um modelo anisotrópico ou transversalmente isotrópico dos tecidos ósseos. Em contrapartida, o mecanismo de remodelação óssea tende a reduzir a intensidade dos picos de tensão ao longo do tempo.

O comportamento do protótipo está bem patente no gráfico da distribuição de tensões no aspecto anterior, embora as tensões sejam, muito baixas para todas as próteses, com pico máximo de 1.7 MPa. No aspecto posterior, o protótipo apresenta as tensões mais baixas em quase toda a extensão da prótese. Neste aspecto, o pico máximo (3.2 MPa) foi verificado na ponta distal para a prótese Stanmore. O excelente comportamento do protótipo neste aspecto resulta parcialmente da inclinação do colar na direcção posterior-anterior e na grande área de contacto que possui neste aspecto.

No aspecto lateral também se pode observar um baixo valor de tensões na zona proximal. A redução de tensão foi de 1.4, 2.2, 3.2 e 1.1 MPa relativamente às próteses Charnley Roundback, Lubinus SPII, Stanmore e Müller Straight.

De referir que o aumento de tensão na zona intermédia da prótese (entre 60 – 70 mm) resulta da transição entre o osso esponjoso e o osso cortical.

O estudo efectuado por comparação dos níveis de tensão no manto de cimento mostrou que a prótese concebida tem um desempenho, de uma forma global, melhor que as convencionais, que convém lembrar, excluindo a prótese Müller Straight, são próteses com elevadas taxas de sucesso.

A distribuição das tensões nos quatro aspectos do manto de cimento não permite averiguar em que região da mesma ocorrem os maiores níveis de tensão. De facto, observou-se que para determinadas próteses, as tensões eram maiores noutras regiões do manto, que não aquelas onde se retirou os valores (valores nodais segundo linhas localizadas na intersecção dos planos frontal e sagital com o manto de cimento). Assim, para ter uma percepção mais adequada dos níveis de tensão em todo o manto de cimento, realizaram-se gráficos de barras que representam as tensões equivalentes de von Mises em cada elemento do manto de cimento. Desta forma, estes resultados representam para cada elemento do manto de cimento, desde a zona proximal até à distal, a tensão equivalente verificada em cada um deles (figura 5.19).

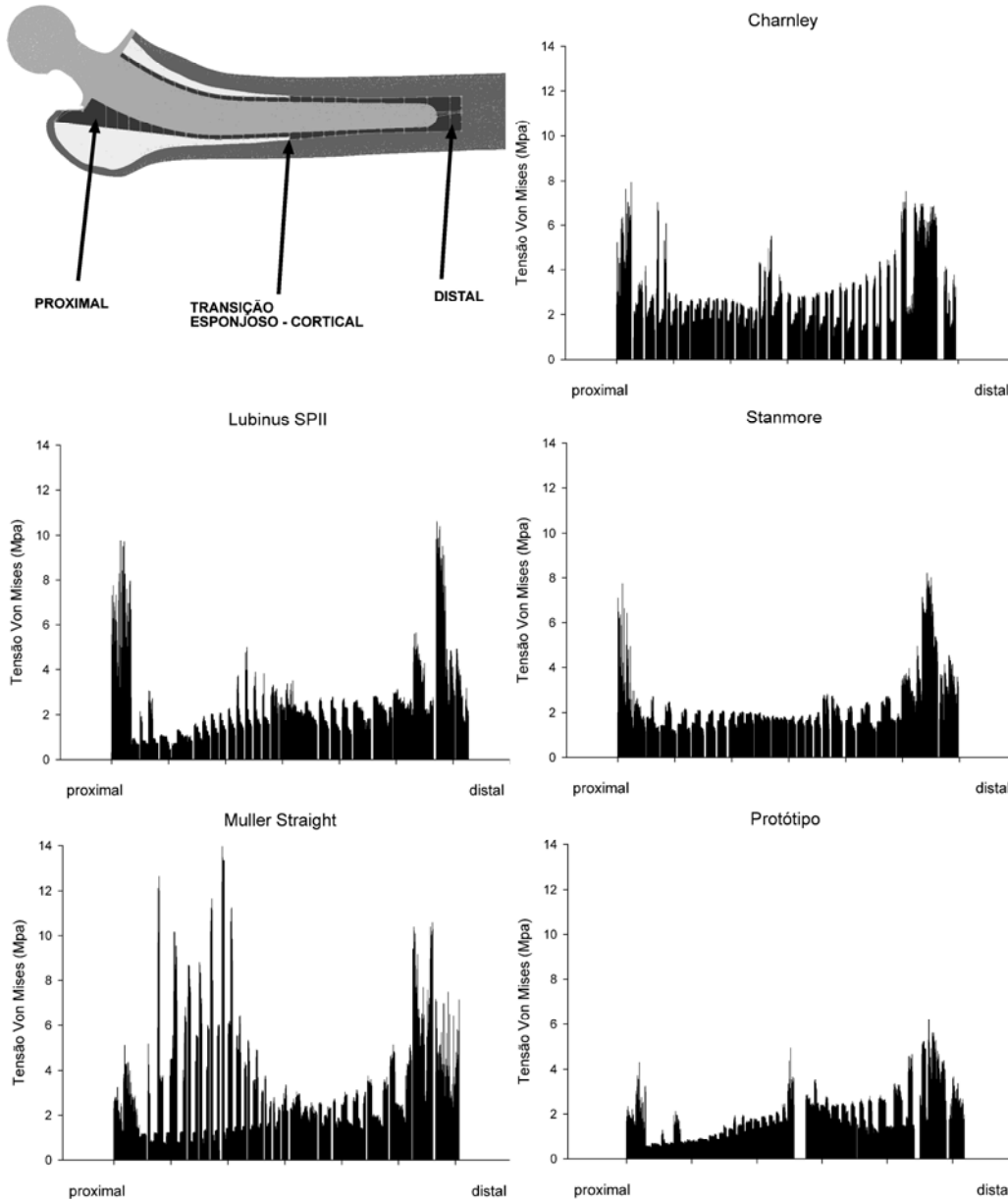


Figura 5.19 – Distribuição das tensões von Mises no cimento da próteses, a) Charnley Roundback, b) Lubinus SPII, c) Stanmore, d) Müller Straight, e) protótipo.

A prótese Lubinus SPII apresentou picos de tensão semelhantes nas zonas distal e proximal, da ordem de 10.6 MPa. Entre estas zonas as tensões são baixas com uma tensão média superior a 1 MPa e com uma percentagem alta de elementos sujeitos a tensões inferiores a 3 MPa (97% da totalidade do manto de cimento) (tabela 5.5).

Para a prótese Charnley Roundback, verificou-se uma distribuição bastante uniforme na zona intermédia da prótese e picos de tensão consideráveis na zona proximal, semelhantes aos verificados na sua ponta distal, com um máximo de 8.0 MPa. O manto de cimento apresentou uma tensão média de aproximadamente 1.5 MPa. Apenas 7 elementos na zona proximal estão sujeitos a tensões superiores a 7 MPa (0.007%) e somente 5% dos elementos do manto de cimento estão sujeitos a tensões situadas entre 3 e 7 MPa.

A distribuição das tensões no manto de cimento da prótese Stanmore mostra picos de tensão na zona proximal e distal semelhantes aos observados para a prótese Lubinus SPII, sendo o seu valor máximo na zona distal de cerca de 8.2 MPa. Também a tensão média foi semelhante à verificada com a prótese Lubinus SPII, mas a percentagem de elementos sujeitos a tensões inferiores a 3 MPa foi de 97.3 % (tabela 5.5). Como o desvio padrão é inferior, é de considerar uma melhor distribuição de carga ao longo do manto de cimento.

As tensões no manto de cimento para a prótese Müller Straight são elevadas, atingindo um pico máximo na zona do raio de curvatura da prótese, cerca de 13.9 MPa. Os picos de tensão na ponta distal são superiores a 10 MPa, o que evidencia uma prótese de desempenho inferior às restantes convencionais. O manto de cimento da prótese Müller Straight apresentou uma tensão média semelhante ao da Charnley Roundback, mas com maior desvio padrão, bem evidente na figura 5.19. Cerca de 6% dos elementos estão sujeitos a tensões superiores a 7 MPa (tabela 5.5). Os picos de tensão localizados podem ser explicados pela forma geométrica da haste que induz maior concentração de tensões.

Tabela 5.5 – Dados dos modelos numéricos e percentagem de elementos sujeitos a determinado valor de tensão de von Mises.

		MODELOS NUMÉRICOS				
		LUBINUS SPII	CHARNLEY ROUNDBACK	STANMORE	MÜLLER STRAIGHT	PROTÓTIPO
NÓS		78568	73029	75228	82594	67695
ELEMENTOS		424489	390902	404607	446692	364764
NGL		234693	218193	224688	246816	222467
ELEM_CIMENTO		105621	96612	105868	109375	93763
% ELEMENTOS	<3 MPa	96.892	94.739	97.382	93.345	98.577
	3-7 MPa	2.995	5.254	2.568	6.07	1.423
	> 7 MPa	0.108	0.007	0.05	0.09	0
	MÉDIA	1.266	1.49	1.249	1.387	1.03
	DESVIO PADRÃO	0.83	0.85	0.71	1.11	0.69

Para o protótipo, a distribuição das tensões ao longo do manto foi mais uniforme, com um pico de 6.2 MPa na zona distal da ponta da prótese, valor inferior ao limite de fadiga do cimento. A zona de transição entre o osso cortical e esponjoso também apresenta um pico mas de valor baixo. Pelos resultados obtidos, o protótipo apresenta, teoricamente, melhor comportamento quando comparado com o das convencionais, o que nos leva a pensar que a mesma permite uma melhor fixação e

estabilidade inicial, salientando-se ainda que as tensões observadas na zona proximal são de baixa intensidade.

Uma observação atenta à tabela 5.5 revela que o protótipo apresenta a menor tensão média, assim como o mais baixo desvio padrão, o que confirma uma distribuição de tensões mais uniforme. Verifica-se ainda que não existem elementos sujeitos a tensões superiores a 7 MPa e 98.6% dos elementos estão sujeitos a tensões inferiores a 3 MPa. Autores como Kleemann et al. [31] seguiram processo semelhante para aferirem o estado de tensão no manto de cimento numa artroplastia da anca.

As tensões equivalentes no manto de cimento dão-nos uma perspectiva da propensão para a fractura do cimento, para além de determinar as zonas mais solicitadas do mesmo. A figura 5.20 ilustra os campos de tensão para os diferentes mantos de cimento. Tensões mais elevadas podem mais facilmente fracturar o cimento.

No manto de cimento da prótese Lubinus SPII da figura 5.20 a) pode-se confirmar que a zona mais solicitada é a ponta distal, com uma tensão máxima de 9.25 MPa. Autores como Verdonschot et al. [67], Man et al. [44] e Lennon e Prendergast [33] também verificaram a ocorrência de picos de tensão na ponta distal do cimento. O restante manto não apresenta qualquer zona com tensão superior a 3.5 MPa (verde) o que pode em parte justificar os excelentes resultados desta prótese nos registos ortopédicos.

O manto de cimento da prótese Charnley Roundback apresenta um pico de 6.80 MPa na sua ponta distal, inferior ao verificado no manto de cimento da Lubinus SPII. Tal resulta da sua geometria curva no aspecto medial, o que aumenta a área de transferência da carga. Contudo, verifica-se uma maior percentagem de volume de cimento sujeito a tensões superiores a 3.5 MPa, apresentando ainda no aspecto medial, ao longo de toda a extensão da prótese, tensões superiores à Lubinus SPII (amarelo).

Para a prótese Müller Straight, as tensões de von Mises desenvolvidas ao longo do seu manto são comparativamente maiores às observadas nas restantes próteses convencionais. Pode-se observar um nível de tensão equivalente de von Mises no aspecto medial semelhante ao que ocorre na ponta distal, com picos de tensão superiores a 12.3 MPa. Este fenómeno ocorre devido ao seu posicionamento e geometria, que provoca um manto de cimento de baixa espessura. Fisher et al. [19] observou, num estudo experimental, que a espessura do manto de cimento influencia fortemente os níveis de deformação.

No manto de cimento da prótese Stanmore verifica-se fenómeno semelhante ao da prótese Lubinus SPII, ou seja, um manto sujeito a baixos níveis de tensão, com um pico de 7.48 MPa. As próteses Lubinus SPII e Stanmore transferem grande parte da sua carga na ponta da prótese.

No que se refere ao protótipo concebido, este revela um comportamento excepcional, patente na figura 5.20 e), com um pico de tensão máximo de 4.96 MPa, bastante inferior à tensão limite de fadiga do cimento e ocorre na zona distal. O restante manto de cimento não apresenta qualquer zona crítica.

Por forma a resumir o comportamento de cada artroplastia relativamente às tensões equivalentes de von Mises, apresenta-se na tabela 5.6 os pontos críticos de cada prótese estudada. Nesta tabela pode-se verificar que os picos de tensão ocorrem em geral na ponta distal das próteses, conclusão semelhante foi obtida por autores como Hung et al. [27], variando contudo o aspecto onde estas ocorrem e a sua intensidade.

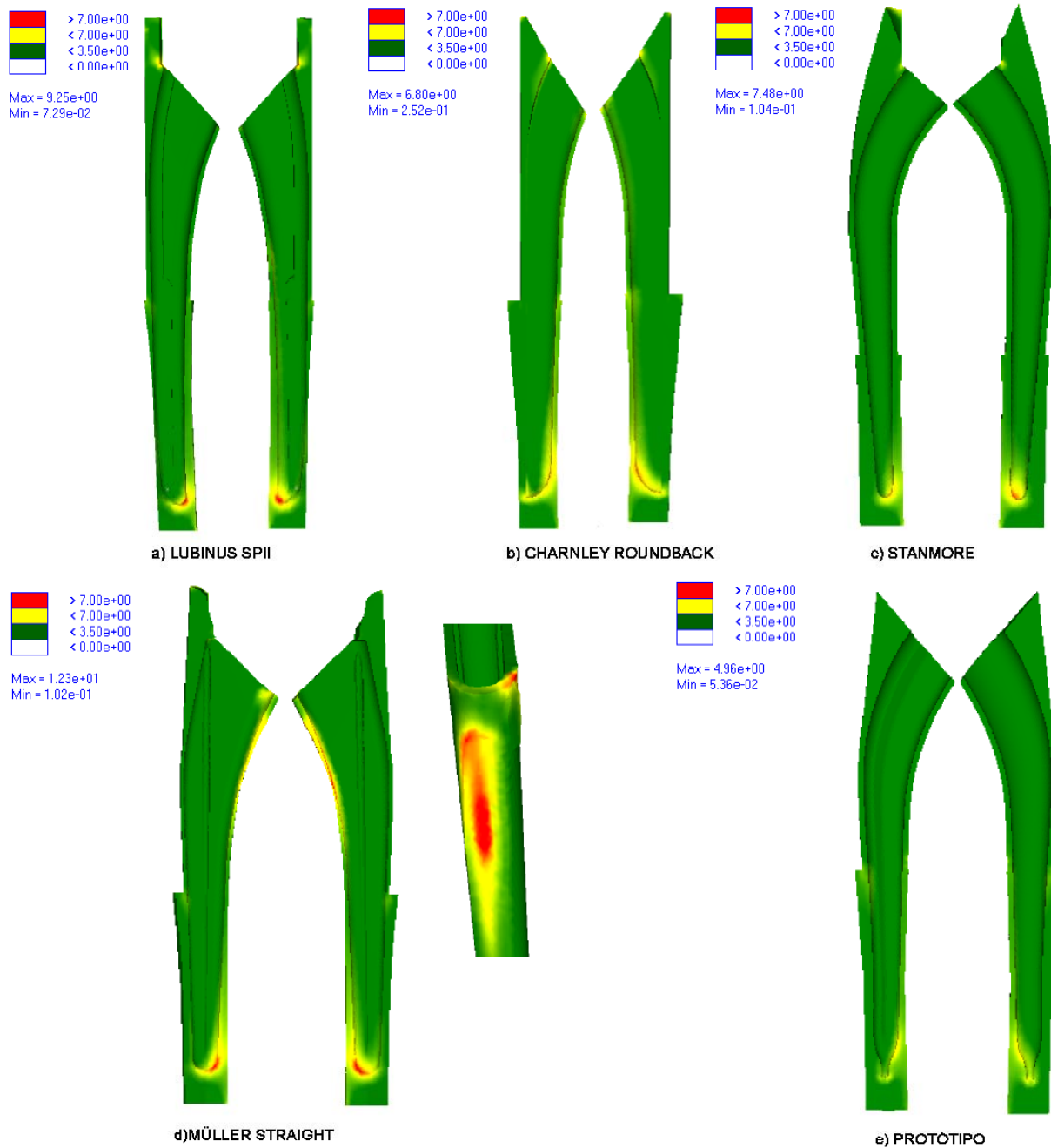


Figura 5.20 – Campo de tensões equivalentes de von Mises no cimento.

Para as próteses Lubinus SPII e Stanmore verifica-se que as tensões máximas ocorrem no quadrante medial - posterior. A prótese Müller Straight apresentou as tensões equivalentes mais elevadas e com maior volume de cimento sob tensões elevadas. A prótese protótipo foi das cinco estudadas a que melhor desempenho mostrou relativamente às tensões geradas no manto de cimento.

Tabela 5.6 – Zonas críticas para cada artroplastia (tensões von Mises).

PRÓTESE	TENSÃO EQUIVALENTE DE VON MISES		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
CHARNLEY ROUNBACK	6.8	Medial	Na ponta distal da prótese, na interface com a prótese de no início do raio de curvatura da ponta.
LUBINUS SPII	9.4	Medial - Posterior	Na ponta distal na interface com a prótese.
STANMORE	7.5	Medial - Posterior	Na ponta distal na interface com a prótese e no meio do raio de curvatura.
MÜLLER STRAIGHT	12.3	Medial	Na ponta distal na interface com a prótese e no meio do raio de curvatura.
PROTÓTIPO	5.0	Medial	Na ponta distal na interface cimento-haste no meio do raio de curvatura.

5.4.2| Interface prótese - cimento

Muitos têm referido esta interface como a mais propensa ao início da rotura da ligação e consequente falência da artroplastia. Autores como Lennon e Prendergast [33], Dennis e Graig [15], Cristofolini et al. [8, 9], Verdonshot e Huiskes [67], Harrigan et al. [24], Mann et al. [43] e Bah e Browne [2] referem esta interface como a principal responsável pela falência das próteses.

Seguindo a metodologia do capítulo 3, analisou-se as tensões principais máximas (P1) e mínimas (P3) nesta interface. Mann et al. [43, 44], através de ensaios experimentais estáticos realizados com provetes de cimento verificou que a resistência destes é maior em corte do que em tracção na interface.

5.4.2.1| Tensão principal máxima

As tensões principais máximas observadas na interface prótese – cimento nos aspectos medial, anterior, posterior e lateral estão representadas na figura 5.21. Os resultados desta figura ilustram claramente que as tensões desenvolvidas na interface prótese – cimento na região medial e lateral são significativamente superiores às restantes, devendo a análise destas ser feita em detrimento das tensões desenvolvidas nos aspectos anterior e posterior.

Autores como Lu et al. [39] e Mann et al. [44], entre outros, analisaram apenas os resultados nestes dois aspectos, justificando que estes apresentam as tensões mais elevadas na interface. A tabela 5.7 apresenta numericamente as tensões principais máximas (pico e média) na interface prótese – cimento.

No aspecto medial, as tensões são maiores na ponta distal e proximal da prótese. Comparativamente, a prótese protótipo foi a que originou o pico das tensões mais baixo. Não deixa de ser curioso constatar que, ao contrário das restantes, a prótese Charnley Roundback apresenta o pico máximo na sua parte proximal.

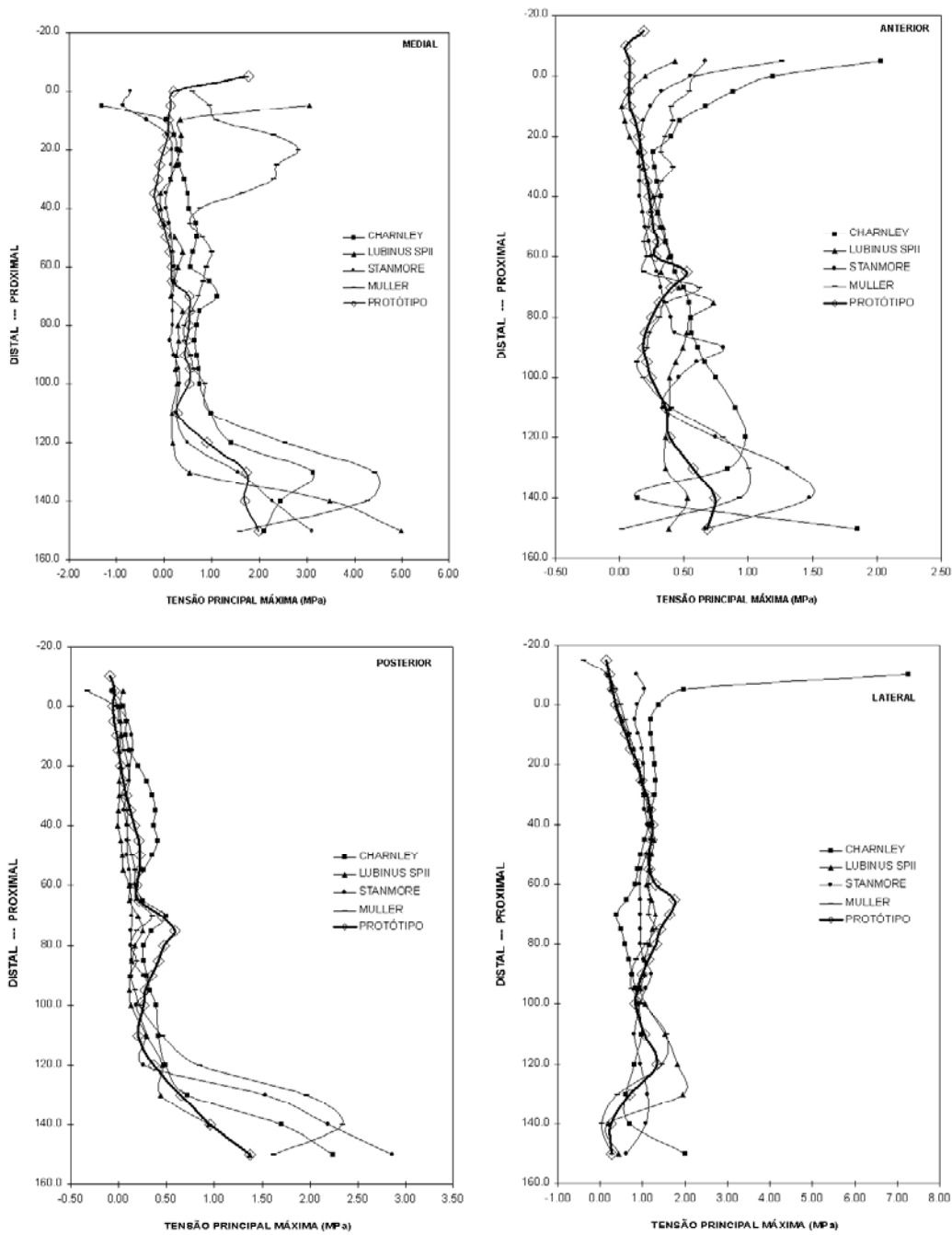


Figura 5.21 – Distribuição das tensões principais máximas (P1) na interface prótese – cimento.

Com excepção da prótese Charnley Roundback, os níveis de tensão observados no aspecto lateral das próteses foram baixos (tabela 5.7), em torno de 2 MPa. A prótese Charnley Roundback apresenta um elevado pico de tensão na zona proximal, tendencialmente diferente das restantes. Este resultado deve ser visto com necessário criticismo, mas justifica-se pelo princípio da curvatura da haste se iniciar junto ao pequeno colar da prótese neste aspecto. É de salientar que a posição desta prótese leva a um contacto da haste com o osso esponjoso no aspecto medial, originando ausência da camada de cimento. Esta prótese não apresenta colar de apoio na zona medial.

As tensões nos aspectos posterior e anterior da interface são comparativamente inferiores. As tensões desenvolvidas pela prótese protótipo são no global inferiores às desenvolvidas pelas outras próteses. A distribuição das tensões no aspecto anterior da prótese Charnley Roundback apresenta uma tendência diferente das restantes.

Tabela 5.7 – Tensões principais máximas (pico e média) na interface prótese - cimento.

MPa	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUNDBACK	3.1 (0.79)	7.3 (1.23)	2.0 (0.65)	2.2 (0.42)
LUBINUS SPII	5.0 (0.64)	2.0 (0.99)	0.7 (0.32)	1.4 (0.19)
STANMORE	3.1 (0.32)	1.2 (0.93)	1.5 (0.40)	2.9 (0.34)
MÜLLER STRAIGHT	4.4 (1.42)	1.6 (0.84)	1.3 (0.41)	2.3 (0.35)
PROTÓTIPO	2.0 (0.50)	1.7 (0.88)	0.7 (0.28)	1.7 (0.36)

Como conclusão, e tendo em consideração a distribuição e intensidade das tensões principais máximas observadas, pode-se afirmar que estas são mais relevantes no aspecto medial da interface com excepção da prótese Charnley Roundback que ocorre na zona mais crítica no aspecto lateral. A prótese protótipo apresentou um comportamento globalmente superior nesta interface.

5.4.2.2| Tensão principal mínima

Como foi referido no capítulo 1, o cimento ósseo resiste cerca de 3 vezes mais em compressão do que em tracção, de acordo com estudos publicados por Crowninshiel et al. [11], Davies et al. [12], Lu et al. [38, 39], Harper e Bonfield [26] e Lewis et al. [35, 36, 37]. Este facto permite concluir que as tensões de tracção são aparentemente mais importantes no mecanismo de rotura da ligação da interface prótese – cimento. Contudo, as tensões de compressão verificadas em alguns aspectos são muito superiores às de tracção, o que obriga também à sua análise.

A figura 5.22 representa as distribuições das tensões principais de compressão (P3) em todos os aspectos na interface da prótese com o cimento.

Numa primeira análise dos resultados é notório o facto das tensões serem bastante mais elevadas no aspecto medial (tabela 5.8). É também visível o pior desempenho da prótese Müller Straight, com um pico de tensão elevado na sua ponta distal. A prótese protótipo apresenta o melhor desempenho de todas.

Tabela 5.8 – Tensões principais mínimas (pico e média) na interface prótese - cimento.

MPa	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUNDBACK	-4.9 (-2.57)	-3.4 (-0.48)	-3.4 (-0.35)	-3.3 (-0.72)
LUBINUS SPII	-6.7 (-1.93)	-4.2 (-0.66)	-1.8 (-0.17)	-4.5 (-0.65)
STANMORE	-5.9 (-1.88)	-5.6 (-0.68)	-5.6 (-0.54)	-5.9 (-1.02)
MÜLLER STRAIGHT	-6.5 (-2.96)	-6.8 (-0.80)	-7.1 (-0.55)	-6.0 (-1.09)
PROTÓTIPO	-3.6 (-1.83)	-4.2 (-0.57)	-3.2 (-0.38)	-4.1 (-0.58)

As maiores tensões provocadas pela prótese Müller Straight situam-se no limiar do limite de fadiga do cimento (7 MPa), com um pico máximo de -7.1 MPa no aspecto anterior. Este facto pode em parte explicar as taxas de sucesso inferiores referidas nos registos ortopédicos.

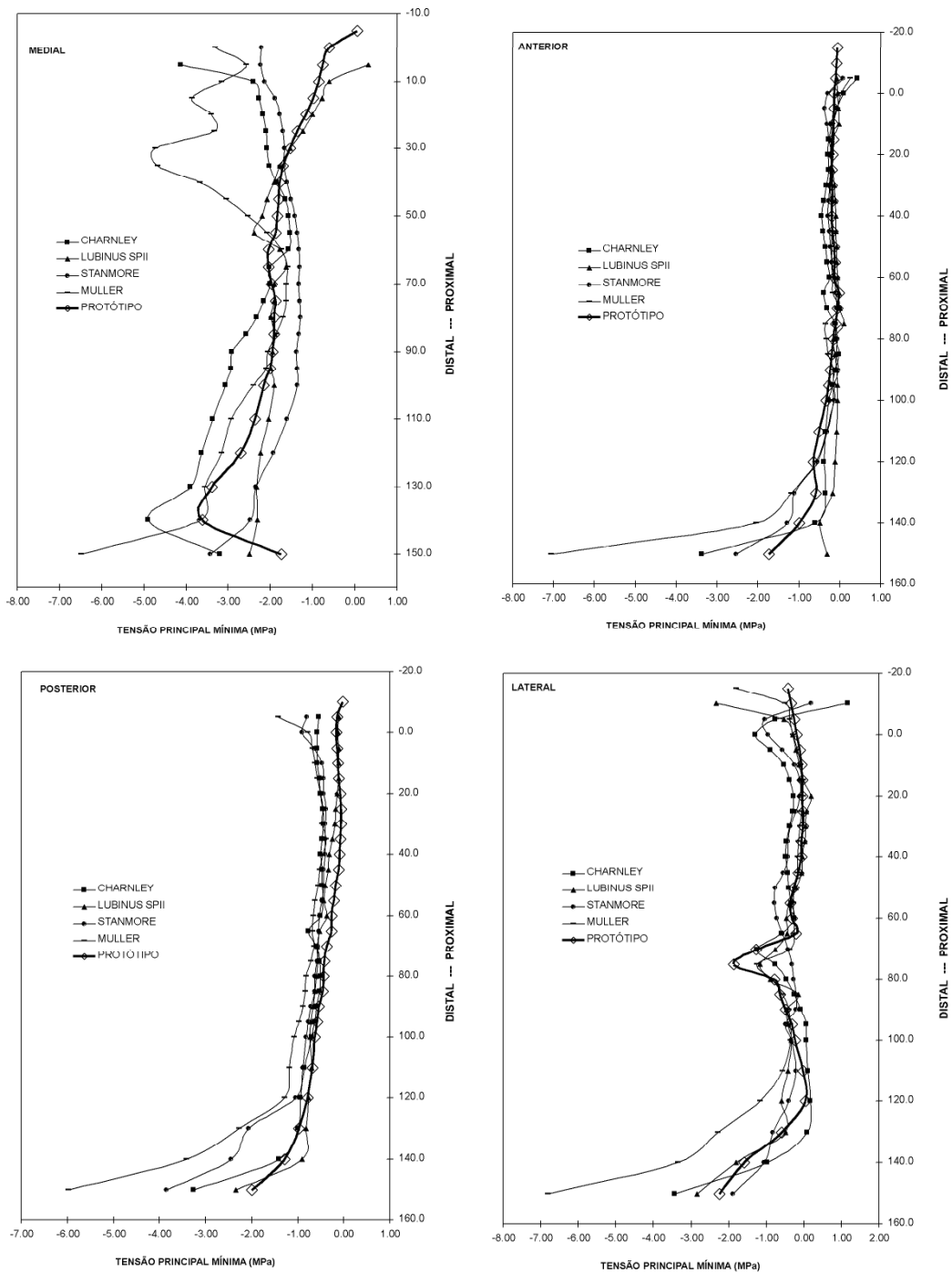


Figura 5.22 – Distribuição das tensões principais mínimas (P3) na interface prótese–cimento.

5.4.3| Interface cimento – osso (cortical/esponjoso)

O mecanismo de transferência de carga na interface osso – cimento será certamente diferente do mesmo na interface cimento – prótese. A rigidez da estrutura que caracteriza cada uma das estruturas da interface é diferente. O facto do cimento penetrar nos poros do osso, em especial no osso esponjoso, deve influenciar certamente a forma de transferência de carga e o mecanismo de rotura.

É motivo de controvérsia saber qual das interfaces é mais susceptível de ocorrer rotura. De facto, existem inúmeros estudos, numéricos e experimentais, que levam a conclusões distintas, embora nos pareça que são mais os investigadores que referem o descolamento na interface cimento – prótese [4, 9, 10, 17, 20, 30, 49, 50, 62, 67].

Segundo Race et al. [50], a probabilidade de rotura entre ambas as interfaces é semelhante. Autores como Barden e Huttegger [4] referem num trabalho experimental a ocorrência de iniciação de fissuras entre o cimento e o osso. Nesta perspectiva, também se determinaram os níveis e distribuições de tensões principais mínimas e máximas nesta interface. É conveniente lembrar que esta interface é composta pelas estruturas menos resistentes, pois juntamente com o cimento, o tecido ósseo esponjoso é bastante frágil, principalmente sujeito a condições de fadiga.

5.4.3.1| Tensão principal máxima

A figura 5.23 ilustra a distribuição de tensões principais máximas (P1) na interface osso – prótese. Deve-se salientar que em todos os gráficos, a transição osso esponjoso para osso cortical situa-se entre 60 e 80 mm do colar da prótese (exemplo figura 5.19). A tabela 5.9 contém os resultados numéricos obtidos. Desta evidencia-se o facto da prótese protótipo apresentar um pico e média de tensão inferior às restantes nos aspectos posterior e anterior.

Deve referir-se que nesta interface, as tensões principais de tracção (P1) são superiores nos aspectos medial e anterior, sendo as tensões mais elevadas na zona proximal. A prótese Müller Straight apresenta as tensões mais elevadas no aspecto medial da interface, na região de menor espessura do cimento.

De forma a analisar todo o manto de cimento e nas interfaces para avaliar a importância destas tensões nalgumas zonas, verificou-se que estas tensões apresentam em alguns casos valores elevados, o que se aconselha a uma análise mais cuidada das mesmas.

A prótese protótipo também apresenta valores baixos no aspecto medial e lateral, tal como a prótese Stanmore.

Tabela 5.9 – Tensões principais máximas (pico e média) na interface osso - cimento.

MPa	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUNDBACK	1.8 (0.43)	1.6 (1.18)	3.5 (0.85)	0.6 (0.2)
LUBINUS SPII	3.2 (0.32)	1.9 (1.19)	1.0 (0.43)	1.0 (0.35)
STANMORE	0.8 (0.11)	1.4 (1.15)	1.0 (0.52)	0.6 (0.12)
MÜLLER STRAIGHT	3.2 (0.91)	1.4 (0.97)	1.5 (0.75)	0.5 (0.14)
PROTÓTIPO	1.7 (0.25)	1.7 (1.20)	0.8 (0.44)	0.3 (0.13)

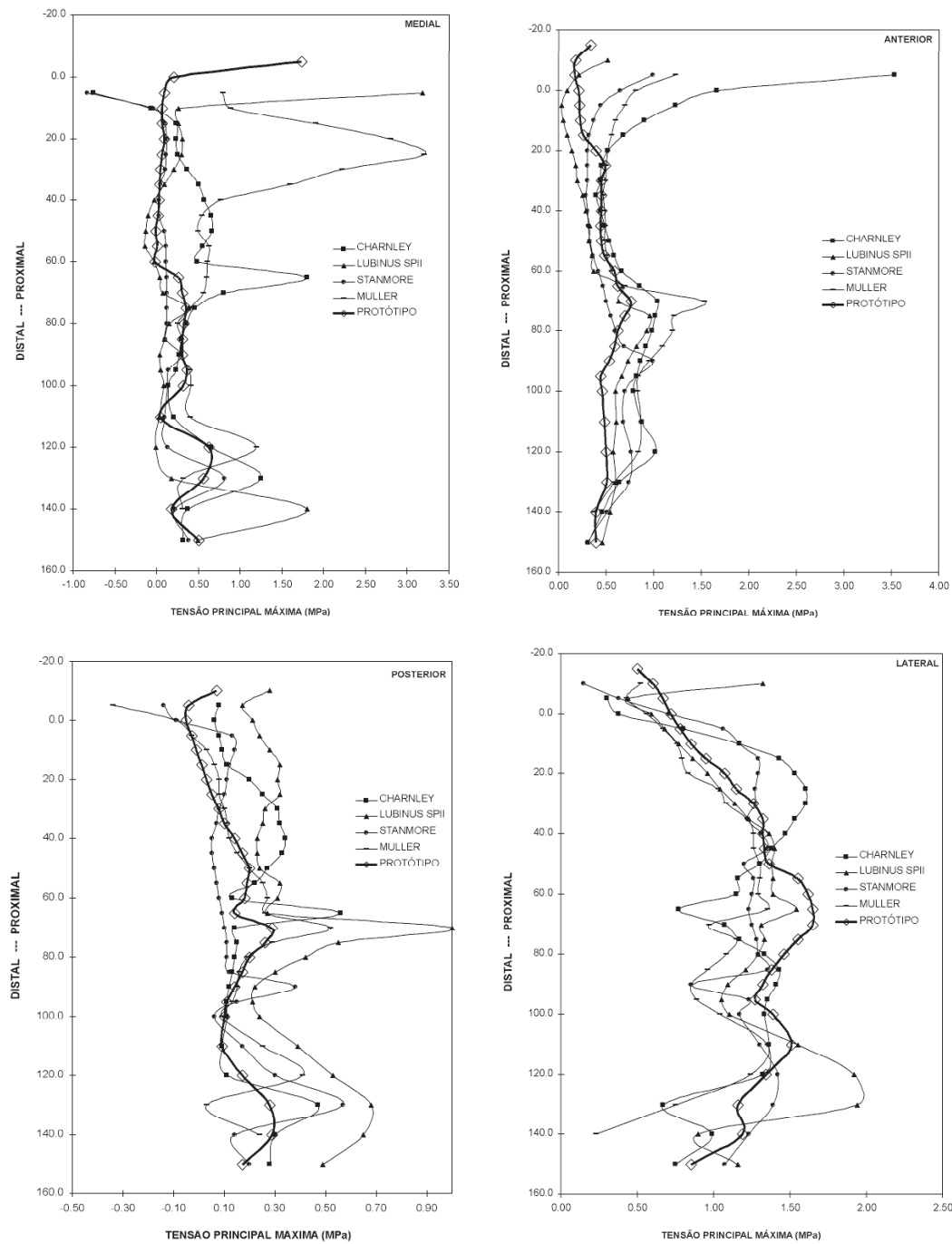


Figura 5.23 – Distribuição tensões principais máximas (P1) na interface osso – cimento.

A figura 5.24 ilustra o campo de tensões principais máximas nos mantos de cimento. Pode-se verificar, relativamente ao campo de tensões principais máximas em todo o manto de cimento, que as próteses Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight apresentam a zona proximal como a mais solicitada. Todas apresentam na ponta distal zonas de solicitação considerável.

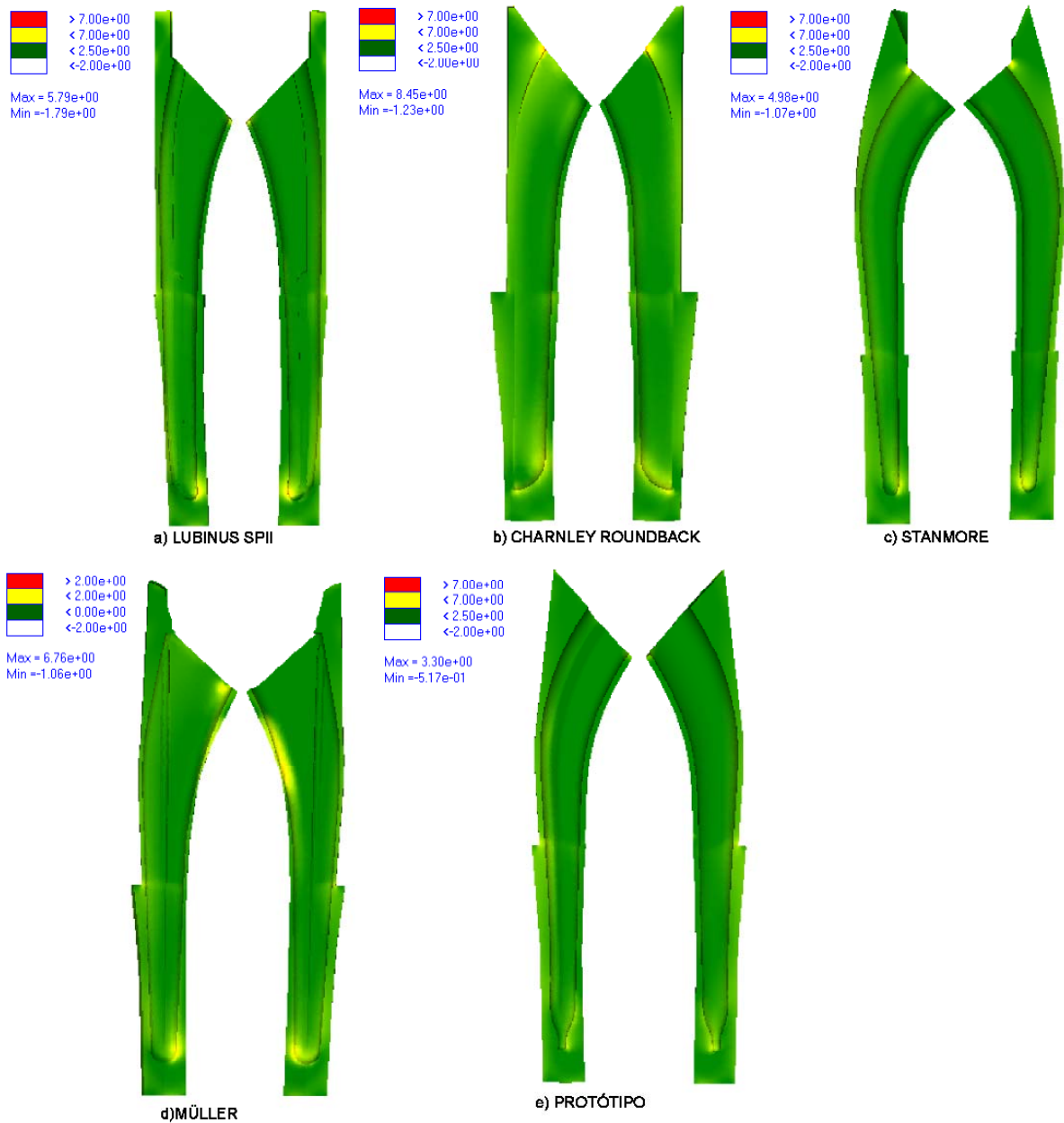


Figura 5.24 – Campo das tensões principais máximas (P1) no manto cimento.

A tabela 5.10 identifica as zonas da interface de maiores níveis de tensão principal máxima em todo o manto de cimento. Pode-se observar que a prótese Charnley apresenta o pico de tensão mais elevado na zona proximal, sendo este valor 250% superior ao verificado no protótipo.

Tabela 5.10 – Picos e zonas de concentração de tensões principais máximas P1.

PRÓTESE	TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA (P1)		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	5.8	Medial - Posterior	Na zona distal, na ponta da prótese, no início do raio de curvatura na interface com a prótese
CHARNLEY ROUNDBACK	8.5	Lateral - Anterior	Na zona proximal junto ao colar, na interface com a prótese.
STANMORE	5.0	Lateral - Anterior	Na zona proximal, após o colar. De salientar que existe um pico na zona distal.
MÜLLER STRAIGHT	6.8	Medial - Anterior	Na zona proximal, início da haste porque o colar não preenche esta área.
PROTÓTIPO	3.3	Medial	Na zona distal, no meio do raio de curvatura, logo acima do ponto de tensão mínima na interface com a prótese.

5.4.3.2| Tensão principal mínima

Tal como as tensões principais máximas, as mínimas também são de baixa intensidade. Os gráficos da figura 5.25 ilustram a distribuição das tensões principais mínimas. A tabela 5.11 apresenta os valores médios e os picos.

Tabela 5.11 – Tensões principais mínimas (pico e média) na interface osso - cimento.

MPa	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUNDBACK	-5.8 (-2.58)	-2.0 (-0.42)	-1.0 (-0.31)	-2.3 (-0.96)
LUBINUS SPII	-3.0 (-1.94)	-2.0 (-0.41)	-0.9 (-0.25)	-1.7 (-0.40)
STANMORE	-3.4 (-2.06)	-0.9 (-0.32)	-0.7 (-0.3)	-2.5 (-0.91)
MÜLLER STRAIGHT	-4.4 (-2.80)	-1.4 (-0.32)	-1.1 (-0.28)	-2.4 (-1.17)
PROTÓTIPO	-2.8 (-1.86)	-1.6 (-0.26)	-0.8 (-0.33)	-1.5 (-0.53)

A figura 5.26 ilustra o campo de tensões principais mínimas para o manto de cimento. O aspecto medial desta interface é o mais crítico, sendo de destacar o comportamento da prótese Charnley Roundback. De facto, esta prótese induz um pico de tensão de intensidade assinalável, da ordem de – 6 MPa. A prótese protótipo, à semelhança do sucedido na interface cimento – prótese, é aquela que apresenta tensões inferiores.

No manto da prótese Lubinus SPII da figura 5.26 a), os picos mais elevados encontram-se no aspecto medial, incidindo principalmente na ponta distal onde se observou um pico de tensão de –9.1 MPa. De realçar que não se observou tensões consideráveis na zona proximal no aspecto medial, esta referida por autores como Race et al. [49], Stolk et al. [61], Lenon e Prendergast [33] e Mann et al. [43] como sendo a mais propícia a iniciar a fissuração.

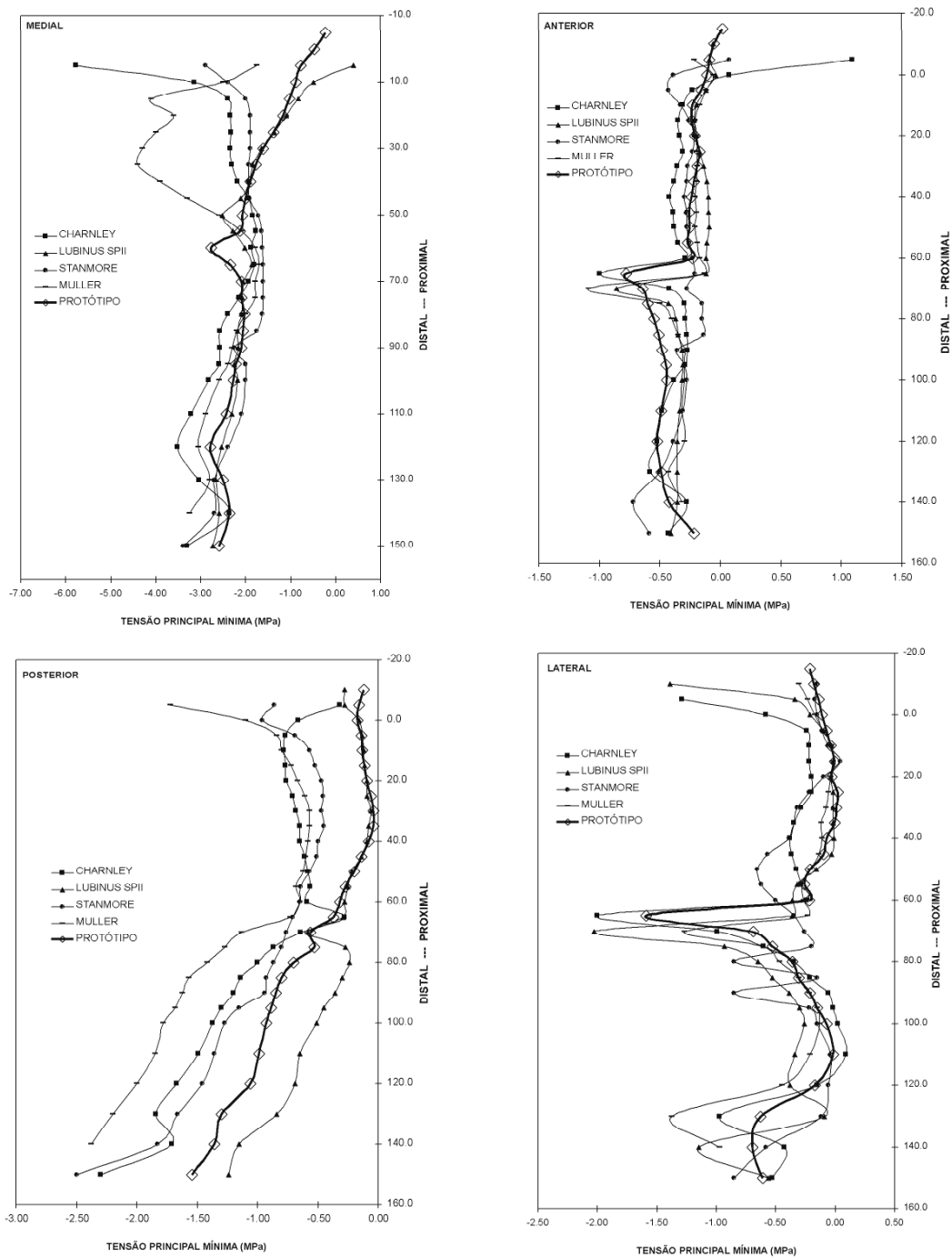


Figura 5.25 – Distribuição das tensões principais mínimas (P3) na interface cimento-osso.

No manto de cimento da prótese Charnley Roundback da figura 5.26 b) verificou-se que a zona proximal era a mais solicitada, apresentando um pico inferior na zona distal da ponta da prótese relativamente à Lubinus SPII. Esta prótese apresenta maior transferência de carga na zona medial do manto de cimento. Deve-se salientar ainda que na zona lateral da ponta distal a ocorrência de picos de tensão de compressão é devido à geometria da prótese. A prótese Charnley Roundback transfere a maior parte da sua carga na região proximal.

No manto de cimento que envolve a prótese Stanmore da figura 5.26 c) verifica-se uma distribuição de tensões principais de compressão, fundamentalmente no aspecto medial. Essa transferência de carga ocorre desde a zona proximal até à distal, culminando num pico na ponta da prótese.

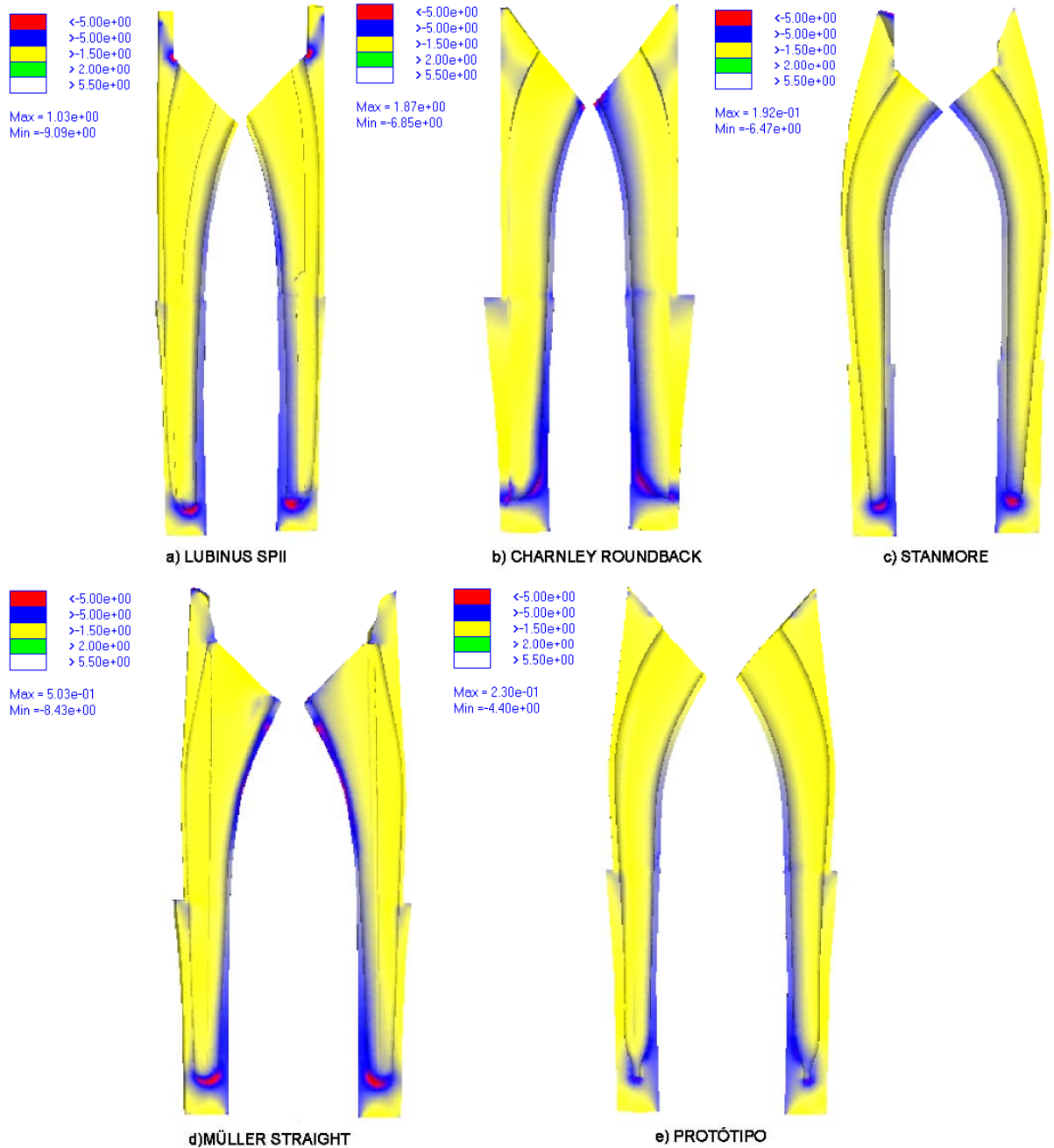


Figura 5.26 – Campo de tensões principais mínimas (P3) no cimento.

No manto da prótese Müller Straight da figura 5.26 d) ocorre a transferência de carga através de tensões principais mais elevadas de compressão, com picos significativos na zona proximal do aspecto medial. Contudo, é de referir a ocorrência de uma zona sujeita a grandes esforços de compressão também na zona distal.

Finalmente, na figura 5.25 e) apresenta-se a distribuição das tensões principais mínimas (P3) para o protótipo concebido. Pode-se observar picos de tensão inferiores às convencionais, com a particularidade (como a Lubinus SPII) de não apresentar tensões significativas na parte proximal do cimento. Todo o manto de cimento apresenta uma distribuição uniforme com baixos níveis de tensão, mesmo na ponta distal da prótese.

Na tabela 5.12 é possível identificar a localização das tensões mais elevadas. Verifica-se que os maiores picos das tensões principais de compressão ocorrem na parte proximal para as próteses Charnley Roundback, Lubinus SPII e Müller Straight, apresentando esta última o maior valor.

Tabela 5.12 – Picos e zonas de concentração de tensões principais (P3).

PRÓTESE	TENSÃO PRINCIPAL MÍNIMA (P3)		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	-8.4	Lateral	Na zona proximal junto ao colar.
CHARNLEY ROUNDBACK	-6.9	Medial	Na zona proximal debaixo do colar, no cento do aspecto medial, na interface com a prótese, verificando-se igual situação na interface com o osso.
STANMORE	-6.5	Posterior	Na ponta distal na interface com a prótese.
MÜLLER STRAIGHT	-8.4	Medial	Na zona proximal, 10 mm a baixo do corte onde existe a menor espessura de cimento
PROTÓTIPO	-4.4	Medial	Na zona distal, no meio do raio de curvatura, na interface com a prótese

O protótipo permitiu valores de tensão principal mínima (P3) inferiores aos observados para as restantes próteses convencionais. O pico de tensão na ponta distal é cerca de metade do valor obtido com as próteses Lubinus SPII e Müller Straight. De realçar, mais uma vez, o pior comportamento verificado com a prótese Müller Straight.

A análise de resultados pode ser feita à luz de diferentes parâmetros mecânicos, usando por exemplo as tensões nas interfaces, as tensões no manto de cimento, a utilização de um critério de rotura (por exemplo o das tensões equivalentes de von Mises) ou de tensão principal máxima ou mínima.

A figura 5.27 ilustra ao longo da haste femoral áreas que correspondem à diferença da tensão entre a prótese protótipo e as restantes. Optou-se por comparar o nível das tensões máximas equivalentes de von Mises. As zonas a preto correspondem a uma situação em que as tensões no protótipo são inferiores às próteses em comparação (ganho). A branco corresponde ao inverso.

Como se pode observar, as diferenças entre as tensões de von Mises são mais favoráveis à prótese protótipo, nomeadamente na ponta distal e proximal. Realizou-se um programa de forma a calcular as respectivas áreas. Assim, as percentagens das áreas a preto foram relativamente às próteses Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight de 65%, 97%, 51% e 97% respectivamente.

Com base neste parâmetro, a prótese protótipo tem um comportamento melhorado, embora, relativamente à prótese Stanmore, a percentagem seja cerca de metade. Olhando para a figura 5.27 c), pode-se verificar que a prótese Stanmore apresenta melhor comportamento na zona média e distal.

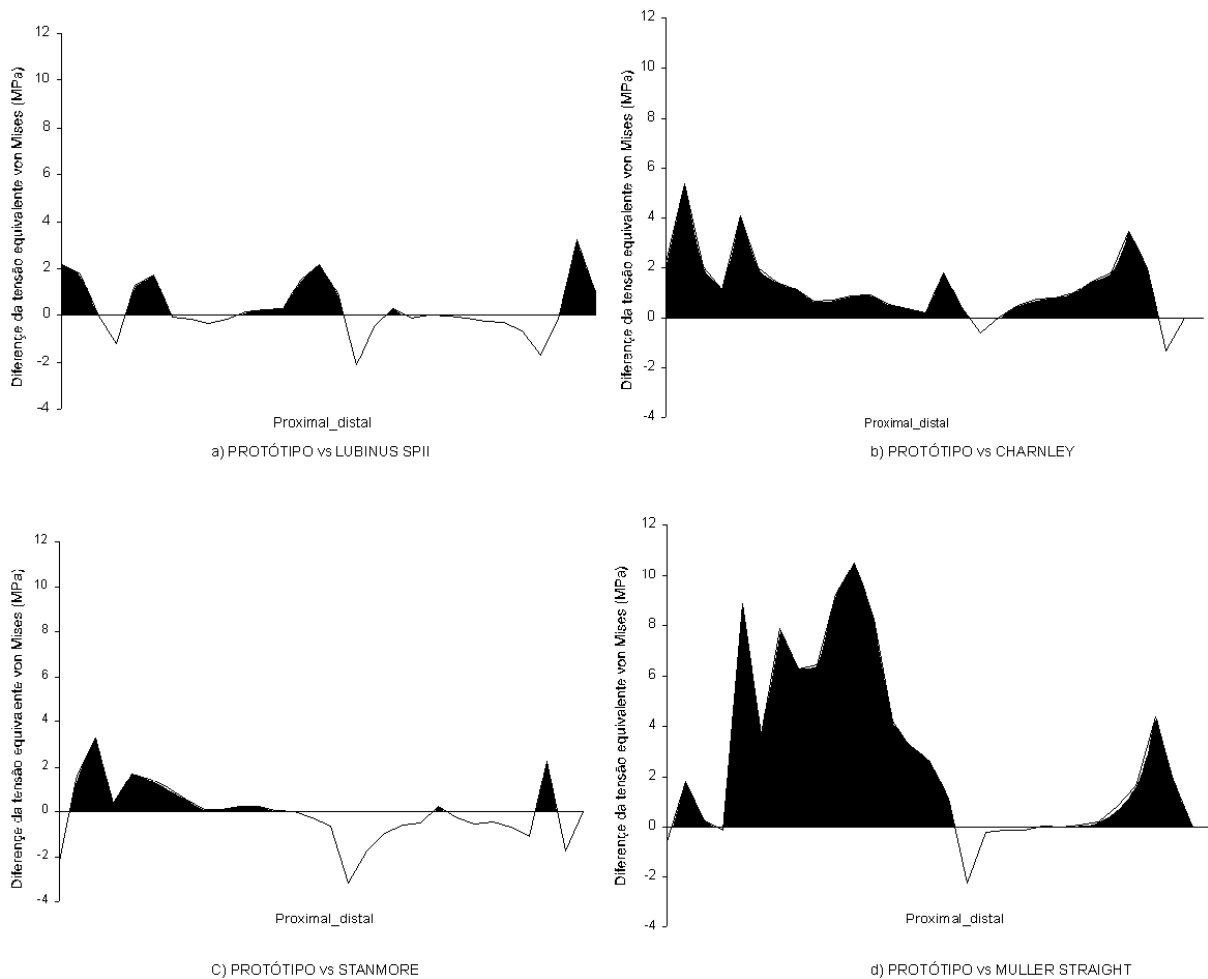


Figura 5.27 – Diferença de tensões de von Mises entre a prótese protótipo e as convencionais a) Lubinus SPII, b) Charnley Roundback, c) Stanmore e d) Müller Straight.

5.5| Efeito do atrito nas interfaces

O comportamento da prótese a longo prazo deve ser considerado através da análise do atrito nas interfaces. Diversos estudos apresentados incluem o atrito nas interfaces, representado-se na tabela 5.13 alguns estudos que utilizaram modelos não lineares na comparação de diferentes geometrias.

Com o objectivo de determinar o comportamento não linear das diferentes próteses realizaram-se modelos com contacto entre a prótese e os diferentes componentes (osso esponjoso, osso cortical e manto de cimento) usando um coeficiente de atrito de 0.25. Este coeficiente foi referido por Lu et al. [39] e Viceconti et al. [68] como o valor a partir do qual não ocorre variação dos resultados, embora Viceconti tenha usado o valor de 0.3.

A rugosidade da superfície da prótese encontra-se relacionada com o atrito e nesse sentido foram medidas as rugosidades das próteses. Após a mediação da rugosidade média aritmética Ra de cada

uma das próteses, obteve-se valores de Ra diferentes, como se mostra na tabela 5.14. Estes valores foram retirados em diferentes localizações da haste da prótese.

Tabela 5.13 – Alguns estudos com modelos não lineares.

AUTORES	CARACTERÍSTICAS	RESULTADOS OBTIDOS
Mann et al. [43]	$\mu= 0.22$ para aço polido e $\mu= 0.3$ para titânio	Tensão P1 máxima de tracção no cimento no aspecto anterior-medial
Mann et al. [44]	$\mu= 0.3$	Tensão ZZ ao longo da linha distal no aspecto lateral e medial da interface com a prótese.
Lu et al. [38, 39]	$\mu= 0.22$, de $\mu=0.05$ a $\mu=0.25$	Tensão P1 e P3 na interface com a próteses e tensão de von Mises no cimento
Lennon e Prendergast [33]	$\mu= 0.32$	P1 tensão máxima de tracção na interface com a prótese
Viceconti et al. [69]	$\mu= 0.1$ a 0.5	Verifica os deslocamentos. Para valores de coeficiente de atrito superiores a 0.3 não se alteram os resultados
Ramaniraka et al. [52]	$\mu= 0.4$ a 1	Verifica as tensões P3 de compressão e tensões de corte máxima na interface com a prótese
Stolk et al. [58, 59]	$\mu= 0.25$	Tensão P3 de compressão na interface e P1 no cimento
Klemann et al. [31]	$\mu= 0.25$	Verifica as tensões de Von Mises no cimento
Rost et al. [54]	$\mu= 0.3$	Verifica as tensões de von Mises no cimento
Verdonshot et al. [66]	$\mu= 0.25$	Verifica a tensão P1 máxima no cimento e o deslocamento na interface com a prótese
Nunõ et al. [45]	$\mu= 0.2$ para prótese polida $\mu= 0.17$ e para acabamentos inferiores $\mu=0.32$	Verifica apenas as tensões de von Mises na interface com a prótese

A prótese Müller Straight apresenta a superfície mais polida, com rugosidade cerca de metade da prótese Charnley Roundback.

Tabela 5.14 – Rugosidade média aritmética obtida para cada prótese convencional.

PRÓTESE	MEDIÇÕES (Ra)			Ra (médio)	
LUBINUS SPII	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98
CHARNLEY ROUND BACK	0.75	0.76	0.77	0.76	0.76
STANMORE	0.52	0.54	0.51	0.52	0.52
MÜLLER STRAIGHT	0.39	0.41	0.39	0.40	0.40

A metodologia seguida para a construção dos modelos não lineares foi com base nos modelos lineares, mantendo as condições fronteira das simulações.

Para esta componente do estudo, utilizou-se a aplicação Msc MARC 2003TM, tendo para o efeito gerado os elementos de contacto nas interfaces da prótese com os restantes materiais. Dependendo do tipo de prótese, o numero de nós em contacto e elementos foi diferente (tabela 5.15). Como se

pode observar, a prótese Lubinus SPII apresenta maior quantidade de nós para transmitir a carga, por apresentar uma maior área de contacto relativamente às restantes.

Tabela 5.14 – Nós e elementos em contacto em cada modelo e diferença relativamente à prótese protótipo.

MODELOS	NÓS	ELEMENTOS	DIFERENÇA (%)
LUBINUS SPII	7515	14883	10.8
CHARNLEY ROUND BACK	5470	10904	-19.4
STANMORE	5533	11017	-18.4
MÜLLER STRAIGHT	6696	13334	-1.3
PROTÓTIPO	6784	13490	-----

O problema de contacto considerado era feito por detecção do contacto automático nas duas direcções a uma distância de 0.01 mm entre corpos e detecção de penetração, com possibilidade de separação entre corpos a partir de uma força de 0.001 N. Como os parâmetros da simulação são numericamente baixos, a convergência dos modelos era morosa levando a tempos de processamento elevados. De seguida apresenta-se os resultados obtidos relativamente à área de contacto final para cada um dos modelos.

5.5.1| Percentagem de contacto entre superfícies

A tabela 5.16 mostra o número de nós da superfície da prótese com o manto de cimento que ficaram ligados. Nesta, é evidente o melhor desempenho da prótese Lubinus SPII, com cerca de metade da sua superfície em contacto com o cimento (ligada). A prótese Charnley Roundback também apresenta uma percentagem idêntica de 48%. A prótese protótipo e Stanmore apresentam percentagens idênticas, 35% e 32% respectivamente. A prótese Müller Straight apenas com a percentagem de 23% foi a que demonstrou pior desempenho no problema de contacto simulado.

A explicação para os valores encontrados é multi factorial, dependendo de diversos parâmetros, nomeadamente dos que dizem respeito à simulação. Deve-se salientar que o número de nós de contacto à partida para a prótese Lubinus SPII era significativamente maior que o da prótese Charnley Roundback e Stanmore. A análise baseada no número de nós que permanecem ou não em contacto pode também esconder o seu verdadeiro significado.

Tabela 5.16 – Nós e elementos em contacto final nos modelos numéricos.

MODELOS	NÓS EM CONTACTO		
	INICIAL	FINAL	(%)
LUBINUS SPII	7515	3820	50.8
CHARNLEY ROUND BACK	5470	2611	47.7
STANMORE	5533	1743	31.5
MULLER STRAIGHT	6696	1568	23.4
PROTÓTIPO	6784	2374	35.0

Contudo, estes resultados de contacto devem ser observados em sintonia com a rugosidade de cada prótese da tabela 5.14, onde se observa que a Lubinus SPII apresenta valores de Ra superiores às restantes e cerca do dobro da Müller Straight e da Stanmore, o que faz com que esta prótese tenha

que possuir um bom comportamento quando ligada, mas quando desligada poderá degradar mais facilmente a interface, enquanto por exemplo a Stanmore apresenta uma superfície mais polida o que permite a sua mobilidade com menor degradação da interface.

Como a especificação do contacto entre nós das superfícies é feita através de um determinado valor numérico, pode haver casos em que exista grande percentagem de nós no limiar de serem desligados, bastando um pequeno incremento do valor limite de contacto para obter resultados diferentes. Seria necessário fazer uma análise de sensibilidade para ter uma visão mais segura sobre as vantagens ou desvantagens de cada prótese no que diz respeito à problemática do contacto prótese – manto de cimento.

Outro dos motivos justificativos sobre a percentagem de contacto obtida com a prótese Lubinus SPII prende-se com a componente de carga, pois esta prótese apresenta a particularidade de possuir uma maior componente vertical, o que leva a uma grande transferência de carga através das tensões de compressão.

Nas figuras 5.28 apresenta-se as zonas da prótese que ficaram ligadas/desligadas. A vermelho as zonas ligadas e a verde as descoladas do cimento.

Deve-se salientar que o contacto final varia de forma significativa se se considerar a não existência de contacto entre o colar e o osso esponjoso, cortical e cimento. Por exemplo, se considerar o colar da prótese Lubinus SPII sem atrito, a percentagem de nós que transmitem a carga diminui para metade.

A figura 5.28 a) mostra que a prótese Lubinus SPII apresenta zonas de descolamento maiores no aspecto anterior, apresentando um grande apoio no colar e no aspecto medial – distal, o que é indicador da forma como a carga é transferida ao meio circundante, ou seja ao cimento.

Para a prótese Charnley Roundback, o contacto com o cimento nos aspectos anterior e posterior foi menor, apresentando algum apoio no pequeno colar no aspecto posterior, mas a transmissão de carga é semelhante na ponta distal da prótese como o da prótese Lubinus SPII. Deve-se salientar todavia uma grande área de contacto no aspecto lateral, superior ao observado com a prótese Lubinus SPII. Estas duas próteses apresentam áreas finais (coladas) de transferência de carga semelhantes, em parte porque são próteses mais rígidas.

A prótese Stanmore apresenta a maior transferência de carga na zona proximal, no aspecto medial e na zona intermédia do aspecto lateral da prótese. O pequeno colar apresenta algum apoio no aspecto medial e posterior, sendo a ponta uma zona de contacto e de sustentação da prótese.

A prótese Müller Straight é de todas a que apresenta a menor área de contacto, não tendo grande apoio no colar, nem na zona medial, como se pode aliás observar pela figura 5.28 d). O aspecto posterior também não apresenta zonas consideráveis de contacto. É na ponta da prótese que se verifica o maior contacto, pois esta é uma zona de maiores tensões de compressão.

Relativamente às superfícies em contacto do protótipo, observa-se que o contacto é semelhante em termos percentuais ao da prótese Stanmore, contudo através de zonas diferentes. O protótipo apresenta no aspecto lateral contacto na zona distal, inferior às restantes, no aspecto medial logo após o raio de curvatura e apoio significativo no colar, com excepção na zona lateral. A ponta distal da prótese apresenta apoio em todos os aspectos.

A análise não linear com inclusão do atrito entre superfícies permitiu observar as zonas que potencialmente ficarão ligadas. A prótese Lubinus SPII foi a que apresentou maior área de transferência de carga, semelhante á da Charnley Roundback, apresentando esta última uma maior transferência de carga na zona distal.

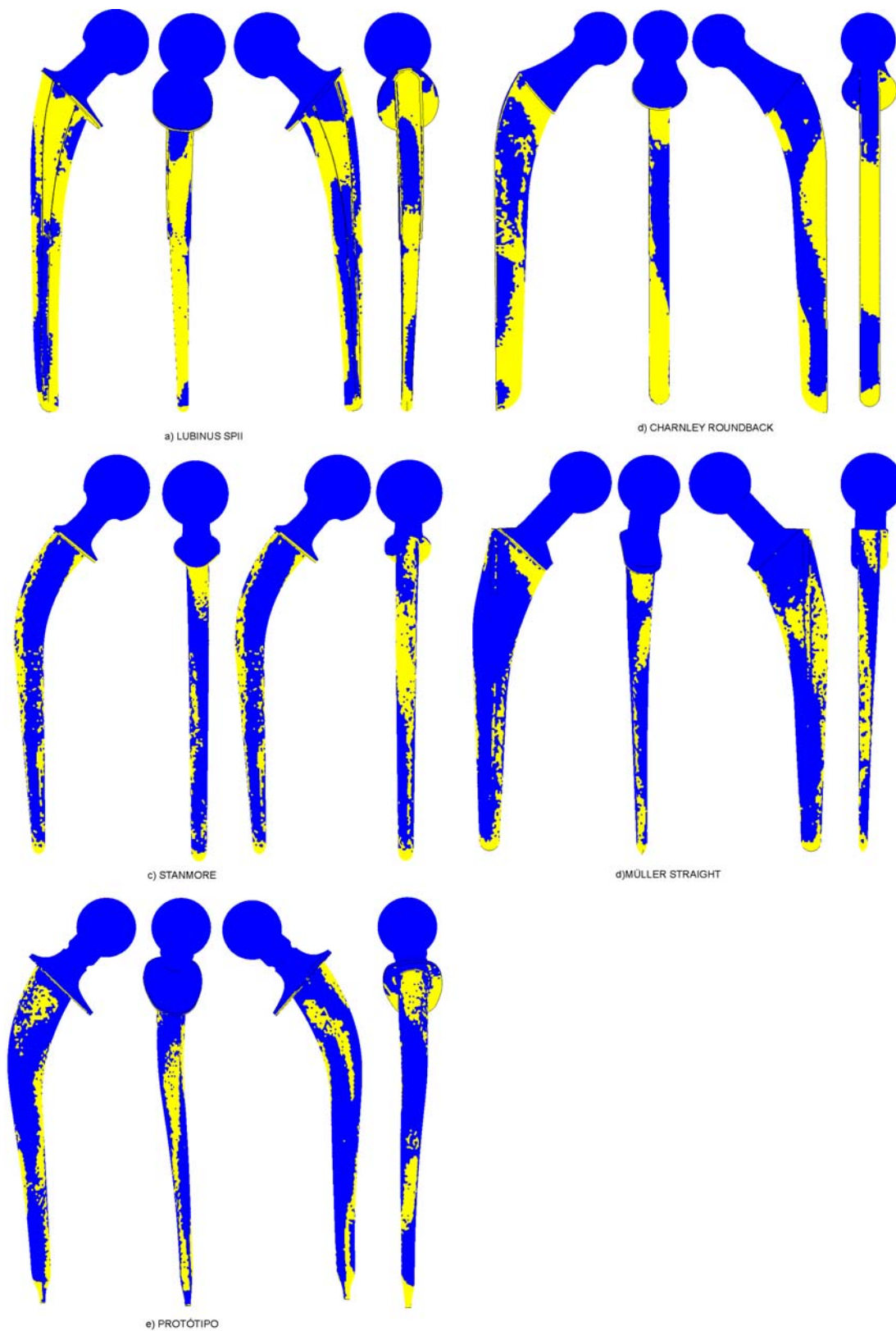


Figura 5.28 – Contacto final das próteses com o manto de cimento.

5.5.2| Tensão principal máxima

De forma semelhante ao modelo linear elástico, obteve-se as distribuições das tensões principais máximas na interface cimento – prótese. No gráfico da figura 5.29 representa-se a distribuição das tensões principais máximas. De forma a resumir os resultados obtidos, apresenta-se na tabela 5.17 as tensões máximas (pico) e média verificadas em cada aspecto.

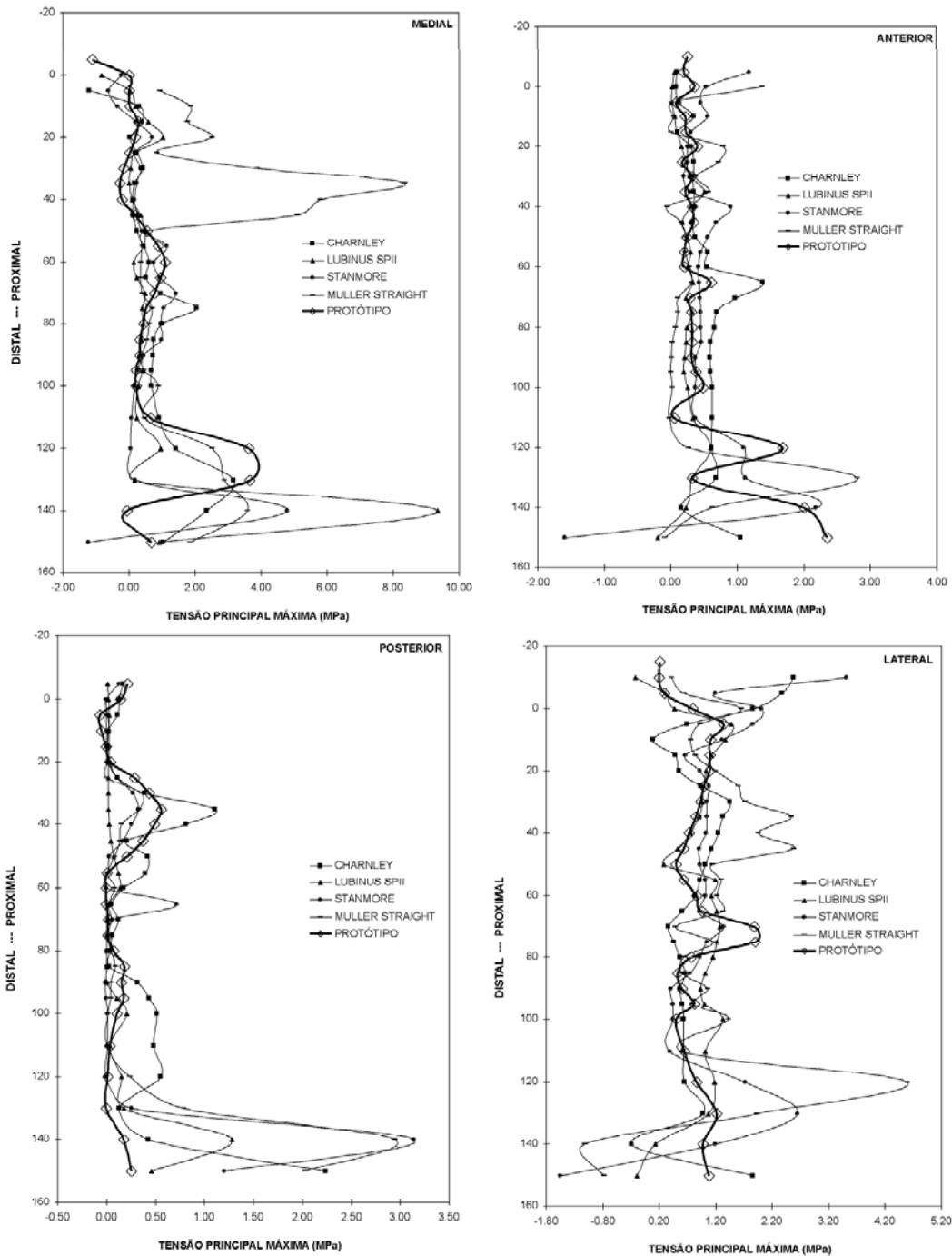


Figura 5.29 – Distribuição da tensão principal máxima (P1).

No aspecto medial verifica-se que as tensões mais elevadas ocorrem na ponta distal das próteses, apresentando a Müller Striaght a tensão mais elevada na zona proximal. A Lubinus SPII apresenta o pico de tensão mais elevado, 9.4 MPa na ponta distal. Comparativamente ao modelo linear verifica-se um aumento das tensões máximas de tracção para cerca do dobro.

Tabela 5.17 – Tensões principais máximas (pico e média) na interface prótese - cimento.

TENSÃO (MPa)	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY	3.2 (0.72)	2.6 (0.92)	1.4 (0.49)	2.2 (0.35)
LUBINUS SPII	9.4 (0.67)	1.5 (0.88)	0.6 (0.22)	1.3 (0.11)
STANMORE	4.8 (0.51)	3.5 (1.08)	2.2 (0.50)	3.1 (0.25)
MÜLLER STRAIGHT	8.3 (1.91)	4.6 (1.18)	2.8 (0.34)	2.9 (0.29)
PROTÓTIPO	3.6 (0.51)	1.9 (0.86)	2.3 (0.47)	0.7 (0.16)

No aspecto anterior (figura 5.29 b) as tensões principais máximas observadas não são consideráveis, apresentando apenas a prótese Müller Straight um pico elevado na zona proximal (debaixo do colar) de 1.3 MPa. Verifica-se fenómeno semelhante quando comparamos os resultados com os mesmos obtidos com o modelo linear nesta interface, em que os picos de tensão na zona proximal deixaram de existir, verificando-se o aumento da intensidade das tensões na zona frontal distal.

As tensões principais máximas no aspecto posterior (figura 5.29 c) não são relevantes, tal como constatado com o modelo linear. As próteses de Charnley Roundback e Müller Straight apresentam um pico de tensão na zona proximal, mas de pequena amplitude. Na zona distal, os comportamentos são semelhantes ao modelo linear, apresentado o protótipo excelente comportamento.

Na figura 5.29d representa-se a distribuição das tensões principais máximas no aspecto lateral. Estas tensões não são consideráveis, apresentando todas as próteses comportamentos semelhantes, sendo a prótese Müller Straight a que apresenta o pico mais elevado de 4.8 MPa na ponta distal. Comparativamente ao modelo linear, apenas se observou a diminuição dos picos de tensão na zona proximal.

Relativamente à análise efectuada com o modelo linear, verificou-se algumas alterações, nomeadamente o aumento, para cerca do dobro, das tensões principais máximas. Os picos de tensão ocorrem na ponta distal da prótese. Também, relativamente ao modelo linear, observou-se o aumento da intensidade das tensões na região proximal. A figura 5.30 mostra as tensões principais máximas no manto de cimento para cada prótese.

O manto de cimento da prótese Lubinus SPII encontra-se mais solicitado na sua ponta distal, no aspecto medial. No que diz respeito ao manto de cimento para a prótese Charnley Roundback, a zona mais crítica é a zona proximal no aspecto anterior - medial. A sua ponta distal mostra um campo de tensões muito uniforme.

O manto de cimento da prótese Stanmore apresenta um campo de tensões semelhante ao da Lubinus SPII, situando-se a sua zona crítica na sua ponta distal, sendo o aspecto lateral também solicitado significativamente em tracção. O manto de cimento da prótese Müller Straight está globalmente sujeito a um campo de tensões intenso, nomeadamente no aspecto medial na zona do raio de curvatura na sua ponta distal.

Para o manto de cimento da prótese protótipo não se observou tensões de tracção consideráveis. O seu aspecto lateral é o mais solicitado, mas as tensões não são relevantes na sua região proximal, o que não acontece com algumas das próteses convencionais.

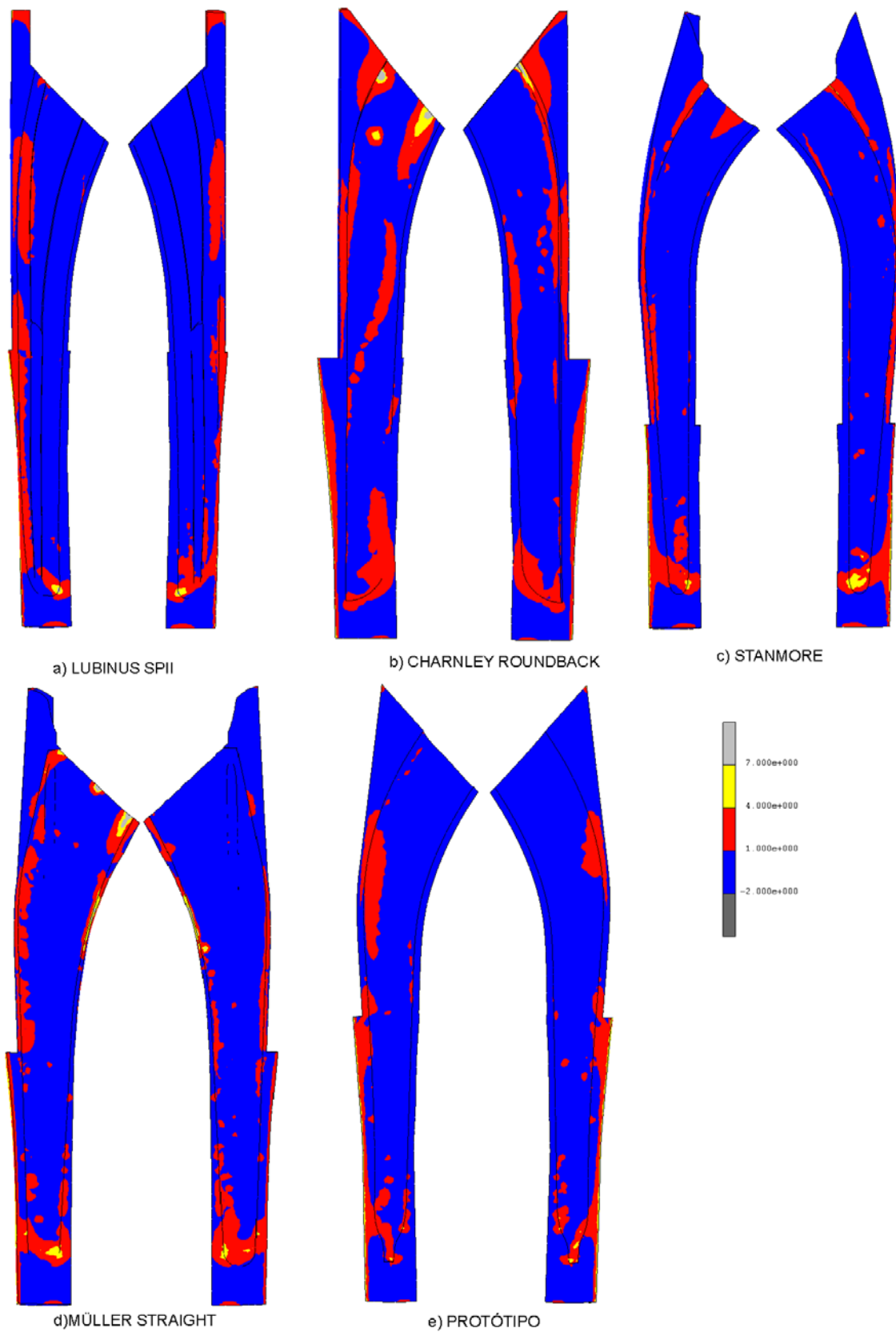


Figura 5.30 – Campo de tensões principais máximas (P1) no cimento.

Na tabela 5.18 descreve-se as conclusões mais relevantes no que diz respeito à tensão principal máxima no manto de cimento.

Tabela 5.18 – Localização das zonas críticas em função da tensão principal máxima para o modelo de atrito.

PRÓTESE	TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA (P1)		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	9.5	Medial	Na zona da ponta distal da prótese, com maior incidência no aspecto medial
CHARNLEY ROUND BACK	12.4	Posterior-lateral	Na zona proximal na parte posterior-lateral, mas ocorrem ainda debaixo do colar tensões da ordem de 9.5 MPa no aspecto medial-anterior, na interface com a prótese
STANMORE	6.4	Medial - Posterior	Na ponta distal da prótese, no quadrante entre o aspecto medial e posterior.
MÜLLER STRAIGHT	14.3	Medial - Anterior	Debaixo do colar no aspecto medial - anterior e com valores semelhantes no raio de curvatura no aspecto medial.
PROTÓTIPO	5.5	Medial	Na ponta da prótese, na zona de suporte do centralizador.

5.5.3| Tensão principal mínima

As distribuições das tensões principais mínimas (P3) para todos os aspectos encontram-se na figura 5.31. No aspecto medial verifica-se que os maiores picos de tensão para a prótese Müller Straight ocorrem na zona distal e na zona proximal da prótese devido ao deficiente manto de cimento (espessura reduzida). Comparativamente ao verificado com o modelo linear, neste aspecto, verifica-se um aumento dos picos da tensão principal mínima, quer na zona proximal, quer na zona distal. Para a mesma prótese este valor é praticamente o dobro na parte proximal. Este mesmo valor aumentou de 0.5 para 3.2 MPa para as próteses Lubinus SPII e protótipo.

De forma a resumir o que se analisou em cada aspecto (figura 5.31), a tabela 5.19 apresenta os valores mínimos (picos) e a média das tensões observadas em cada aspecto. Nesta tabela pode-se observar que o aspecto medial é o que apresenta as maiores tensões. A prótese Stanmore apresenta valores superiores na ponta distal no aspecto posterior. Com excepção no aspecto lateral, o protótipo apresenta picos de tensão inferiores às restantes.

Tabela 5.19 – Tensões principais mínimas (pico e média) na interface prótese – cimento.

TENSÃO (MPa)	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUND BACK	-5.4 (-2.72)	-2.6 (-0.48)	-2.5 (-0.61)	-4.6 (0.75)
LUBINUS SPII	-8.4 (-2.13)	-4.4 (-0.66)	-4.4 (-0.39)	-3.8 (0.55)
STANMORE	-6.9 (-1.89)	-6.1 (-0.78)	-4.8 (-0.53)	-8.2 (-1.26)
MÜLLER STRAIGHT	-9.2 (-3.33)	-4.7 (-0.77)	-7.3 (-0.91)	-6.5 (-1.24)
PROTÓTIPO	-4.9 (-1.83)	-3.6 (-0.59)	-2.0 (-0.57)	-0.9 (-0.43)

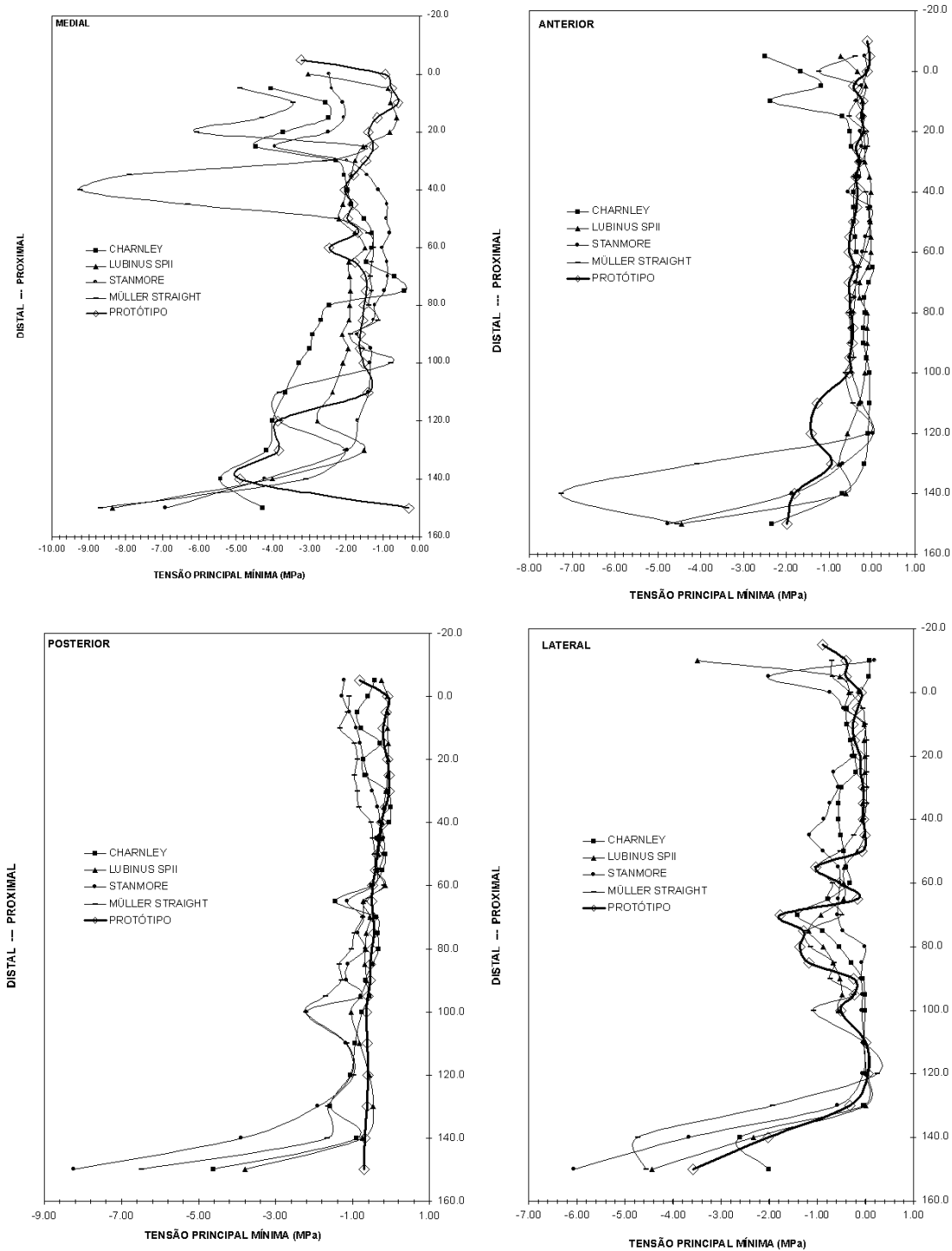


Figura 5.31 – Distribuição das tensões principais mínimas (P3) na interface com a prótese.

No aspecto anterior, figura 5.31 b), apenas se verifica valores consideráveis na ponta distal do manto de cimento da prótese Müller Straight. A prótese Chanley Roundback apresentou um comportamento diferente das restantes na sua parte proximal, embora o pico das tensões seja relativamente baixo, da ordem de 3 MPa.

No aspecto posterior, as tensões mais significativas desenvolveram-se na ponta distal das próteses. Neste caso, a prótese Stanmore provocou o maior pico e a prótese protótipo o menor, 8 MPa para cerca de 1 MPa. No que diz respeito ao aspecto lateral pode-se observar picos de tensão mais acentuados na ponta distal. Os picos na parte proximal são comparativamente mais baixos.

Observou-se ainda que a distribuição das tensões principais mínimas são superiores às tensões principais de tracção, especialmente na ponta distal da prótese. No aspecto medial pode-se observar picos consideráveis para a prótese Müller Straight. No aspecto lateral, a prótese Lubinus SPII apresenta um pico na zona proximal. Comparando as tensões (P3) com (P1), as primeiras são de maior intensidade, especialmente na ponta distal da prótese, contudo estas tensões não serão tão importantes quanto as principais máximas (P1), pois se dividirmos estas tensões por 3 teremos valores de tensão bastante baixas.

Na figura 5.32 representa-se os campos das tensões principais de compressão. O manto de cimento da prótese Lubinus SPII não apresenta zonas solicitadas compressivamente na parte proximal, estando toda a compressão concentrada na sua zona distal, sendo aparentemente a zona crítica onde ocorrem as tensões mais elevadas.

A transferência de carga por compressão realiza-se fundamentalmente no aspecto medial, na zona após o raio de curvatura. Relativamente à prótese Charnley Roundback, a transferência de carga é realizada em todo o aspecto medial, desde a zona proximal até à distal, verificando-se o seu máximo na sua ponta distal.

Para o manto de cimento da prótese Stanmore, a ocorrência de transferência de carga de compressão acontece na zona proximal e distal do aspecto medial, não ocorrendo grande transferência de carga na zona média. O manto de cimento da prótese Stanmore apresenta o seu pico na zona distal.

Para o manto de cimento da prótese Müller Straight, verifica-se que toda a região medial é muito solicitada, com particular incidência na zona proximal e na ponta da prótese. Esta prótese apresenta comportamento inferior às restantes.

A prótese protótipo revela um excelente comportamento, não apresentando qualquer zona sujeita a grandes tensões compressivas na zona proximal. Apresenta apenas uma maior concentração de tensões na zona distal, mas de baixa intensidade. Comparativamente às próteses convencionais, a prótese protótipo apresenta melhor comportamento.

Na tabela 5.20 estão resumidas as situações mais críticas, confirmando-se a importância destas tensões no aspecto medial, com excepção da prótese Stanmore.

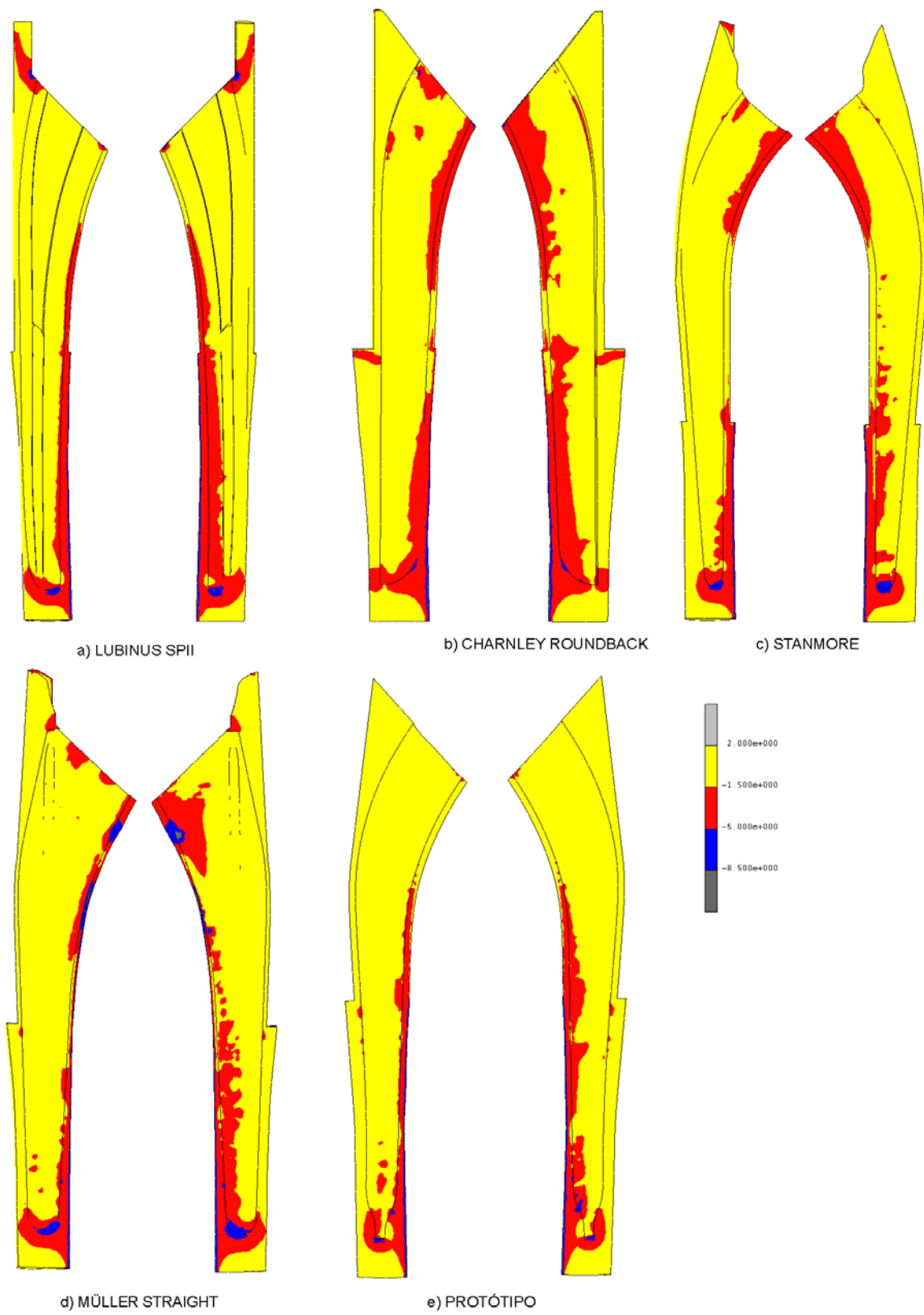


Figura 5.32 – Distribuição do campo de tensões principais mínimas (P3) no cimento.

Tabela 5.20 – Localização das zonas críticas em função da tensão P3 (modelo de atrito).

PRÓTESE	TENSÃO PRINCIPAL MÍNIMA (P3)		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	-11.0	Medial	Na ponta distal da prótese, contudo junto ao colar no mesmo aspecto ocorrem tensões de -9.3 MPa
CHARNLEY ROUND BACK	-6.3	Medial	Na zona após o pequeno colar, mas ocorrem tensões de intensidade igual na ponta distal da prótese e no meio do raio de curvatura
STANMORE	-8.3	Posterior	Na ponta distal da prótese na interface prótese - cimento
MÜLLER STRAIGHT	-14.8	Medial	No raio de curvatura onde existe uma camada mais fina de cimento
PROTÓTIPO	-6.5	Medial	No raio de curvatura da ponta; picos de intensidade semelhante na zona de colocação do centralizador.

5.5.4| Tensão de corte

As tensões de corte nas interfaces têm sido analisadas por autores como Ramaniraka et al. [51] e Mann et al. [44]. Estas tensões são fundamentais nos mecanismos de rotura na direcção tangencial da interface. Os gráficos da figura 5.33 representam o comportamento das várias artroplastias analisadas em todos os aspectos na interface da prótese com o manto de cimento. As tensões de corte mais elevadas em todos os aspectos foram observadas no aspecto medial (tabela 5.21).

Tabela 5.21 – Tensões de corte (pico e média) na interface prótese – cimento.

TENSÃO (MPa)	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUND BACK	3.8 (1.26)	1.9 (0.29)	1.7 (0.20)	3.2 (0.36)
LUBINUS SPII	6.0 (1.07)	1.6 (0.44)	1.0 (0.14)	2.0 (0.18)
STANMORE	4.5 (0.56)	2.4 (0.54)	1.9 (0.24)	4.3 (0.42)
MÜLLER STRAIGHT	7.7 (2.02)	1.8 (0.53)	2.8 (0.42)	4.2 (0.36)
PROTÓTIPO	4.2 (0.70)	2.1 (0.38)	2.6 (0.27)	0.7 (0.09)

A prótese Müller Straight originou maiores tensões de corte (figura 5.33) na parte proximal e intermédia da prótese, na zona do raio de curvatura. As restantes próteses apresentaram comportamentos muito idênticos.

No aspecto anterior, as tensões de corte não foram de grande intensidade. A prótese Müller Straight apresenta um pico na parte proximal e distal deste aspecto. A elevada tensão proximal observada com esta prótese deve ser vista com alguma cautela, pois sendo uma região de concentração de tensões, a sua intensidade depende de factores inerentes à simulação, como a densidade da malha.

O protótipo apresenta um pico junto à zona de transição de secção para o centralizador da ordem dos 2.5 MPa, que é devido ao contacto pontual aí existente.

As tensões de corte verificadas no aspecto posterior são de maior intensidade que as verificadas no aspecto anterior, apresentando todas as próteses, com excepção do protótipo, picos de tensão na ponta distal.

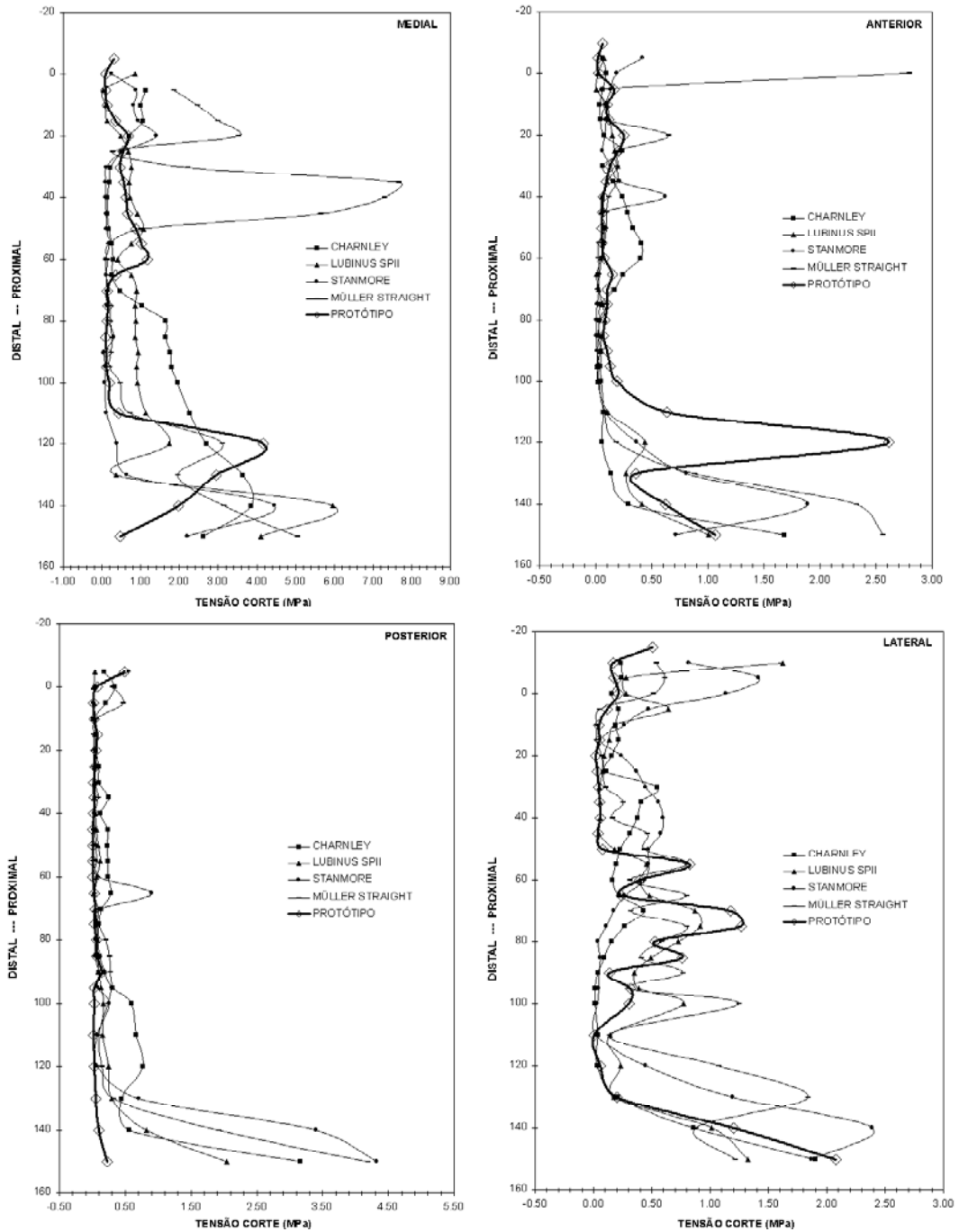


Figura 5.33 – Distribuição das tensões de corte na interface prótese-cimento.

No aspecto lateral, as tensões de corte apresentam alguma irregularidade porque não se verifica o contacto em algumas áreas e são de baixa intensidade.

As tensões de corte na interface cimento – prótese revelaram que os aspectos mais solicitados na interface ao corte são os aspectos medial e posterior, curiosamente os aspectos que se encontram em compressão. A prótese Müller Straight apresenta as tensões de corte mais elevadas na parte proximal e distal.

A figura 5.34 ilustra o campo de tensões de corte para todo o manto de cimento e para as diferentes próteses. Para o manto de cimento da prótese Lubinus SPII, as maiores tensões de corte situam-se na sua zona distal, com maior incidência no aspecto medial – posterior.

O cimento da ponta da prótese encontra-se sob as tensões mais elevadas, particularmente no aspecto posterior–lateral. Hung et al. [27] referem num estudo recente, como sendo a ponta distal da prótese a zona mais solicitada do implante em fadiga.

Para o manto de cimento da prótese Charnley Roundback verifica-se fenómeno diferente na parte proximal, com elevadas tensões de corte no aspecto anterior – medial. A ponta distal também está sujeita a tensões de corte elevadas no aspecto medial, de uma forma mais simétrica que a observada com a prótese Lubinus SPII. Na zona intermédia da prótese Charnley Roundback verifica-se elevadas tensões no aspecto posterior, apresentado esta globalmente a situação mais severa.

A zona do manto de cimento da prótese Stanmore mais solicitada situa-se na ponta distal da prótese, com maior incidência na zona anterior. Contudo, esta prótese origina na zona proximal e no aspecto medial e anterior tensões de corte consideráveis.

Relativamente ao manto de cimento da Müller Straight, este é o que se encontra sob as mais elevadas tensões de corte em todo o aspecto medial, desde a zona proximal até à ponta distal, com maior incidência no quadrante posterior – medial e na zona proximal.

No manto de cimento do protótipo, verifica-se que toda a zona proximal se encontra sob tensões de corte baixas, existindo apenas pequenas zonas na parte distal junto à variação de secção para a colocação do centralizador com tensões mais elevadas. A zona mais crítica situa-se no aspecto medial, na ponta distal, onde se coloca o centralizador.

A tabela 5.22 apresenta resumidamente as situações mais críticas.

Como se pode observar, as zonas mais críticas situam-se no aspecto medial e em alguns casos no aspecto posterior (Stanmore e protótipo).

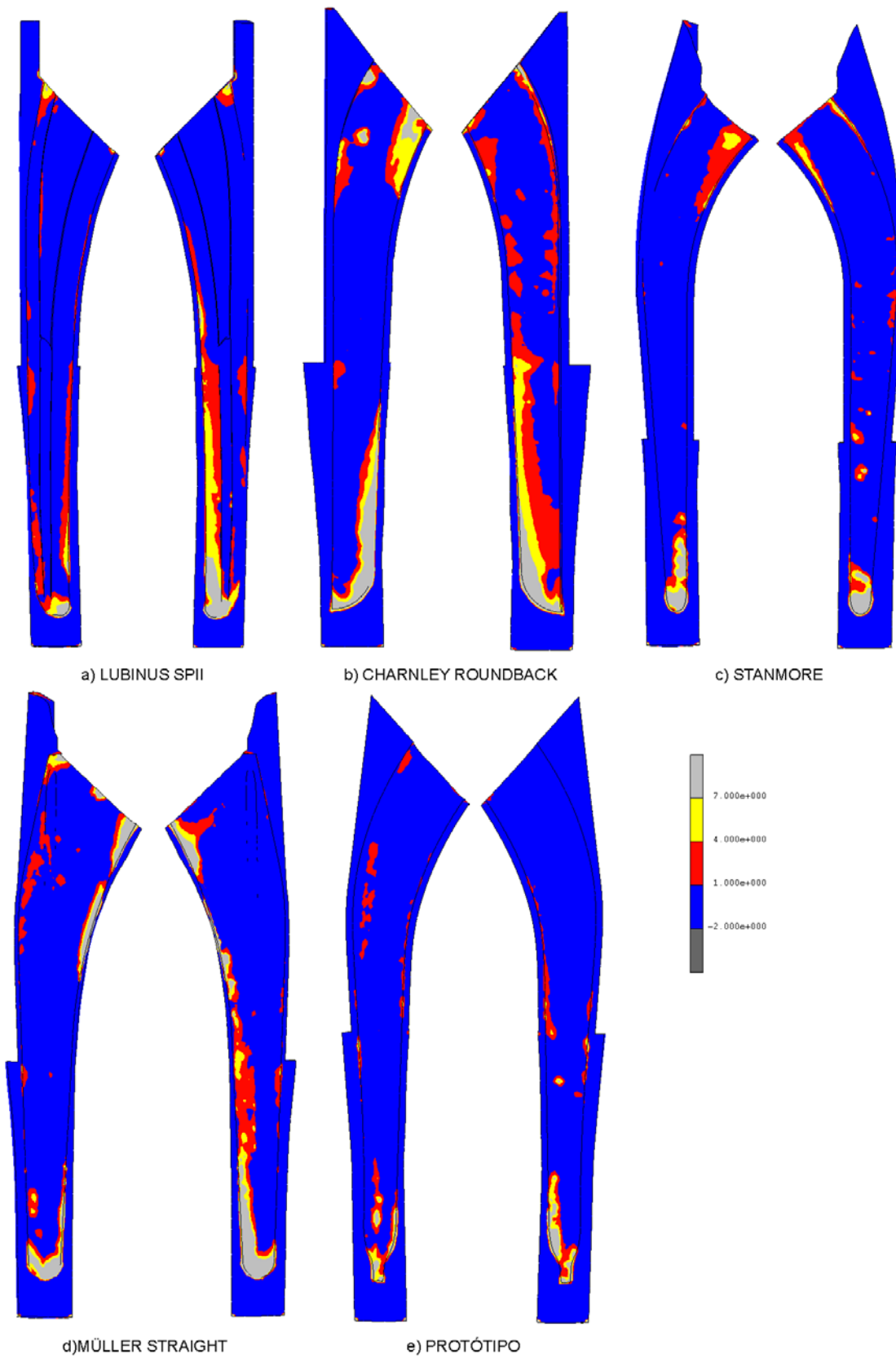


Figura 5.34 – Campo de tensões de corte no manto de cimento.

Tabela 5.22 – Intensidade e localização dos picos de tensões de corte para o modelo com atrito.

PRÓTESE	TENSÃO DE CORTE NA INTERFACE		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	6.0	Medial	Na ponta distal da prótese, no início da curvatura da ponta.
CHARNLEY ROUND BACK	5.1	Medial	Na ponta distal no meio do raio de curvatura da ponta da prótese
STANMORE	5.3	Medial - Posterior	Na ponta distal da prótese, no raio de curvatura da ponta
MÜLLER STRAIGHT	15.2	Medial	No raio de curvatura, onde existe a camada mais fina de cimento.
PROTÓTIPO	4.1	Medial - Posterior	No raio de curvatura da ponta, no início da transição para a colocação do centralizador.

5.5.5| Tensão equivalente de von Mises

Os gráficos das figuras 5.35 ilustram as distribuições de tensões equivalentes no manto cimento para os aspectos medial, anterior, posterior e lateral respectivamente.

Da comparação entre os níveis de tensões entre o modelo linear e não linear constata-se que estas aumentaram para o dobro. No aspecto medial, a prótese Lubinus SPII provocou um pico de tensão elevado, cerca de 14 MPa.

Na tabela 5.23 apresenta-se os picos máximos e a média das tensões de von Mises ao longo dos diferentes aspectos para as diferentes próteses, tendo sido o aspecto medial o mais solicitado.

Tabela 5.23 – Tensões de von Mises (pico e média) na interface prótese – cimento.

TENSÃO (MPa)	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUND BACK	6.9 (3.17)	3.5 (1.28)	3.1 (1.05)	6.9 (1.05)
LUBINUS SPII	13.7 (2.69)	4.8 (1.47)	2.6 (0.53)	4.0 (0.63)
STANMORE	7.9 (2.22)	4.4 (1.74)	3.7 (0.95)	8.7 (1.42)
MÜLLER STRAIGHT	14.6 (4.94)	4.5 (1.89)	10.3 (1.42)	7.5 (1.43)
PROTÓTIPO	6.9 (2.29)	4.8 (1.53)	4.1 (0.97)	1.5 (0.56)

No que se refere à distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no aspecto anterior (figura 5.35 b), os picos não são consideráveis, com excepção do manto de cimento da prótese Müller Straight que apresenta um pico elevado de tensão na parte proximal e distal, sendo o primeiro de maior intensidade, 10.3 MPa. As tensões neste aspecto, comparativamente ao do modelo numérico linear, são de maior intensidade, apresentando a Charnley Roundback comportamento semelhante, mas com tensões superiores. O que se observa é que a prótese Müller Straight possui um comportamento inferior, quer se inclua ou não atrito na modelação das interfaces.

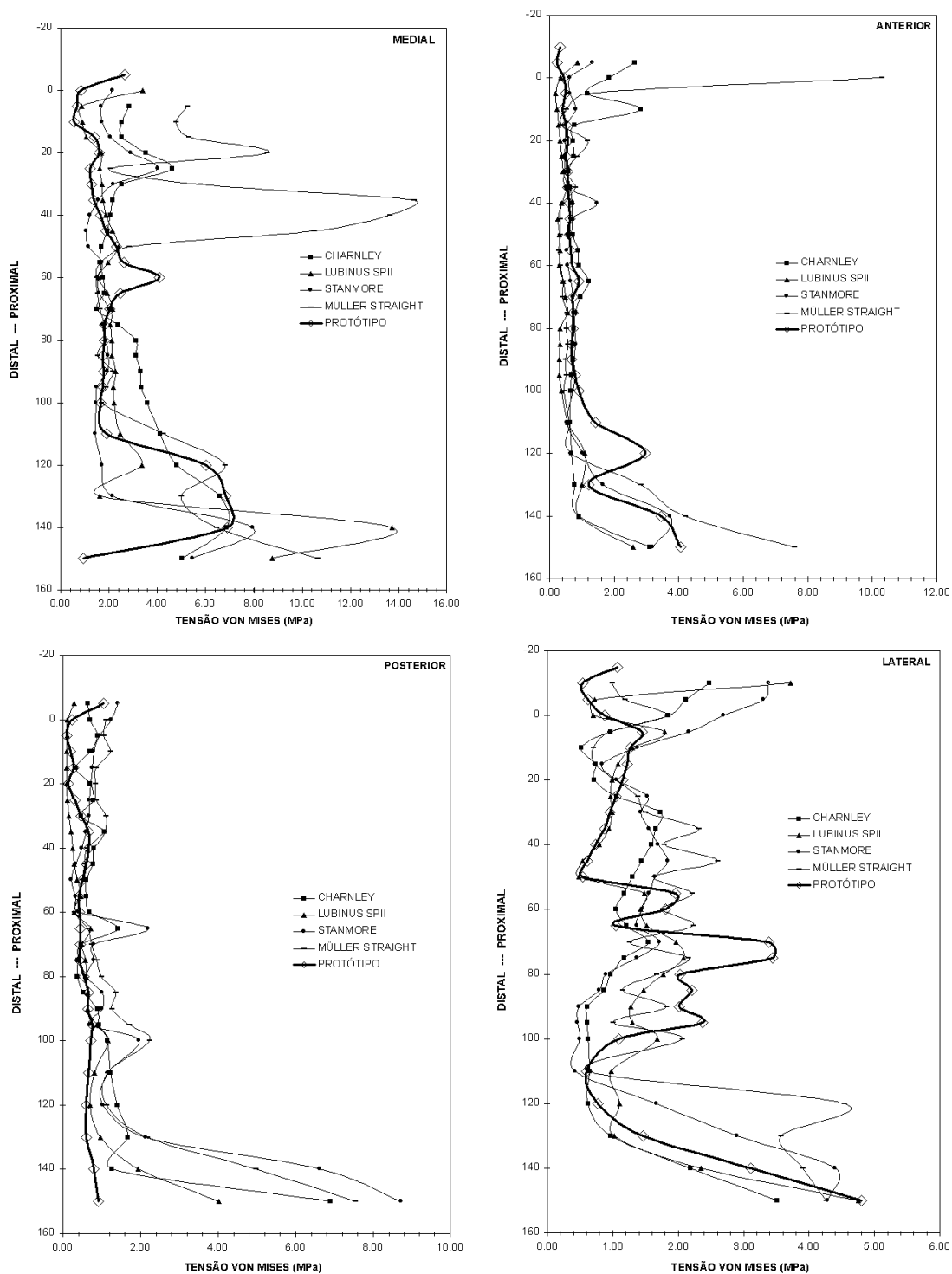


Figura 5.35 – Distribuição das tensões de von Mises na interface com a prótese.

No aspecto posterior, o comportamento foi semelhante ao observado com o modelo numérico linear, apresentando a prótese Charnley Roundback o pico de tensão mais elevado, 8,7 MPa. O manto de cimento da prótese Müller Straight apresenta um comportamento semelhante, mas com um pico

inferior. É de referir que o manto de cimento do protótipo apresenta um bom comportamento, semelhante ao observado com o modelo linear.

No aspecto lateral (figura 5.35), as tensões equivalentes de von Mises são de pequena intensidade. Relativamente ao modelo numérico linear, há uma maior transferência de carga na ponta distal da prótese quando se inclui atrito na interface prótese - cimento.

As imagens da figura 5.36 representam o campo das tensões de von Mises em todo o manto de cimento. Como se referiu anteriormente, as maiores tensões desenvolvem-se na ponta distal da prótese Lubinus SPII, cerca de 13.8 MPa. Na zona proximal, apenas se verifica uma pequena zona sujeita a tensões moderadas, situadas no aspecto lateral. Toda a zona proximal apresenta baixas tensões, podendo justificar em parte o sucesso desta prótese.

O manto de cimento da prótese Charnley Roundback apresenta um comportamento diferente da anterior, com todo o aspecto medial a ser sujeito a elevadas tensões, com particular incidência na zona distal e proximal. O aspecto medial – anterior da zona proximal encontra-se sob elevadas tensões. Na ponta distal há tensões inferiores às verificadas com a prótese Lubinus SPII.

O manto de cimento da prótese Stanmore mostra um campo de tensões semelhante ao da prótese Lubinus SPII, com algumas diferenças na ponta da mesma, onde se pode verificar a transmissão da carga mais na direcção perpendicular, no sentido do afundamento desta, que se reflecte em zonas da parte proximal sujeitas a tensões mais elevadas, o que não acontece com a Lubinus SPII, cuja transmissão de carga na parte distal é feita no aspecto medial.

A zona do raio de curvatura no cimento da prótese Stanmore está sujeito às maiores tensões, e a ponta distal está sujeita a tensões elevadas da ordem de 10 MPa.

O manto de cimento da prótese Müller Straight é o que está sujeito a maiores tensões. Todo o aspecto medial está fortemente solicitado, principalmente na parte proximal. Na ponta distal verifica-se fenómeno semelhante, com tensões da ordem de 11 MPa, com especial incidência nos aspectos posterior e medial.

O manto de cimento da prótese protótipo apresenta uma distribuição diferente das restantes, com uma zona proximal sem grandes tensões, como na prótese Lubinus SPII. Também apresenta alguma tensão no aspecto anterior, sendo as restantes tensões na ponta distal, com maior incidência no aspecto medial, com um pico de tensão considerável de cerca de 9 MPa.

Na tabela 5.24 representa-se os valores dos picos de tensão equivalente para cada manto de cimento e sua localização. Como se pode observar, a prótese Müller Straight apresenta os piores resultados, com tensões muito elevadas. As próteses Lubinus SPII e Charnley Roundback apresentam os mesmos níveis de tensão, mas em localizações diferentes. No global, verifica-se que as situações mais críticas ocorrem no aspecto medial na ponta da prótese, com excepção da prótese Müller Straight.

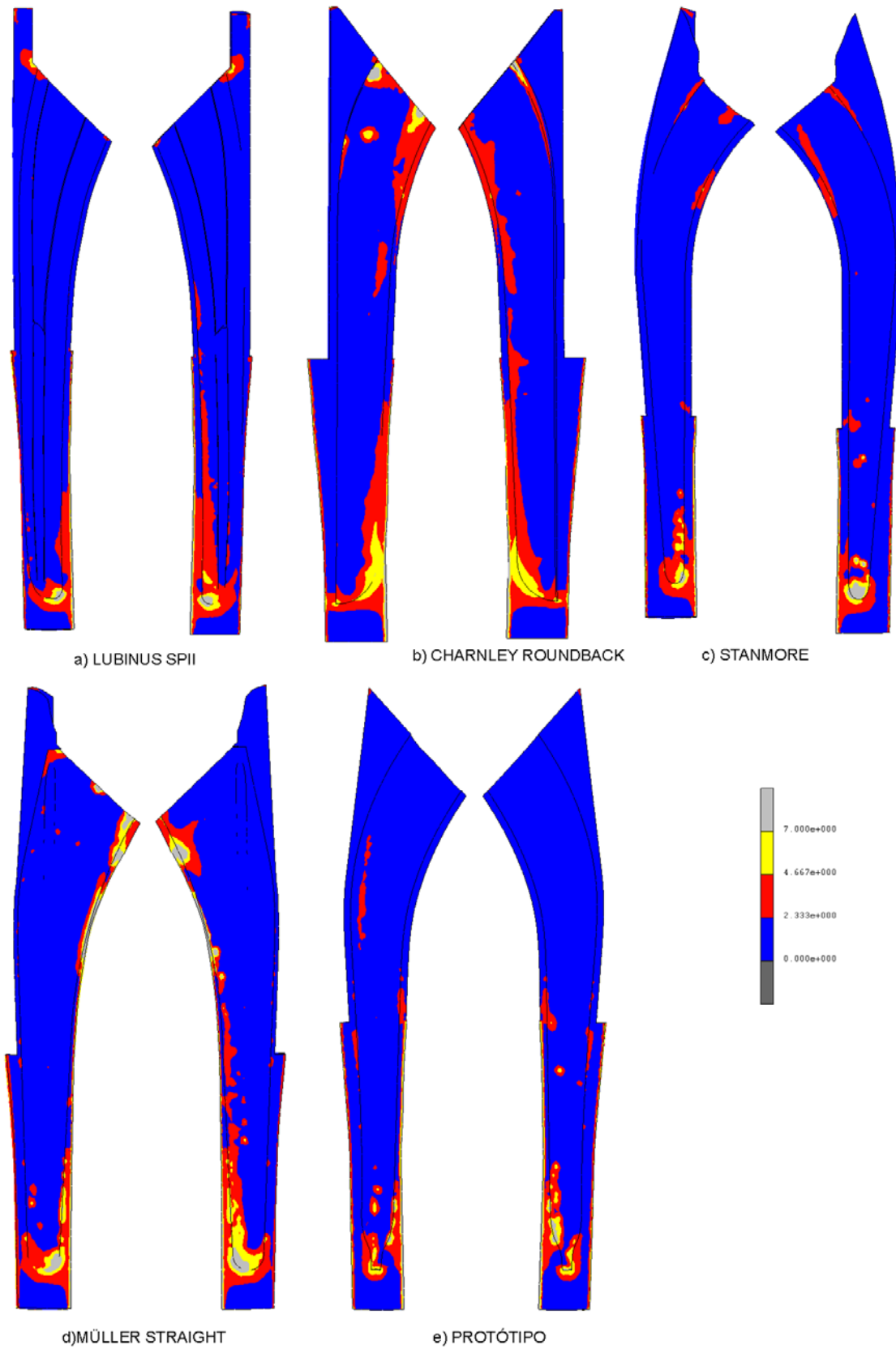


Figura 5.36 – Campo de tensões de von Mises no manto de cimento.

Tabela 5.24 – Intensidade e localização dos picos de tensão equivalente de Von Mises.

PRÓTESE	TENSÃO EQUIVALENTE DE VON MISES		
	TENSÃO (MPa)	ASPECTO	LOCALIZAÇÃO
LUBINUS SPII	13.7	Medial	Na ponta distal um pouco antes do raio de curvatura da ponta
CHARNLEY ROUNDBACK	12.9	Medial - Anterior	Na zona logo a seguir ao colar, contudo no aspecto medial da ponta distal ocorrem tensões semelhantes
STANMORE	10.2	Medial	Ocorre na ponta distal da prótese, no aspecto medial no raio de curvatura da ponta
MÜLLER STRAIGHT	20.9	Medial	No raio de curvatura, onde existe a camada mais fina de cimento
PROTÓTIPO	9.5	Medial	No raio de curvatura da ponta, com picos de tensões semelhante na zona de colocação do centralizador

5.5.6| Afundamento da prótese

Por forma a aferir o deslocamento da prótese quando sujeita a atrito nas suas interfaces, determinou-se o deslocamento em Z, ou seja o seu afundamento segundo o eixo do fémur. Desta forma, a figura 5.37 ilustra os deslocamentos das próteses segundo o eixo da diáfise do fémur.

É no aspecto medial que se verifica o maior deslocamento, apresentando a prótese Stanmore o maior afundamento na zona proximal. Contudo, após o raio de curvatura desta, o seu afundamento diminui consideravelmente, sendo a que apresenta os menores valores nesta zona. A prótese Müller Straight na zona distal apresenta um deslocamento de 0.03 mm, cerca de 3 vezes mais que o obtido com a prótese protótipo, que apresenta um valor de 0.01 mm.

No aspecto anterior verifica-se fenómeno semelhante, tendo a prótese Stanmore provocado maior deslocamento (afundamento) na zona proximal. A prótese Lubinus SPII, sendo mais rígida provocou um menor deslocamento. Contudo, na ponta distal deste aspecto, a prótese Charnley Roundback é aparentemente mais estável.

No aspecto posterior confirma-se que a prótese Stanmore foi a que provocou maior afundamento na zona proximal. Contudo, na zona de curvatura, em todos os aspectos, verificou-se que a prótese Müller Straight foi a que provocou maior deslocamento. Este fenómeno também foi observado na ponta distal da mesma.

O afundamento no aspecto lateral é inferior aos restantes aspectos, apresentando como diferença, na parte intermédia da prótese um afundamento negativo, ou seja, houve movimento da haste em sentido contrário (efeito de alavanca). Verifica-se também neste aspecto um maior afundamento na parte proximal da prótese Stanmore.

A tabela 5.25 resume o deslocamento máximo observado em cada aspecto para as artroplastias estudadas. Verifica-se que no aspecto medial ocorrem os maiores deslocamentos. Nos aspectos lateral e anterior o deslocamento é praticamente nulo.

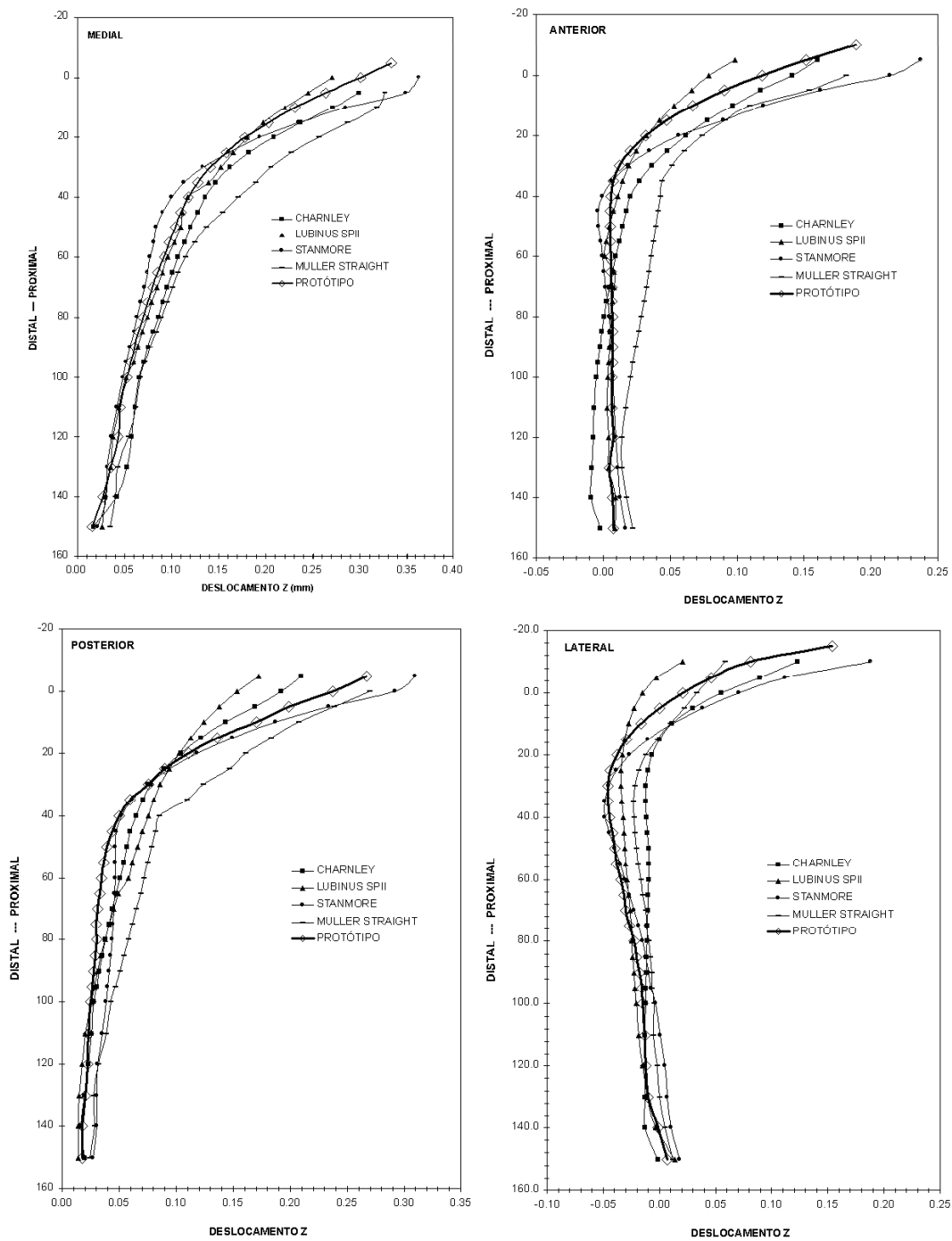


Figura 5.37 – Distribuição dos campos de deslocamentos.

Em conclusão, o facto de a prótese Lubinus SPII ser mais rígida provocou menor deslocamento na zona proximal, salientando-se ainda que esta possui um comportamento mais uniforme. A prótese Müller Straight apresenta um maior afundamento na zona intermédia da prótese, com particular incidência no aspecto medial e anterior.

Tabela 5.25 – Afundamento máximo da prótese na interface prótese – cimento.

DESLOCAMENTO (mm)	ASPECTOS			
	MEDIAL	LATERAL	ANTERIOR	POSTERIOR
CHARNLEY ROUND BACK	0.30	0.12	0.16	0.21
LUBINUS SPII	0.27	0.02	0.10	0.17
STANMORE	0.36	0.19	0.24	0.31
MÜLLER STRAIGHT	0.33	0.06	0.18	0.27
PROTÓTIPO	0.33	0.15	0.19	0.27

5.6] Variação das propriedades do osso cortical

Nos estudos abordados anteriormente considerou-se materiais isotrópicos, que pelo facto de ser um estudo comparativo não têm influência significativa nas conclusões obtidas. Contudo, autores como Stolk et al. [60, 62], Waide et al. [70, 71] e Viceconti et al. [68] consideraram a simulação de osso cortical com propriedades transversalmente isotrópicos, consentâneo com o material compósito usado, uma resina de epóxido reforçada com fibra de vidro curta. Assim, por forma a observar o efeito deste material no comportamento da prótese no manto de cimento utilizaram-se nas seguintes simulações as propriedades: $E_x=E_y = 7.0 \text{ GPa}$, $E_z = 11.5 \text{ GPa}$, $G_{xy} = 2.6 \text{ GPa}$, $G_{yz}=G_{zx} = 3.5 \text{ GPa}$ e Coeficiente de Poisson de 0.4 em todas as direcções.

O modelo numérico utilizado neste estudo foi o da prótese protótipo, mantendo-se todos os parâmetros de simulação constantes, ou seja, os parâmetros de contacto e condições fronteira. Apenas há a salientar que nestes dois modelos os parâmetros de contacto foram menos rígidos (força de separação 0.01 N e detecção de contacto de 0.1 mm). Como se verificou que o aspecto mais importante do conjunto é o medial, apresenta-se resultados neste aspecto.

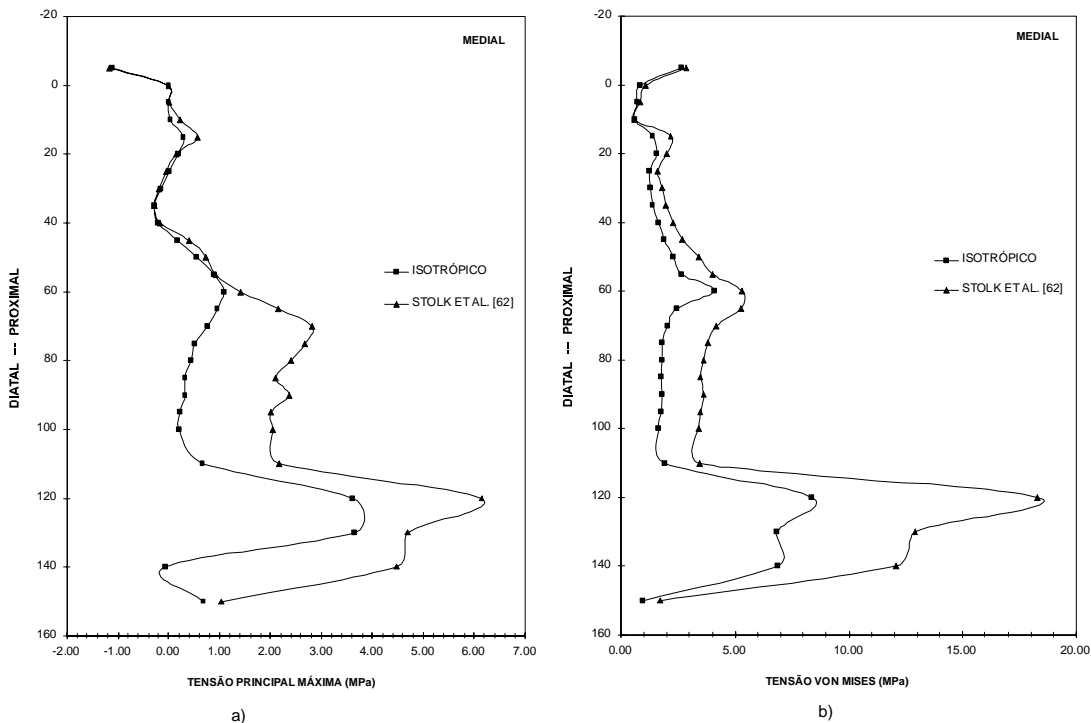


Figura 5.38 – Distribuição das tensões: a) principais máximas; b) tensão de von Mises.

Em termos de percentagem de contacto final (nós ligados) não se verificou alterações. A distribuição de tensões, figura 5.38 a), mostra um incremento de tensões principais máximas na interface prótese–cimento.

Para as tensões von Mises verificou-se fenómeno semelhante, ou seja, o aumento dos picos de tensão em mais de 50% (figura 5.38 b).

Na figura 5.39 representa-se os deslocamentos da prótese, onde se pode observar que a variação das propriedades do osso cortical leva a um aumento dos deslocamentos, quer na zona proximal quer na distal. Deve salientar-se que este tipo de comportamento foi verificado em todos os aspectos.

A variação das propriedades do osso cortical provoca o aumento dos níveis de tensões, mantendo contudo o tipo de comportamento da prótese no manto de cimento, o que significa que não altera as conclusões retiradas do modelo que inclui propriedades isotrópicas.

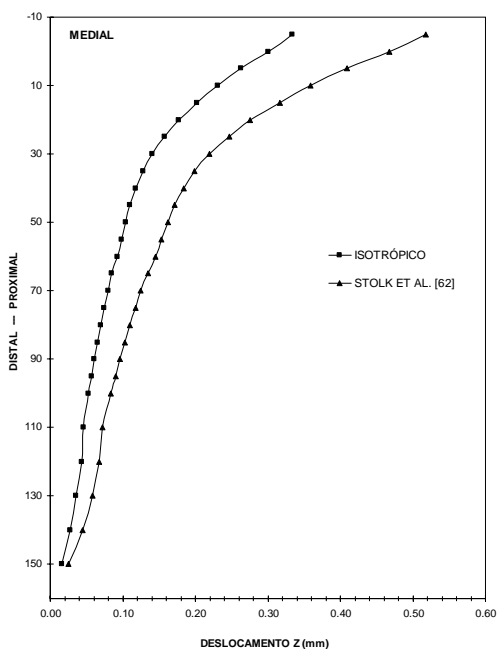


Figura 5.39 – Distribuição dos deslocamentos com a variação das propriedades do osso cortical.

5.7| Conclusões

O estudo apresentado neste capítulo permitiu definir os diferentes comportamentos numéricos das próteses. Os modelos lineares são de mais fácil estudo e os seus resultados são em tudo semelhantes aos dos modelos com atrito. É importante referir que a diferença centra-se no aumento dos picos de tensão, mas no global os comportamentos qualitativos das próteses não se alteram.

Com base nestes resultados, podemos referir que a prótese com comportamento inferior é a Müller Straight. Relativamente às convencionais, destaca-se o comportamento da prótese Lubinus SPII, com uma transferência de carga localizada na sua parte distal e apresentando a zona proximal sem picos de tensão. A prótese Charnley também apresenta um excelente comportamento, contudo inferior ao da Lubinus SPII, e apresenta maiores tensões na zona proximal do manto de cimento.

Relativamente ao protótipo, este apresenta um bom comportamento, com a zona proximal sujeita a pequenas tensões, enquanto a sua ponta distal está sujeita a maiores tensões, devendo referir-se que um pequeno aumento no raio medial da ponta da prótese permite diminuir as tensões aí observadas nesta zona do implante.

As conclusões passam por inúmeros parâmetros, devendo destacar-se os seguintes:

- As condições fronteiras a aplicar em cada modelo têm um papel fundamental nos resultados finais. Neste caso, a intensidade das cargas aplicadas, as propriedades dos materiais utilizados e as condições nas interfaces são importantes na simulação;
- A geometria da prótese e sua colocação no fémur são de extrema importância nas tensões desenvolvidas na interface. O seccionamento do colo do fémur com a inclinação na direcção medial-lateral permite diminuir as tensões instaladas. A variação da inclinação na direcção antero - posterior origina o aumento das tensões na zona proximal;
- A geometria da ponta da prótese têm um papel fundamental no comportamento biomecânico da prótese, sendo essa uma zona crítica e pode ser chave para o sucesso da prótese;
- A camada de cimento de espessura reduzida aumenta as tensões, como se verificou com a prótese Müller Straight.

No que diz respeito ao comportamento numérico analisado sobre a prótese protótipo, verificou-se que esta apresenta um excelente comportamento, quer como modelo linear, quer como modelo não linear. De realçar que apenas ocorrem picos de tensão na ponta distal de intensidade inferior às restantes convencionais.

Verifica-se que os modelos com atrito na interface produzem tensões mais elevadas na interface e no manto do cimento.

Todos os parâmetros analisados desempenham um papel fundamental na biomecânica da artroplastia da anca. Este capítulo abordou parte desses parâmetros, comparando o desempenho numérico entre próteses convencionais (com taxas de sucesso clínico registadas), e a prótese protótipo concebida. Os resultados, de um modo geral, ilustram que a prótese desenvolvida é, aparentemente, uma prótese que poderá apresentar desempenho de modo idêntico ao das próteses Lubinus SPII, Stanmore e Charnley Roundback.

A correlação de resultados provenientes da análise puramente mecânica sobre a artroplastia da anca com taxas de sucesso é complexa e poder-se-à questionar até que ponto é cientificamente legítimo fazer qualquer correlação de dados. O sucesso ou insucesso de uma prótese de anca não depende somente de factores mecânicos. De facto, factores biológicos e outros podem ter um papel relevante no comportamento *in vivo* de uma prótese. Contudo, alguns autores referem que os factores mecânicos são os mais relevantes, já que são os responsáveis pelo desplotar dos factores biológicos.

As taxas de sucesso das próteses de anca têm sido objecto de publicações diversas, nomeadamente em relatórios referentes a registos ortopédicos, sendo de destacar os da Noruega e da Suécia. Usando os dados publicados no relatório de 2003 dos registos suecos, cujas taxas de sucesso para as próteses cimentadas Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight, após 10 anos, foram de 98.4%, 96.2%, 96.8% e 92.7% respectivamente, comparou-se estas percentagens com a percentagem do manto de cimento cujas tensões equivalentes de Von Mises eram inferiores a 3 MPa (figura 5.40).

Como se pode observar, excluindo os dados relativos à prótese de Müller Straight (esta apresenta contudo um elevado desvio padrão nas taxas de sucesso), parece haver correspondência entre estes

parâmetros, ou seja, as próteses com melhores taxas de sucesso são aquelas cujos mantos de cimento estão em maior percentagem sob tensões inferiores de 3 MPa. Este valor é citado como a tensão limite de fadiga dos cimentos [31]. Contudo deve salientar-se que estes resultados são qualitativos, meramente especulativos, sem qualquer fundamento científico. Mesmo assim, constata-se que de uma forma generalizada das próteses que induzem níveis de tensão mais baixos são aquelas que apresentam melhores taxas de sucesso a curto prazo.

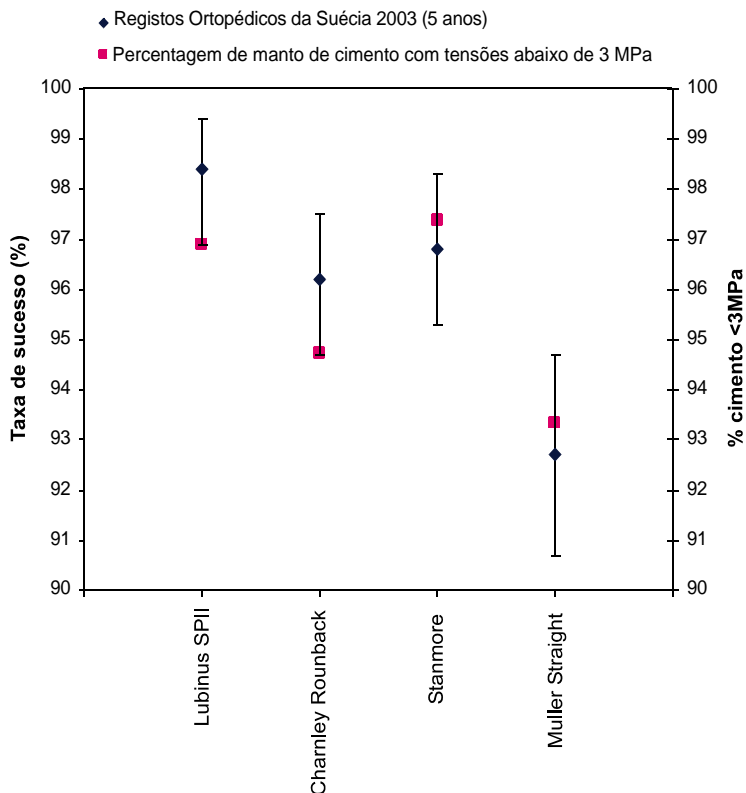


Figura 5.40 – Relação entre taxas de sucesso após 5 anos e a percentagem de manto de cimento cujas tensões equivalentes de von Mises são inferiores a 3 MPa.

Após o estudo numérico realizado, e tendo verificado o comportamento da nova prótese concebida, os seguintes capítulos da tese foram dedicados ao fabrico de protótipos que foram depois ensaiados à fadiga, tendo estabelecido para o efeito um protocolo de ensaio que será objecto de discussão nos próximos capítulos.

Bibliografia

- [1] – Alsema, R., Deutman, R., Mulder, Th. J., 1994, Stanmore Total hip Replacement, A 15- to 16-year clinical and radiographic follow up, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2, pp: 240-244.
- [2] – Bah, M. T. and Browne, M., 2003, Probabilistic analysis of a cemented hip implant, *International Congress in Computational Bioengineering*, Vol. 1, Espana 2003, pp: 33-39.

- [3] – Bauner, T. W. and Schils, J., 1999, The pathology of total joint arthroplasty, II. Mechanisms of implant failure, *Skeletal Radiol*, 28, pp: 483-497.
- [4] – Barden, S., Huttegger, C., Mat.-wiss. U., B., Huttegger, C., 1999, Failure Mechanisms in Total Hip and Knee Arthroplasty: A Morphologic and Radiologic Study, *Werkstofftech*, 30, pp: 746-754.
- [5] – Benjamin, A. G., Ghassan, A., Philip, C. N., Mirena, P., Thoralf, R. L., Hugh, S. T., 1998, Proximal and distal femoral centralizes in modern cement hip arthroplasty, *Clinical Orthopedics and Related Research*, 349, pp: 163-173.
- [6] – Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A. and Giunti, A., 1995, Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *Journal of Biomechanics* 28 (5), pp: 617-624.
- [7] - Cristofolini, L., Viceconti, M. Cappello, A. Toni, A., 1996, Mechanical validation of whole bone composite femur models, *Journal of Biomechanics* 29, pp: 525-535.
- [8] - Cristofolini, L., Cappello, A., McNamara, B.P. and Viceconti, M. A., 1996, minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads. *Medical Engineering & Physics*, 18(6), pp:502-514.
- [9] - Cristofolini, L., Teutonivo, A. S., Monti, L., Cappello, A , Toni, A , 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between good and bad designs, *Journal of Biomechanics* 36, pp: 1603-1615.
- [10] - Cristofolini, L., Waide, V., Viceconti, M., 2004, Load transfer in cemented total hip replacement in vitro: bone and cemented strain under simulated tissue adaptations, *Proceedings of the 14TH Conference of European Society of Biomechanics*, 4 – 7 July, The Netherlands.
- [11] - Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., 1980, An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, *Journal Bone and Joint Surgery*, 62A, pp: 68.
- [12] - Davies JP, Harris WH, 1995, Comparison of diametral shrinkage of centrifuged and uncentrifuged Simplex P bone cement. *Journal Applied Biomaterials*, 6 (3), pp: 209-211.
- [13] - Davies JP, O'Connor DO, Burke DW, Jasty M, Harris WH, 1988, The effect of centrifugation on the fatigue life of bone cement in the presence of surface irregularities. *Clinical Orthopedics & Related Research*, 229, pp: 156-161.
- [14] - Davy, D. T., Kotzar, G. M., Brown, R. H., Heipe, K. G., Golberg, V. M., Berilla, J. and Berstein, A. H., 1998, Telemetric forces measurements across the hip after total arthroplasty, *Journal of Bone and Joint surgery*, 70A, pp: 45.
- [15] – Dennis, K. C., Craig, G. M., 1998, Loosening Rates and Bone Lysis With Rough Finished and Polished Stems, *Clinical Orthopedics & Related Research*, 355, pp: 113-122.
- [16] – Duda, G. N., Sèller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., Claes, L., 1998, Influence of muscle forces on femoral strain distribution, Technical note, *Journal of Biomechanics*, 31, pp: 841-846.
- [17] – Erani, P., Savigni, P., Cristofolini, L., Viceconti, M., 2004, Cement damage around hip stems: an ex-vivo study on retrieved cement mantles. *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [18] - Estok II, D. M. and Harris, W. H., 2000, A stem design change to reduce peak cement strains at the hip of cemented total hip arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*, 5 (15), pp: 584-588.

- [19] – Fisher, D. A., Tsang, A. C., Paydar, N., Milionis, S., Turner, C. H., 1997, Cement mantle thickness affects cement strains in total hip replacement, *Journal of Biomechanics* 30, pp: 1173-1177.
- [20] – Go-Gyoon, K., Miller, M. ^a, Kenneth, A. M., 2004, A fatigue damage model for de cement-bone interface, *Journal of Biomechanics* 37, pp: 1505-1512.
- [21] – Gotzen, N., Lampe, F., Nassutt, R., Morlock, M., 2002, Loadshift – numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prosthesis, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 96-197.
- [22] – Groos, S and Abel, E. W., 2001, A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur, *Journal of Biomechanics*, 34, pp: 995- 1003.
- [23] – Guedes, J.,2000, Estudo numérico e experimental da biomecânica do fémur intacto e com prótese de anca, Tese de Mestrado, Porto
- [24] – Harrigan, T. P., Kareh, J. A., O'connor, D. O., Burke, D. W., Harris, W. H., 1992, A finite element study of the interaction of failure of fixation in cemented femoral total hip components. *Journal of Orthopedic Research*, 10, pp: 134-144.
- [25] – Harrington, M. A., O'Connor, D. O., Lozinski, A., Kovach, I., Harris, W. H., 2002, Effects of femoral neck length, stem size, and body weight on strains in the proximal cement mantle, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 84, pp: 573-579.
- [26] – Harper, E. J., Bonfield, W., 2000, Tensile characteristics of Ten Commercial Acrylic Bone Cements, *Journal Biomedical Material Research (Applied Biomaterials)* 53, pp: 605-616.
- [27] – Hung, J-P, Chen, J-H, Chiang, H-L, Wu, J. S-S, 2004, Computer simulation on fatigue behaviour of cemented hip prostheses: a physiological model, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 76, pp: 103-113.
- [28] - Jeffers, J. R. T., Mark Taylor, 2003, Mesh considerations for adaptive finite element analysis of cement failure in total hip replacement, 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
- [29] - Jeffers, R. T. J., Taylor, Mark, 2003, Residual stress decreases the life of the cement mantle in total hip replacement, *International Congress in Computational Bioengineering*, Vol. 1, Espana 2003, pp: 21-26.
- [30] - Jeffers, J. R. T., Roques, A., Browne, M., Taylor, M., 2004, Damage accumulation in bone cement measured by acoustic emissions. *Proceedings of the 14th Conference of European Society of Biomechanics*, 4 – 7 July, The Netherlands.
- [31] – Kleemann, R., Heller, M. O. W., Taylor, W. R., Duda, G. N., 2002, Femoral strains and cement stresses increase with anteversion and prothesis offset in THA, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp 223.
- [32] – Köster, G., Willert, H. G., Ernstberger, T., Köhler, H. P., 1998, Centralization of the femoral component in cemented hip arthroplasty used guided stem insertion, *Arch Orthopedic Trauma Surgery*, 117, pp:425-429.
- [33] – Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2001, Evaluation of cemented stresses in finite element analysis of cemented orthopaedic implants, *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, pp: 623-628.

- [34] - Lennon, A. B., Prendergast, P. J., 2002, Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement : experimental and theoretical evidence, *Journal of Biomechanics*, 35, pp: 311-321.
- [35] – Lewis, G., 1997, Properties of Acrylic Bone cement: State of the Art review, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* 38, pp: 155-182.
- [36] - Lewis, G., 1999, Effect of mixing method and storage temperature of cement constituents on fatigue failure and porosity of acrylic bone cement, *Journal Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* 48, pp: 143-149.
- [37] - Lewis, G., 2003, Fatigue testing and performance of acrylic bone-cement materials: state-of-the-art review, *Journal Biomedical Materials Research, Part B (Applied Biomaterials)* 66B, pp: 457-486.
- [38] – Lu, Z. and McKellop, H., 1997, Effects of cement creep on stem subsidence and stress in the cement mantle of a total hip replacement, *Journal of Biomedical Materials Research*, 34, pp: 221-226.
- [39] - Lu, Z., McKellop, H., Schmalzried, T., 2001, Effect of stem surface and debonding on load transfer to the cement and femur in a hip replacement: A viscoelastic FEA Model., 47th Annual Meeting, Orthopedic Research Society, February 25-28, San Francisco, California.
- [40] – Makarand, G. J., Suresh, G. A., Freeman, M., Santare, M. H., 2000, Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding, *Journal of Biomechanics* 33, pp: 1655–1662.
- [41] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Eisler, T., Garellick, G., 2002, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2000)*.
- [42] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002)*.
- [43] - Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., and Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28 (9), pp: 1067-1078.
- [44] - Mann, K. A., Werner, F. W., Ayers, D. C., 1999, Mechanical strength of the cement bone interface is greater in shear than in tension, *Journal of Biomechanics* 32, pp: 1251-1254.
- [45] - Nuño, N., Avanzolini, G., 2002, Residual stress at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem, *Journal of Biomechanics*, Technical note, 53, pp: 849-852.
- [46] – Östgaard, H. C., Helger, L., Regnér, H., Garrellick, G., 2001, Femoral alignment on the Charnley Stem, A Randomized trial comparing the original whit new instrumentation in 123 hips, *Act Orthopedic. Scand*, 72 (3), pp: 228-323.
- [47] - Psczatowski, S., Wener, S., 2002, Parametrical design and FEM analysis of implanted hip joint, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1*, pp: 282-283.
- [48] - Pérez, M. A., Grasa, J., Ferrer, R., Bea, J. A., García, J. M., Doblaré, M., 2003, Probabilistic damage model for life prediction of cemented total hip arthroplasty, *International Congress in Computational Bioengineering, Vol. 1, Espana*, pp: 51-60.
- [49] - Race, E., Miller, M. A., Ayers, D. C., Mann, K. A., 2003, Early cement damage a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface, *Journal of Biomechanics*, 36, pp: 489-496.

- [50] – Race, A, Miller, M. A., Ayers, D. C., Cleary, R. J., Mann, K. A., 2002, The influence of surface roughness on stem-cement gaps, *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 84-B (8), pp: 1199-1204.
- [51] - Ramaniraka, N. A., Rakotomanara, L. R., Leyvraz, P. F., 2000. The fixation of the cemented femoral components. Effects of stem stiffness, cement thickness and the roughness of the cement bone surface. *Journal of Bone Joint Surgery*, 82B, pp: 297-303.
- [52] - Report 2000, Prospective studies of hip prostheses and cements, 2000, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [53] - Report 2002, Hip and Knee Prostheses, 2002, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [54] - Rost, J., Liefeth, K., 2002, A concept of a biomechanical optimised implant for THR , *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 253-254.
- [55] – Rohlmann, A., Mosser, U., Bergmann, G., Hees, G. and Kolbel, R., 1983, Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses *Journal Biomedical Engineering*, 9, pp: 77-83.
- [56] - Simões, J. A., 1998, Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada, Tese de Doutoramento, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Universidade do Porto.
- [57] – Simões, J. A., Vaz, M. A., Blatcher, S., Taylor, M., 2000, Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur, *Medical Engineering & Physics* 22, pp: 453 - 459.
- [58] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 1998, Sensivity of failure criteria of cemented total hip replacements to finite element mesh density, *Proceedings of the 11th Conference of European Society of Biomechanics*, July 8-11, Toulouse , France.
- [59] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonschort, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results?, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 147-148.
- [60] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2001, Hip Joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, *Journal of Biomechanics* 34, pp: 917-926.
- [61] - Stolk, J., Verdonschot, N, Murphy, B. P., Prendergast, P. J., Huiskes, R., 2004, Finit element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. *Engineering Fracture Mechanics* 71, pp: 513-528.
- [62] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates, *Proceedings of the 14th Conference of European Society of Biomechanics*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [63] – Valdivia, G. G., Dunbar, M. J., Parker, D. A., Woolfrey, M. R., MacDonald, S. J., McCalden, R. W., Rorabeck, C. H., Bourne, R. B., 2001, Tree-dimensional analysis of the cement mantle in total hip arthroplasty, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 393, pp: 38-51.

- [64] – Van Doorn, W. J., Tem Have, B. L. E. F., Van Biezen F. C., Hop, W. C. J., Ginai, A. Z., Verhaar, J. A. N., 2002, Migration of femoral stem after impaction bone grafting, *The journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 84-B (6), pp: 825-831.
- [65] - Verdonschot, N. and Huiskes, 1992, The application of continuum damage mechanics to pre-clinical testing of cemented hip prostheses: The effects of cement/stem debonding. *Computed Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, 35, pp: 51-56.
- [66] - Vendonschot, N. and Huiskes, R., 1996, Cement debonding process of total hip arthroplasty stems, *Clinic Orthopedics and related Research*, 336, pp: 297-307.
- [67] - Verdonschot, N. e Huikes, R., 1997, Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79-B, pp: 665-9.
- [68] - Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M., Cristofolini, L., 2000, Large sliding contact elements accurately predict levels of bone implant micromotion relevant to osseointegration, *Journal of Biomechanics* 33, pp: 1611-1618.
- [69] - Viceconti, M., Luca Cristofolini, Massimiliano Baleani and Aldo Toni, June 2001, Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods, *Journal of Biomechanics*, 34 (6), pp: 723-731.
- [70] - Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodeling using composite femurs, *Clinical Biomechanics* 18, pp: 523-536.
- [71] - Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A. , 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *Journal of Biomechanics* 37, pp: 13 - 26.
- [72] – Wall, A., 2002,, Clinical aspects of total hip Arthroplasty, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4, pp: 39 – 46.
- [73] – Williams, H. D., Browne, G., Gie, G. A., Ling, R. S. M., Timperley, A. J., Wendover, N. A., 2002, The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 84-B, pp: 324-34.
- [74] – Yettram, A- L. and Wright, K. W. J., 1979, Biomechanics of the femoral component of total hip prostheses with particular reference to the stress in the bone-cement. *Journal of Biomedicine Engineering*, 1 pp: 281-285.
- [75] – Yettram, A. L., 1989, Effect of Interface Conditions on the behavior of a Freeman Hip Endoprosthesis, *Journal of Biomedical Engineering*, 11, pp: 520-524.

**FABRICO DE PROTÓTIPOS E INSTRUMENTAL
DE COLOCAÇÃO**

6

Fabrico de protótipos e instrumental de colocação

6.1| Introdução

Para realizar os ensaios de fadiga da nova prótese foi necessário a produção de alguns protótipos da mesma. Foi ainda concebido um novo instrumental cirúrgico que inclui componentes como as raspas, de forma a permitir a abertura do canal femoral, um punho para adaptar a raspa e um sistema de posicionamento para garantir a reprodutibilidade da posição da prótese no canal e uma ferramenta (reamer calcar) para realizar o corte a 5° no plano anterior-posterior. Este último instrumento deve garantir o contacto total do colar sobre o corte realizado no fémur, proporcionando um perfeito encosto do colar da prótese na superfície cortada.

Como forma a abranger um leque variado de pacientes, há a necessidade de tamanhos diferentes de próteses para diferentes fémures. Nessa perspectiva, também se propõe as dimensões para a série de próteses.

Um dos factores fundamentais para a comercialização de uma nova prótese no mercado passa obviamente pela sua produção. Nesta fase de desenvolvimento da nova prótese, as questões referentes à sua possível fabricação em série não foram abordadas. Pretendia-se somente o fabrico de alguns protótipos que pudessem ser ensaiados em fadiga, segundo um protocolo experimental definido. O facto de fabricar próteses em materiais não necessariamente do tipo cirúrgico não constituiu limitação do estudo, uma vez que só se pretendia analisar o comportamento da nova prótese relativamente à fissuração e descolamento induzido no manto de cimento. Houve unicamente a preocupação de fabricar os protótipos a ensaiar numa liga metálica com resistência suficiente para suportar o ensaio de fadiga. A rigidez do material é igual ao dos aços de liga de cromo-cobalto normalmente utilizados.

6.2| Fabrico de protótipos

A necessidade de obter uma série de protótipos implicou o estudo da metodologia mais adequada. Eram possíveis três caminhos distintos para o fabrico dos protótipos. Por processo de forjamento, seria necessário elaborar uma ferramenta de conformação plástica para obter as próteses. Após consulta ao meio industrial facilmente se concluiu que seria um processo indicado para obtenção de grandes e médias séries de peças, não para um número reduzido de protótipos como se pretendia (máximo de 20).

Pensou-se no fabrico dos protótipos por maquinagem, pois é uma técnica indicada para pequenas e médias séries, mas logo se verificou que esta estratégia também não se adequava à produção de protótipos. As ligas de Cr-Co não são facilmente maquináveis levando a grande desgaste de ferramentas e a preço elevado. Esta liga caracteriza-se por possuir uma tensão limite de elasticidade próximo de 1 GPa e com dureza muito elevada, o que torna a sua maquinagem muito difícil.

Deste modo concluiu-se que o método a utilizar seria por um processo de vazamento, ou seja, por fundição, mesmo não sendo o processo mais utilizado para a produção de grandes séries de peças. Este processo foi o mais utilizado no século XX, contudo tem vindo a ser abandonado devido fundamentalmente às micro fissuras internas causadas pelo processo de vazamento. O mesmo possui algumas variantes, apresentando a fundição em coquilha e em cera perdida como as que produzem peças de melhor qualidade.

Estas tecnologias de fundição apresentam como vantagem a excelente qualidade em termos de estabilidade geométrica e dimensional das peças. Por outro lado, a liga obtida por fundição apresenta propriedades mecânicas inferiores relativamente ao forjamento, cerca de 25% inferiores.

Assim, analisando as vantagens (custo) e desvantagens (resistência provável da liga) da tecnologia, seleccionou-se a técnica por cera perdida para o fabrico de cerca de 20 protótipos. A empresa Zollern Comandita® teve a amabilidade de nos apoiar nesta fase do projecto, tendo fabricado os protótipos em diferentes ligas (em Portugal e na Alemanha).

A empresa, para além de obter protótipos por vazamento por cera perdida, obteve também 6 protótipos por vazamento por vácuo em cera perdida. Estas últimas foram produzidas na Zollern Comandita na Alemanha. A figura 6.1 ilustra as fases para a produção dos protótipos. Como se pode observar, este processo inicia-se com o modelo CAD 3D da prótese concebida.

Todo o processo partiu de um modelo CAD (modelo virtual), tendo sido necessário a transformação desse modelo virtual em algo físico (designado de modelo mestre). A tecnologia utilizada para obter o modelo físico com base no modelo CAD foi a da maquinagem CNC. Utilizou-se a tecnologia de CAD/CAM (Computer Aided Manufacturing) que rapidamente permitia a maquinagem de uma prótese modelo com base na informação do modelo virtual da mesma.

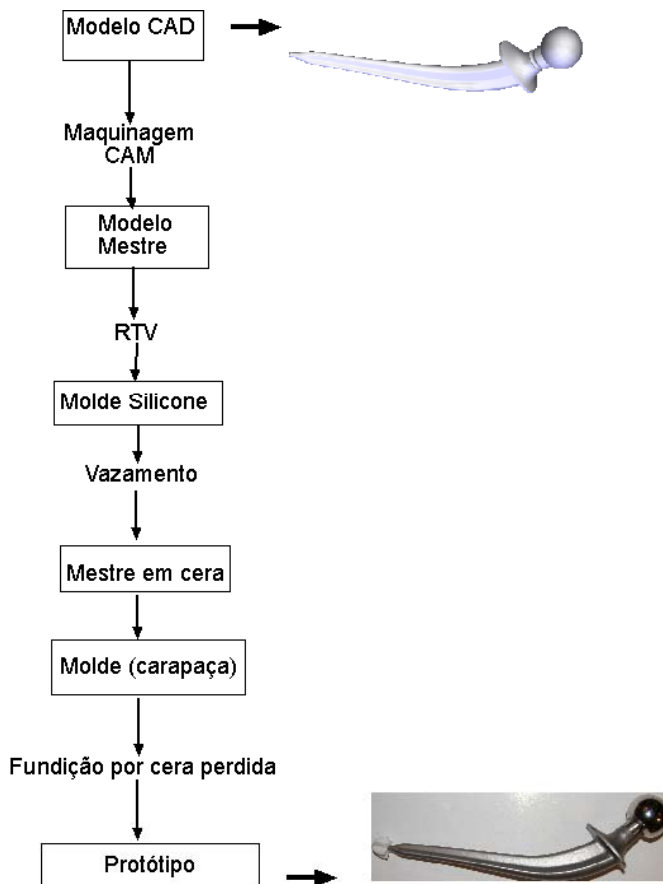


Figura 6.1 – Sequência das diferentes fases para a obtenção dos protótipos.

6.2.1| Maquinagem do modelo mestre

O processo de obtenção do protótipo iniciou-se, como se pode observar no esquema da figura 6.1, pela operação de maquinagem do modelo mestre. Devido à geometria da prótese foi necessário efectuar algumas modificações no modelo como ilustrado no modelo CAD da figura 6.2. Este modelo possui dois pinos guia em cada uma das extremidades e furos de aperto à máquina por forma a permitir a rotação do modelo em 180°, sem perder a posição da linha de rotação. Para apoiar o protótipo foram idealizadas duas zonas de fixação, uma na zona proximal e outra na zona distal de forma a minimizar a flexão e a torção na maquinagem.

Este “gabarí” foi idealizado de forma a evitar as contra saídas, que não permitiam a maquinagem de algumas zonas da prótese, nomeadamente na região do colar que se encontra inclinado relativamente ao eixo da haste.

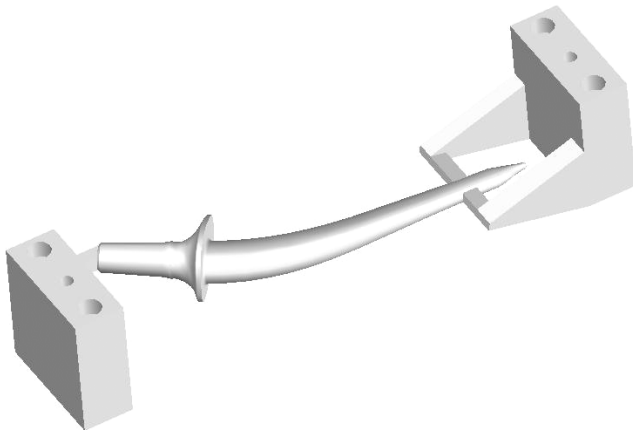


Figura 6.2 – Modelo CAD para a maquinagem da prótese mestre.

A maquinagem do mestre foi feita em poliuretano de alta densidade (Ureol®) que permite boa maquinabilidade e baixa resistência ao corte. O software utilizado para simular a maquinagem foi o PowerMill 4.0 (Delcam Plc 2004, Birmingham, Reino Unido), apresentando-se na figura 6.3 parte da maquinagem virtual.

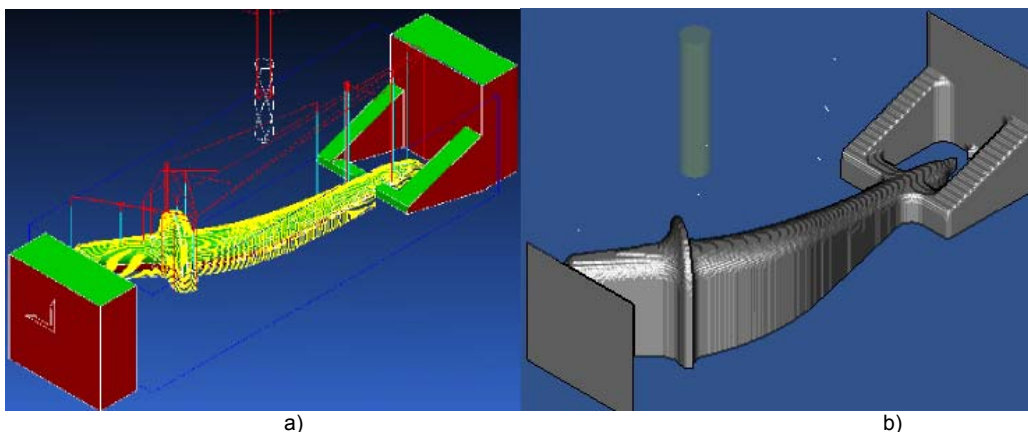


Figura 6.3 – Maquinagem virtual do modelo mestre; a) estratégia de maquinagem; b) estratégia de acabamento.

Na figura 6.4 ilustra-se o modelo maquinado (modelo mestre) em Ureol®, usado para posteriormente fabricar os modelos em cera.

No cone da cabeça da prótese foi deixada uma sobre espessura de material para posterior maquinagem do cone funcional e uma zona de colocação de um gito de alimentação para o processo de fundição das próteses.

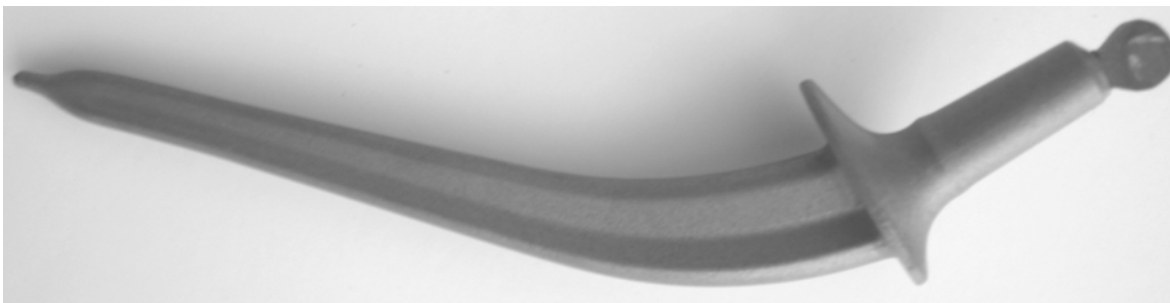


Figura 6.4 – Modelo mestre em Ureol® após maquinagem.

6.2.2| Prototipagem da nova prótese de anca

Para a obtenção dos modelos em cera perdida foi necessário obter o molde para vazamento. Utilizou-se a tecnologia de RTV (Room Temperature Vacuum) para fabricar o molde e posteriormente efectuar o vazamento em cera.

A sequência de operações para obter os modelos de cera foi a seguinte:

1. Com base no modelo mestre obteve-se o molde em silicone por RTV, incluindo todo o sistema de giteagem e alimentação;
2. Fez-se a abertura do molde por um plano de apartação de forma a não criar contra saídas que impedissem a retirada dos modelos em cera perdida ;
3. Fez-se o vazamento da cera para o interior do molde. A cera era aquecida até 80° C em estufa de forma a tornar-se líquida para vazarem. Foram testados dois tipos de cera (cera de ourives “verde” e de fundição corrente “azul”). A cera de ourives apresenta desvantagens em relação à de fundição corrente pois têm menor precisão dimensional, contudo apresenta uma temperatura de fusão inferior logo uma menor contracção no arrefecimento dentro do molde. Optou-se por fazer os modelos em cera de ourives.

A cera de fundição corrente apresenta como vantagem a sua maior estabilidade dimensional e geométrica, contudo apresenta um ponto de fusão superior, o que torna o seu vazamento mais difícil, implicando um pré aquecimento do molde de silicone antes do vazamento.

Após vazamento e arrefecimento à temperatura ambiente, o molde era aberto e a prótese em cera retirada. A figura 6.5 ilustra dois modelos obtidos com os dois tipos de cera perdida usados. Os modelos encontram-se no molde em silicone.

As operações de finalização resumiram-se à retirada de todos os gitos de alimentação e de respiro.



Figura 6.5 – Modelos em cera perdida.

6.2.3| Fundição das próteses por cera perdida

Depois de obter os modelos de cera iniciou-se o processo de vazamento da liga metálica. Para o efeito deu-se início à construção do sistema de vazamento em areia com mais do que um modelo. Fez-se “cachos” com 8 modelos em cera perdida com os respectivos sistemas de alimentação e gitagem (figura 6.6). Toda a preparação do cacho foi efectuada por operadores especializados da empresa.

Os “cachos” foram depois utilizados para obter o molde em carapaça e a cera derretida para obter as cavidades das próteses para efectuar o vazamento com a liga metálica previamente preparada.

Foram vazadas várias ligas, três tipos no CINFU (Centro de Formação Profissional da Indústria da Fundição) e outros três tipos de ligas foram vazadas na Zollern (duas em Portugal e uma na Alemanha). As diferentes ligas têm composição química diferente e consequentemente as suas propriedades mecânicas também são diferentes.



Figura 6.6 – “Cacho” com sistema de gitagem e alimentação (Zollern® Comandita).

Na tabela 6.1 representa-se as diferentes composições químicas e propriedades mecânicas.

Tabela 6.1 – Composição das ligas e propriedades mecânicas.

LIGA	COMPOSIÇÃO										PROPRIEDADES		
	C %	Si %	Mn %	P %	S %	Cr %	Ni %	Mo %	Co %	N %	Rp 0.2 MPa	Rm MPa	ϵ %
CINFU_F75		0.7	0.5	----	----	28.5	1	6	62.9	----	107.3	413.6	3.3
CINFU_84001	0.256	0.509	0.649	0.224	0.006	17.29	2.027	----	----	----	764.5	841.1	3.2
CINFU_97301	0.034	0.422	1.634	0.026	0.004	17.1	13.1	2.436	----	0.067	220.1	391.9	28.7
ZOLLERN_F75	0.11	0.8	0.9	0.014	0.006	29.5	0.01	6.4	----	0.24	530	865	25.5
ZOLLERN_84001	0.205	0.439	0.397	0.014	0.003	16.61	1.641	----	----	----	----	277	2.9
ZOLLERN_97301	0.039	0.476	1.75	1.015	0.003	17.42	13.34	2.668	----	0.07	220.5	422.4	26.5

Todas as próteses foram inspeccionadas relativamente à fissuração e microporosidade. É de salientar que posteriormente ao vazamento, estas ligas sofreram tratamentos térmicos de forma a homogeneizar as suas propriedades. As ligas de CrNiMo 18 14 13 (97301) sofreram tratamentos de recozimento em vácuo à temperatura de 1000 °C.

A temperatura de vazamento destas ligas foi da ordem dos 1650 °C obtendo-se, como se observa, propriedades de resistência mecânica não muito elevadas, mas suficiente para a realização dos ensaios de fadiga de forma a aferir o comportamento do protótipo.

Relativamente à liga CoCrMo (F75), obtiveram-se propriedades superiores por vazamento em vácuo na Alemanha, atingindo durezas de 323 HV em HV30, relativamente ao mesmo tipo de liga quando vazada no CINFU com tratamento posterior de recozimento a 1075°C.

Relativamente às outras ligas como a 22CrNi17 (840), as propriedades mecânicas apresentadas pela mesma liga vazada no CINFU são muito superior às obtidas na Zollern® Comandita. Contudo é de salientar que esta liga sofreu dois tratamentos posteriores. Primeiro sofreu um tratamento de têmpera e de seguida um revenido de forma a homogeneizar a liga. A figura 6.7 ilustra um exemplo de um protótipo.



Figura 6.7 – Exemplo de uma prótese (CINFU 97301).

6.3| Controlo dimensional

Fez-se o controlo dimensional dos protótipos usando para o efeito uma máquina de medição de coordenadas 3D. Considerou-se uma tolerância de controlo de ± 0.2 mm por forma a medir os desvios dimensionais para cada prótese. A qualidade do controlo dimensional foi definida como a percentagem de pontos de controlo que se encontravam dentro da tolerância estabelecida.

Na tabela 6.2 estão os valores obtidos com o controlo dimensional das diferentes ligas relativamente ao modelo CAD. Observa-se que relativamente à média dos desvios, estes são todos negativos, ou seja, existiu uma contracção em todas as ligas, apresentando a liga F75 vazada no CINFU a menor contracção e com menor desvio padrão dos dados medidos.

A liga que apresentou maior contracção foi a vazada na Zollern Comandita® (CrNiMo 18 14 13) com um desvio médio de -0,1 mm e com o maior desvio padrão. Relativamente aos desvios máximos obtidos, estes foram encontrados na liga 22CrNi17 (CINFU 840) com 0,56 mm, apresentando também o máximo valor no desvio mínimo de -0,75 mm.

No que se refere ao estado da superfície após fundição, foram medidas as rugosidades das próteses antes destas sofrerem qualquer operação de acabamento. A tabela 6.3 apresenta os valores de Ra obtidos em diferentes localizações das próteses e para as diferentes ligas metálicas em estudo. Estas dimensões foram obtidas com o rugosímetro do Departamento de Engenharia Mecânica da

Universidade de Aveiro, utilizando um palpador de superfície. Para tal, apenas foram realizadas medições em superfícies planas e com um “cut-off” de 4.8 mm, tendo sido retiradas 6 amostras em toda a haste da prótese. Foram medidas 3 próteses de cada tipo de liga (amostra A, B e C).

Tabela 6.2 – Controlo dimensional das próteses.

CONTROLO DE QUALIDADE							
LIGA	Média	Desvio Padrão	Desvio Máximo	Desvio Mínimo	Número pontos	Fora de Tolerância	Desempenho %
CINFU_F75	-0.02	0.12	0.31	-0.66	401	101	80
CINFU_84001	-0.10	0.17	0.56	-0.75	557	264	59
CINFU_97301	-0.05	0.24	0.63	-0.66	254	122	47
ZOLLERN_84001	-0.06	0.14	0.22	-0.67	522	171	73
ZOLLERN_97301	-0.10	0.20	0.39	-0.74	432	169	59

Como se pode observar, a liga F75 apresentou melhor acabamento superficial, sendo as restantes estados de superfície semelhantes.

Tabela 6.3 – Estado da superfície das diferentes ligas.

LIGA	AMOSTRA	ESTADO DA SUPERFÍCIE (Ra)						(Ra) MÉDIA
CINFU_F75	A	2,83	2,80	2,72	2,51	2,40	2,94	2,75
	B	2,93	2,83	2,49	2,18	2,86	2,96	
	C	3,04	2,84	2,82	2,76	2,73	2,94	
CINFU_84001	A	3,59	3,43	3,59	3,08	3,03	3,46	3,29
	B	3,44	3,52	3,46	3,17	3,67	3,11	
	C	3,16	3,26	2,85	3,20	3,50	2,72	
CINFU_97301	A	3,04	2,78	2,94	3,17	3,32	3,48	3,17
	B	3,16	3,04	2,87	3,27	2,89	3,30	
	C	3,18	3,17	3,36	3,27	3,54	3,25	
ZOLLERN_84001	A	3,03	3,08	3,14	3,12	3,06	3,15	3,12
	B	3,24	3,18	3,06	2,94	3,01	3,30	
	C	2,87	2,95	3,12	3,45	3,33	3,21	
ZOLLERN_97301	A	3,42	3,40	3,32	3,04	3,21	3,17	3,20
	B	3,15	3,12	3,50	3,01	2,93	3,10	
	C	3,22	3,31	3,16	3,25	2,95	3,40	

De forma a permitir a funcionalidade de alguns elementos da prótese, maquinou-se o cone funcional (12/14) e fez-se rosca na ponta da prótese de forma a permitir a colocação do centralizador.

A figura 6.8 ilustra um dos protótipos após acabamento. As operações de polimento passaram por um polimento com lixa e em fase final a projecção de esferas de vidro de forma a permitir um acabamento uniforme da superfície, com Ra de aproximadamente 0.9.



Figura 6.8 – Modelo da prótese protótipo após polimento.

6.4| Séries normalizadas para a prótese

De forma a criar diferentes tamanhos da prótese, verificou-se a necessidade de conceber pelo menos 4 tamanhos diferentes. O tamanho base considerado neste estudo foi o tamanho 2 (II) considerou-se prótese esquerda e direita, optando pela designação de L (esquerda) e R (direita).

Os restantes tamanhos foram desenvolvidos de forma a criar um tamanho inferior (I) para situações em que o fémur seja menor e que permita uma abertura no canal sem cortar o osso cortical. Um tamanho superior ao de referência (III) para o caso de fémures de tamanho superior e um tamanho para casos excepcionais (IV) em que o peso ou tamanho do fémur do paciente são muito superiores.

A figura 6.9 apresenta as variáveis de controlo da haste para os diferentes tamanhos da série, tendo como base o protótipo (II).

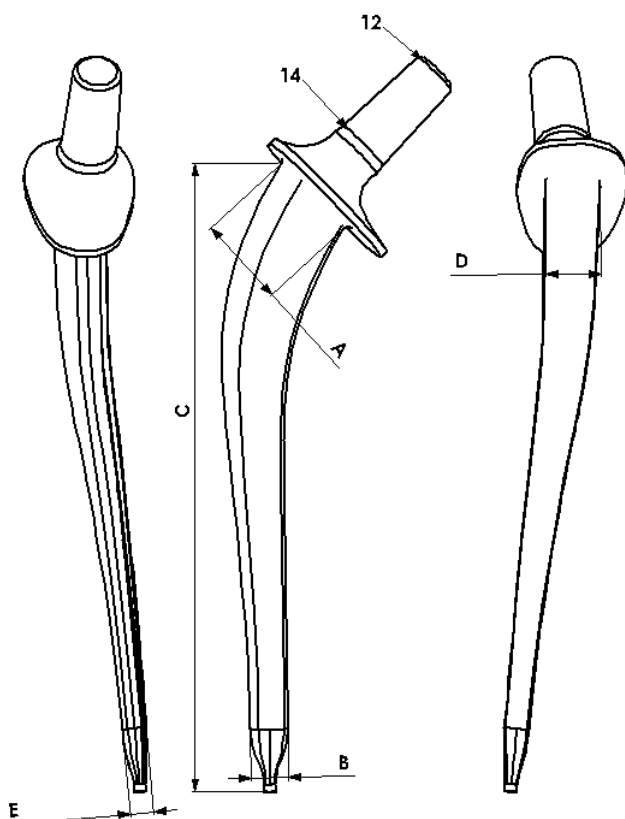


Figura 6.9 – Variáveis da prótese (tamanho médio II).

As dimensões de cada tamanho da série estão colocadas na tabela 6.4. Esta tabela foi criada com base nas séries de Renard R40 da norma ISO 1503 de números normais [21].

Considerou-se a dimensão C constante e de comprimento 157 mm. Alternativamente, para fémures grandes ou com pequena estrutura óssea, pode-se considerar um comprimento de 175 mm. Deve-se referir ainda que estas dimensões são para um cone funcional 12-14 mm. A existência de outro tipo de cone funcional dependerá da necessidade de tamanhos de acetábulos de grandes dimensões.

Tabela 6.4 – Dimensões das diferentes variáveis das séries.

DIMENSÕES (mm)	SÉRIE				
	L I	L II	L III	L IV	
A	21.2	22.4	23.6	25	R40 (21.2,....., 25)
B	8	9.5	10.6	12.5	R40/3 (8,, 12.5)
C	157	157	157	157	
D	13.2	14	15	16	R40/3 (13.2,.....,16)
E	5	6	7.1	8.5	R40/3 (5,.....,8.5)

De referir que esta série foi desenvolvida para o uso de uma cabeça de diâmetro 28 mm, que segundo Malchau et al. [16, 17, 18] apresenta melhores resultados, contudo podem ser utilizadas outras cabeças desde que possuam um cone 12-14 mm.

Relativamente à selecção do tamanho de haste, o critério deve ser baseado no diâmetro do canal femoral, devendo a dimensão B ser superior em 50%. Piccaluga et al. [21], em 333 artroplastias de Charnley, observou que a escolha da haste (diâmetro da ponta) influencia a taxa de sucesso, e quando a dimensão da ponta da haste era superior a 50% da dimensão do canal femoral a taxa de insucesso é cerca do dobro.

Na escolha do tamanho de haste deve-se escolher o maior tamanho possível para o respectivo fémur, e criar as condições para obter uma camada de cimento de 2 mm de espessura mínima por banda. Por exemplo, para um tamanho LII, a dimensão do canal femoral deverá possuir no mínimo 13.5 mm o que de facto ocorre no fémur sintético usado neste estudo, devendo-se para a prótese de tamanho LII utilizar uma broca para abertura inicial de diâmetro 12 mm no mínimo.

6.5] Concepção do instrumental cirúrgico

Muitos tem sido os autores que têm observado a deficiente colocação das próteses, muitas das vezes o seu mau posicionamento leva à falha prematura. Autores como Lavernia et al. [11], Maher et al. [12], Thomsen et al. [27] Szivek et al. [26], Van Doorn et al. [28], Williams et al. [32], Östegaard et al. [20], Piccaluga et al. [21] e Köster et al. [10] observaram este facto com próteses Chanley e Stanmore, cuja variabilidade na sua colocação (varus ou valgus) pode influenciar as taxas de insucesso.

Östegaard et al. [20] num estudo em que abordam o alinhamento da prótese Charnley, verificaram o aumento de falência funcional quando a haste estava em contacto com o osso cortical, referindo o instrumental cirúrgico como o factor fulcral para a boa colocação da prótese e salientando que se deve usar um centralizador distal.

Alsema et al. [2] referem num estudo sobre a prótese Stanmore com 16 anos pós-operatório, que o facto de existirem zonas na ponta distal desta prótese em contacto com o cortical no aspecto medial aumenta o risco de falência.

Como forma de prevenir falhas ou erros de colocação devido à intervenção dos cirurgiões, idealizou-se um dispositivo cirurgico de introdução da prótese de forma a controlar a abertura do canal femoral (figura 6.10). Este dispositivo tem como objectivo o guiamento da raspa para que o canal fique centrado no eixo do fémur.

O posicionamento da prótese final deve obedecer a 3 critérios fundamentais para o seu correcto funcionamento. O primeiro e principal tem a haver com a ponta da haste que deve ficar centrada no canal femoral, sendo esta centragem obtida a partir do furo inicial e na fase final com auxílio do centralizador para colocar e guiar a ponta da prótese.

O segundo critério baseia-se na forma como o corte deve ser realizado no colo do fémur, pois este deve possuir uma inclinação de 5.5° no sentido posterior-anterior, para permitir o assentamento total do colar.

O último critério tem a haver com a camada de cimento, que deve ser tanto quanto possível uniforme em especial no aspecto medial. A complexidade do sistema de implantação deve ser minimizado ao máximo possível.

O dispositivo concebido para a colocação da prótese encontra-se ilustrado na figura 6.10. Contudo, após colocar três próteses em fémures sintéticos, verificou-se que não seria necessário os dispositivos auxiliares de centragem do “guia”, pois a própria raspa, por ser anatómica permite a abertura do canal de modo idêntico quando se utilizava os sistemas de fixação e orientação da guia.



Figura 6.10 – Instrumental e prótese.

As etapas para a realização de uma artroplastia cimentada obriga a uma sequência de operações bem definida (protocolo cirúrgico). Numa primeira fase realiza-se o corte da cabeça do fémur a cerca de 135° com o eixo da diáfise do fémur, tangente ao trocanter como mostra a figura 6.11 a). Depois faz-se a abertura de uma cavidade de forma a apontar a posição do furo no canal e abertura do mesmo com uma broca flexível, cujo tamanho deve ter 2 mm por banda relativamente à ponta da prótese 6.11b).

Depois de colocar o sistema de guiamento, deve-se dar especial atenção ao seu posicionamento no aspecto anterior-posterior. O sistema é composto por uma haste guia com um centralizador metálico na sua ponta com medida igual à do furo por forma a centrar a raspa (figura 6.11c). Na etapa seguinte coloca-se o dispositivo de posicionamento na zona proximal de forma a centrar a cavidade femoral no plano antero-posterior. Este sistema, na zona proximal, permite a variação da localização com auxílio

do aperto do fuso na zona posterior. Contudo é necessário analisar em maior detalhe a sua utilidade na centralização da prótese.

A terceira fase consiste na abertura da cavidade com a utilização de raspas (figura 6.11d), aplicando-se primeiro a raspa de menor tamanho e depois as seguintes até à raspa final (dimensão maior que a prótese).

Na fase seguinte utiliza-se um reamer calcar (ferramenta de alisamento) de forma a preparar a superfície de assentamento da prótese (figura 6.11e). No final do processo coloca-se a prótese de ensaio de forma a verificar o seu posicionamento. A etapa final e derradeira consiste na introdução do cimento e por fim a prótese (figura 6.11f).

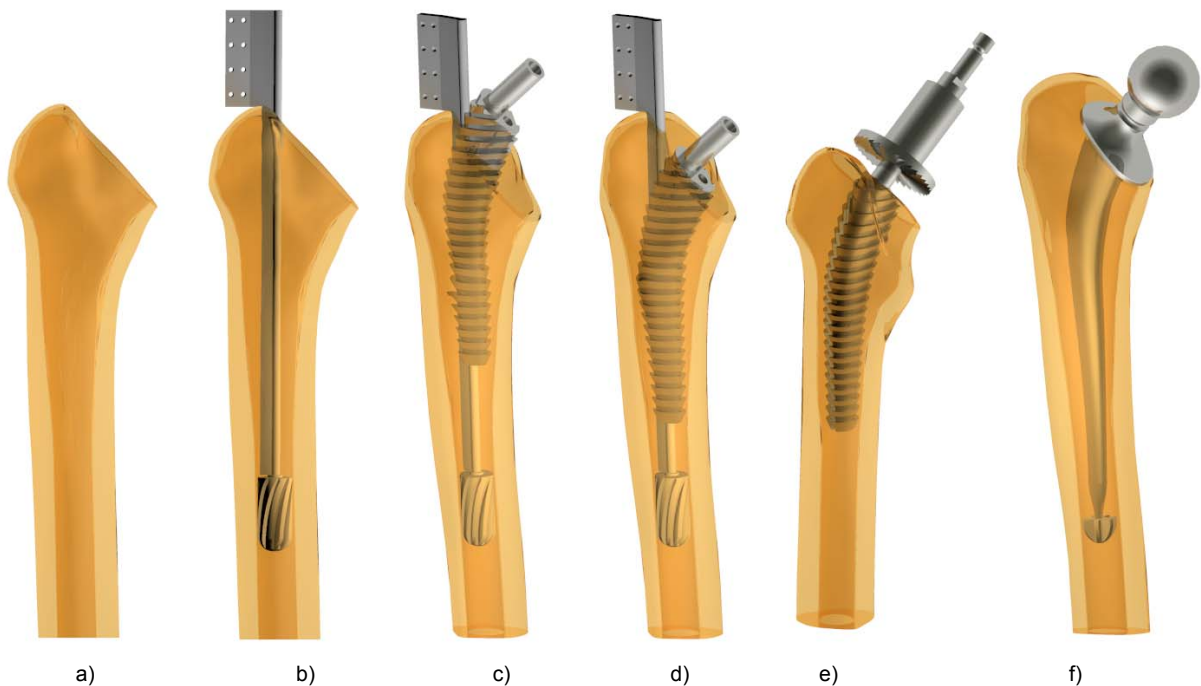


Figura 6.11 – Sequência de etapas a realizar (modelo virtual).

6.5.1| Fabrico de raspas

O fabrico das raspas iniciou-se com a modelação CAD, representada na figura 6.12. A raspa, como se pode observar pela figura 6.12 apresenta uma geometria relativamente alterada em relação ao protótipo de forma a criar uma camada de cimento uniforme.

Deve salientar-se que o sentido do gume é contrário ao normalmente utilizado de forma a que o arranque seja realizado no movimento de saída da raspa para permitir a limpeza do canal femoral. Contudo, este tipo de raspa obriga a uma técnica um pouco diferente, com pequenas incursões de cada vez, o que implica um aumento do tempo de preparação do canal. Todavia, em cirurgia usual deve utilizar-se raspas com gume em sentido contrário que permita simultaneamente a abertura da cavidade de compactação do tecido ósseo.

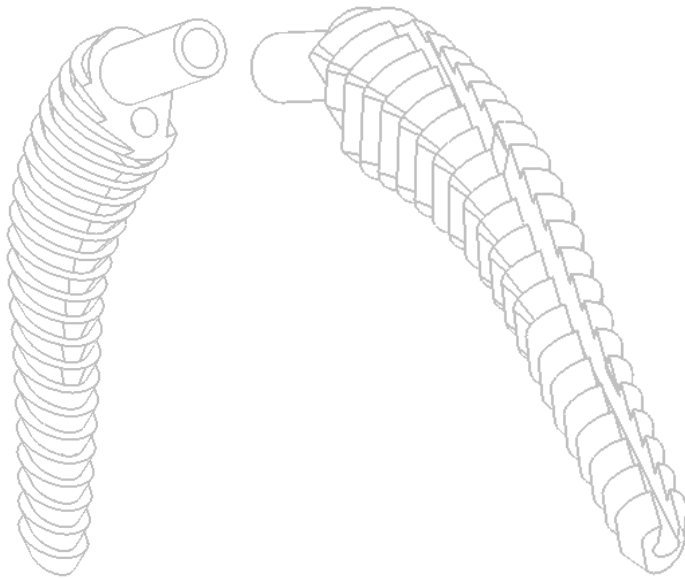


Figura 6.12 – Raspas para a abertura canal femoral.

A raspa possui um canal interior de forma a ser guiada pelo guia colocado neste canal. Este mesmo apresenta uma geometria não totalmente circular por forma a aumentar a resistência do guia a esforços no plano frontal do fémur, aumentando o seu momento resistente em cerca de 100% no plano sagital e 1000% no plano frontal, permitindo a utilização de fortes pancadas pelo ortopedista para a abertura do alojamento da prótese.

A maquinagem foi feita recorrendo a um sistema de CAD/CAM e em aço de construção (CK 45) pois este era apenas um protótipo e apenas tinha como objectivo estudar a sua funcionalidade e colocar as próteses para os ensaios de fadiga.

A figura 6.13 apresenta a imagem final das raspas após maquinagem nos quatro aspectos, onde se pode observar também a forma anatómica da haste e a inclinação do seu cone para realizar o alisamento do colo de acordo com a prótese.



Figura 6.13 – Raspas para a abertura canal femoral.

Para a abertura do rasgo em cada uma das raspas recorreu-se ao processo de corte por eletroerosão. Também se fez os elementos de fixação a um punho para auxiliar na abertura do alojamento da prótese.

6.6| Realização das artroplastias in vitro

Para a realização de todos os ensaios de fadiga, foram realizadas 3 artroplastias de cada uma das próteses estudadas numericamente, ou seja, no total fizeram-se 15 artroplastias. Alguns autores como Afsharpoya et al. [1], Stolk et al. [23, 24, 25], Cristifolini et al. [5, 6, 7], Waide et al. [30, 31], Viceconti et al. [29], MacNamara et al [13, 14, 15], Britton et al. [3, 4] e Kassi et al. [8, 9] realizaram artroplastias in vitro em fémures sintéticos para aferirem o comportamento de próteses sob o efeito da fadiga.

Deste modo, as artroplastias foram realizadas com fémures sintéticos da Sawbones® (modelo 3303 esquerdo), utilizado o instrumental adequado a cada tipo de prótese e respeitado os respectivos protocolos cirúrgicos.

A figura 6.14 ilustra o momento da realização da artroplastia in vitro com a prótese Charnley Roundback. Após a realização das 12 artroplastias convencionais por dois médicos ortopedistas, realizaram-se as artroplastias do protótipo seguindo o procedimento anteriormente referido. A figura 6.15 representa alguns dos passos efectuados para a colocação da prótese protótipo.



Figura 6.14 – Realização da artroplastia com a prótese Charnley.

Todas as próteses foram colocadas usando cimento CMW3® de alta viscosidade com gentamicina da Dupuy (J&J), com excepção do protótipo, tendo-se utilizado o mesmo cimento mas sem gentamicina e de viscosidade média. O cimento foi misturado manualmente com ajuda de espátula. Pois segundo alguns ortopedistas, a cimentação deste modo (primeira geração) ainda é feita com muita frequência em Portugal. Utilizou-se um rolhão no canal femoral de forma a estancar a saída do cimento, sendo este colocado a cerca de 10 mm da ponta da prótese. Verificou-se o fenómeno referido por Mootanah et al. [19] num estudo apresentado onde refere o afundamento do restritor aquando da introdução do cimento, tendo-se verificado este fenómeno com maior incidência com a prótese Lubinus SPII devido à sua dimensão original grande compressão no cimento.

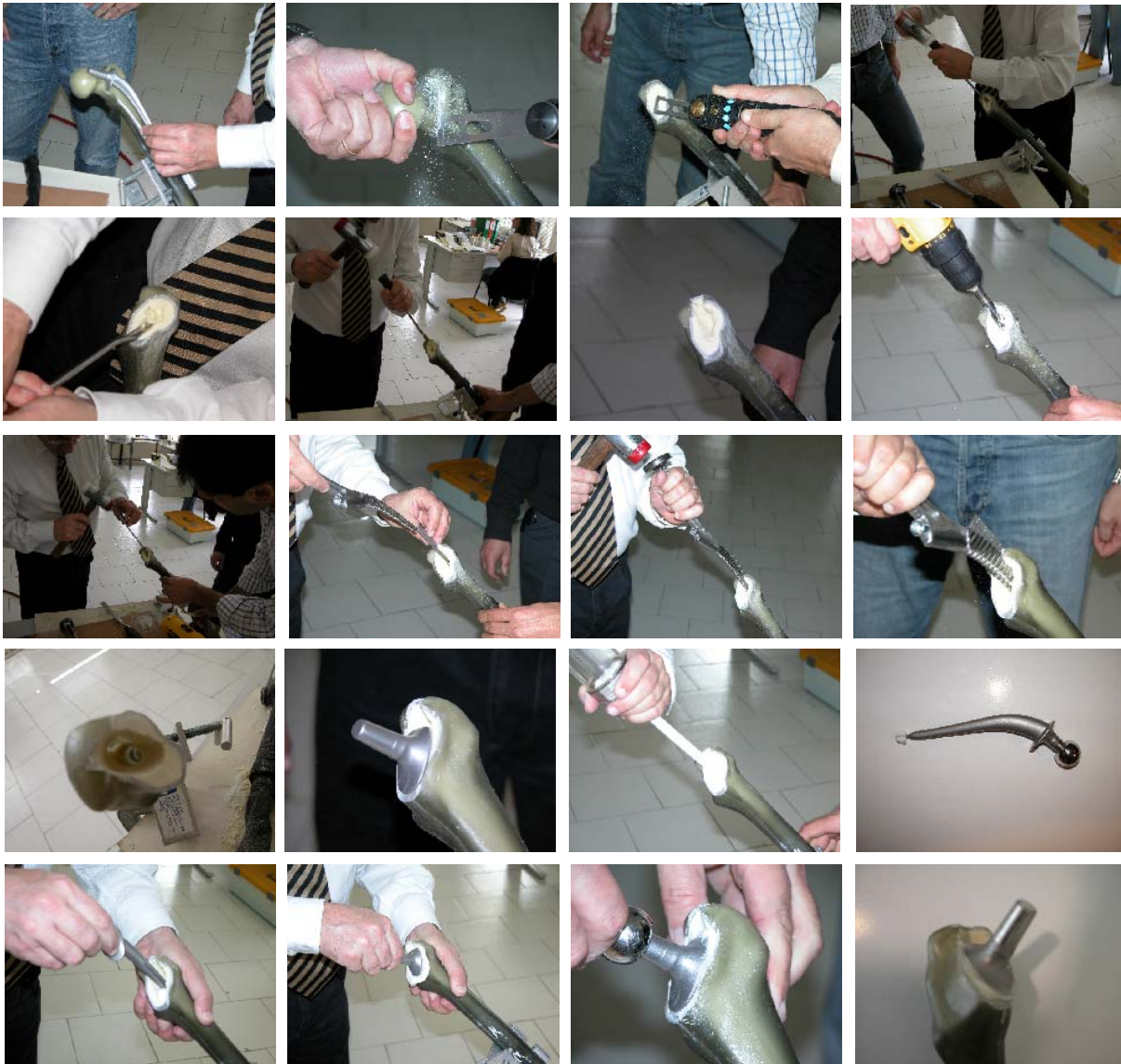


Figura 6.15 – Realização da artroplastia com a prótese protótipo.

A introdução do cimento no canal femoral foi feita através de uma seringa. Na colocação do protótipo, o centralizador foi previamente colocado na sua ponta. Os centralizadores foram obtidos por tecnologia de protótipagem rápida por RTV (figura 6.16).



Figura 6.16 – Centralizador exterior do protótipo.

Na figura 6.17 representa-se as diferentes próteses colocadas e que foram posteriormente ensaiadas em fadiga.



Figura 6.17 – Diferentes próteses cimentadas.

Bibliografia

- [1] – Afsharpoya, B., Stewart, T. D., Barton, D. C., Fisher, J., Purbach, B., Wroblewski, M., 2004, Analysis of cement mantle stress with the combination of proximal cement/bone debonding and distal implant/cement debonding under conditions modeling retroversion torque at heel-strike, CMBBE, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid Spain.
- [2] – Alsema, R., Deutman, R., Mulder, Th. J., 1994, Stanmore Total hip Replacement, A 15- to 16-year clinical and radiographic follow up, The Journal of Bone and Joint Surgery, 2, pp: 240-244.
- [3] – Britton, J. R., Prendergast, P. J., Egan, J. P., Design of a system for the application of muscle loading to the implanted proximal femur in a pre-clinical test. Transactions of the 12th conference of the ESB, Dublin, Ireland, 2000.
- [4] – Britton, J. R., Walsh, L. A., Prendergast, P. J., 2003, Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading. Clinical Biomechanics, 18, pp: 637-646.
- [5] – Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A. and Giunti, A., 1995, Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. Journal of Biomechanics, 28 (5), pp: 617-624.

- [6] – Cristofolini L., Mcnamara B.P., Cappello A., Toni A., Giunti A., 1994, A new protocol for stress shielding tests of hip prostheses, 2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam.
- [7] – Cristofolini, L., Teutonivo, A. S., Monti, L., Cappello, A., Toni, A., 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between “good” and “bad” designs, *Journal of Biomechanics*, 36, pp: 1603-1615.
- [8] – Kassi, J. A., Benjamin, J. B., Anderson, P. L., 2000, An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions, *Medical Engineering & Physics*, 22, pp:109-116.
- [9] – Kassi, J. P., Heller, M. O. W., Stoeckle, U., Perka, C., Duda, G. N., 2002, Muscle activity is essential for a realistic pre-clinical evaluation of primary stability in THA, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Vol. 4 supplement 1, pp: 47.
- [10] – Köster, G., Willert, H. G., Ernstberger, T., Köhler, H. P., 1998, Centralization of the femoral component in cemented hip arthroplasty used guided stem insertion, *Act Orthopedic Trauma Surgery*, 117: pp: 425-429.
- [11] – Lavernia, C. J. L., Barrack, R. L., Tozakoglou, E., Thornberry, R. L., 1999, The effects of component position in motion to impingement and dislocation in THR, *American Academy of Orthopedic Surgeons*, 1999, Annual Meeting.
- [12] – Maher, S. A., Prendergast, P. J., Reid, A. J., Waide, D. V., Toni, A., 2000, Design and validation of a machine for reproduction precision insertion of femoral hip prostheses of pre-clinical testing. *Journal Biomechanics Engineering*, 122, pp: 203-207.
- [13] – Mcnamara B.P., Cristofolini L., Toni A., Taylor D. (1995) "Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis", *Journal Clinical Materials* 17, pp: 131-140.
- [14] – McNamara, B. P., Viceconti, M., Cristofolini, L., Toni, A., Taylor, D., 1996, Experimental and numerical pre-clinical evaluation relating to total hip arthroplasty, 2nd International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, J. Middleton, (Ed.), Gordon e Beach, The Netherlands, pp: 1.
- [15] – Mcnamara B.P., Viceconti M., Cristofolini L., Toni A., Taylor D. 1997, Experimental and numerical pre-clinical evaluation relating to total hip arthroplasty, *Recent Advances in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Middleton J., Pande G.N., Williams K.R. Eds., Books & Journals International publications, Swansea.
- [16] – Malchau, H. and Herberts, P., 2000, Long-term registration has improved the quality of hip replacement, A review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases, *Act Orthopaedic Scand* 2000; 71 (2), pp: 111–121.
- [17] - Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Eisler, T., Garellick, G., 2002, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2000)*.
- [18] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, *Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002)*.
- [19] – Mootanah, R., Allen, E., Ingle, P., 2004, Comparison of performance of different cement restrictors by finite element method, *CMBBE*, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid Spain.

- [20] - Östgaard, H. C., Helger, L., Regnér, H., Garrellick, G., 2001, Femoral alignment on the Charnley Stem, A Randomized trial comparing the original whit new instrumentation in 123 hips, *Act Orthopaedic Scand.* 2001; 72 (3), pp: 228-323.
- [21] – Piccaluga, F., Valle, A. G. D., Fernández, J. C. E., Pusso, R., 2002, Subsidence pattern of Charnley cemented femoral revisions with impacted morcelized bone after follow up of two to twelve years, *Hip International*, 13, pp: 19-24.
- [22] - Simões, J. A., 2005, *Sebenta de Desenho de Construções Mecânicas*, Universidade de Aveiro.
- [23] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates, *Proceedings of the 14th Conference of European Society of Biomechanics*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [24] – Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair climbing during daily patient activity, substantially increases the risk of mechanical failure of cemented THA implants, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 50-51.
- [25] – Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A. and Huiskes, R., 2002, Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can procedure similar bone and cement strains in pré-clinical testes, *Journal of Biomechanics* 35, pp: 499-510.
- [26] – Szivek, J. A., Benjaminn, J. B., Anderson, P. L., 2000, An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions, *Medical Engineering & Physics* 22, pp: 109-116.
- [27] – Thomsen, M., Götz, A., Närgerl, U. V., Kubein-Meesenburg, D., Görtz, W., Fanghänel, J., Närgerl, H., 2000, Bending Vibrations of the Femur and Oscillatory Behavior of a cemented Femoral Hip Endoprosthesis, *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, pp: 416-421.
- [28] – Van Doorn, W. J., Tem Have, B. L. E. F., Van Biezen F. C., Hop, W. C. J., Ginai, A. Z., Verhaar, J. A. N., 2002, Migration of Femoral Stem after impaction bone Grafting, *The journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 84-B (6), pp: 825-831.
- [29] - Viceconti, M., Cristofolini, L., Baleani, M., Toni, A., 2001, Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods, *Journal of Biomechanics*, 34 (6), pp: 723-731.
- [30] – Waide, V., Cristofolini, L., J. Stolk, N. Verdonschot, G. J. Boogaard and A. Toni, 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element method. *Journal of Biomechanics*, 37 (1), pp: 13-26.
- [31] - Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodeling using composite femurs, *Clinical Biomechanics* 18, pp: 523-536.
- [32] – Williams, H. D., Browne, G., Gie, G. A., Ling, R. S. M., Timperley, A. J., Wendover, N. A., 2002, The Exceter universal cemented femoral component at 8 to 12 years, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 84-B, pp: 324-34.

**ESTUDO DE FADIGA:
DESCOLAMENTO DA PRÓTESE E NÍVEL DE
FISSURAÇÃO NO MANTO DE CIMENTO**

7

Estudo de fadiga: Descolamento da prótese e nível de fissuração no manto de cimento

7.1| Introdução

A análise numérica da artroplastia da anca é uma das formas de caracterizar o comportamento de uma prótese. Com esta técnica pode-se verificar a influência da geometria da haste nas tensões no manto de cimento e principalmente nas interfaces entre a prótese e o cimento ou com o osso esponjoso ou cortical.

Após o estudo numérico realizado no capítulo 5, onde se observou comportamentos diferentes para as diferentes geometrias estudadas e como forma de complementar o estudo numérico, foram realizados ensaios de fadiga *in vitro* com as diferentes próteses.

Estudos numérico e experimentais têm sido realizados por outros autores de forma a correlacionarem os resultados numéricos com experimentais. Estudos *in vitro* de fadiga foram realizados por autores como Cristofolini et al. [11, 12], Race et al. [38], Waide et al. [52], Stolk et al. [41, 42, 43], Do-Gyoon et al. [18], Maher e Prendergast [28], Verdonshot et al. [47, 48], Britton et al. [8, 9], Huiskes [23], Verdonshot e Huiskes [48, 50] entre outros, que compararam diferentes próteses convencionais.

Wlodarski [53] refere um protocolo para estudar o comportamento da estrutura osso-cimento-implante em fadiga, referindo uma curva de carga de fadiga sinusoidal. Grupp et al. [20] referem no seu estudo a análise em fadiga de próteses modulares utilizando uma carga máxima de 2300 N, com a posição do fémur em 10° no plano frontal e 9° no plano sagital.

Fisher et al. [15] verificam as tensões no manto de cimento com a posição do fémur em 26° no plano frontal e 14° no plano sagital, mas com cargas de amplitude inferior.

Stolk et al. [43] e Cristofolini et al. [12] apresentam estudos numéricos e experimentais onde comparam o comportamento de duas próteses diferentes: prótese Lubinus SPII e prótese Müller Curved. Estas próteses apresentam taxas de sucesso diferentes nos registos ortopédicos, ou seja, a prótese Lubinus SPII apresenta melhores taxas do que a prótese Müller Curved. Este estudo tinha como objectivo definir um novo protocolo pré-clínico de forma a avaliar o comportamento de novos implantes antes da sua colocação no mercado.

Existem ainda outros estudos como o de Waide et al. [52] que experimentalmente e numericamente determinaram a influência do comportamento da artroplastia com uma camada fibrosa na interface osso-cimento, esta camada segundo alguns autores tem sido identificada como a responsável pelo início de falência do implante.

Erani et al. [14] observaram o estado do cimento após falhas de implantes. Este estudo foi realizado *in vivo*, tendo verificado zonas de interposição de outros materiais na interface prótese-cimento. Encontraram ainda em algumas zonas o efeito de “*fretting*”. Na quase totalidade dos mantos de cimento estudados os autores observaram fissuras junto a zonas de concordância com pequenos raios nas hastes. Observaram ainda a existência, na totalidade dos mantos de cimento, a ocorrência de ocós ou vazios no seu interior.

7.2| Projecto e fabrico de dispositivo de ensaios de fadiga

Devido à necessidade de determinar o comportamento das diferentes próteses sob um processo de simulação em fadiga, foi projectado e construído um equipamento para realizar os ensaios de fadiga. Diversos autores desenvolveram sistemas mais ou menos sofisticados para ensaiar próteses em fadiga.

Szivek et al. [44], referem no seu estudo o desenvolvimento de equipamento hidráulico e mecânico de forma a permitir a aplicação de cargas de vários músculos, verificando que apenas a reacção e os abdutores eram os mais relevantes relativamente aos restantes músculos.

Britton et al. [7, 8] verificaram a aplicação do protocolo da norma ISO 7260 de fadiga na tentativa de criar um novo protocolo com o uso de forças de diferentes músculos, não observando contudo grande influência, sendo a situação mais crítica a aplicação apenas da carga do contacto tribológico. Contudo, salientam que a aplicação dos músculos estabiliza o fémur, permitindo um ensaio não tão severo e mais próximo do fisiológico.

Baleani et al. [4] num estudo realizado sobre o ensaio segundo esta norma ISO 7206 utilizaram 3 carregamentos diferentes, referindo que a secção mais solicitada (crítica) situa-se a 80 mm do centro da cabeça.

Heller et al. [21] referem que a simulação em fadiga deve ser com músculos e na situação de descida de escadas, sendo esta situação mais gravosa, referindo esta situação como aquela que influencia a estabilidade inicial no implante.

Viceconti et al. [50] apresentaram no seu trabalho um estudo com objectivo de desenvolver um simulador biomecânico hidráulico, utilizando uma função senooidal para aplicação da carga, sendo esta composta por 3 forças e 3 rotações, uma em cada eixo do fémur.

Decidiu-se projectar um sistema pneumático para efectuar ensaios de fadiga. Assim, concebeu-se o sistema descrito no esquema da figura 7.1, sendo este composto por um cilindro pneumático de duplo efeito (2) acoplado a uma célula de carga (1) por forma a medir a força transmitida à prótese.

Para controlar o cilindro utilizou-se uma válvula pneumática proporcional (4), que por sua vez é controlada por um computador através de uma carta de controlo da Dspace® (solution control, GMBH, Germany) sendo programada através do software Simulink® (Matlab®). Para controlo de posição por forma a determinar alguma falha do sistema, quer seja do conjunto fémur - prótese ou da falta de energia do sistema, utilizou-se uma régua óptica (3) para controlo de posição.

Este equipamento permite aplicar cargas até 4 KN dependendo da pressão da rede e frequências de ensaio podem ir até 5 Hz, dependendo de factores como a força utilizada e resposta do sistema em análise.

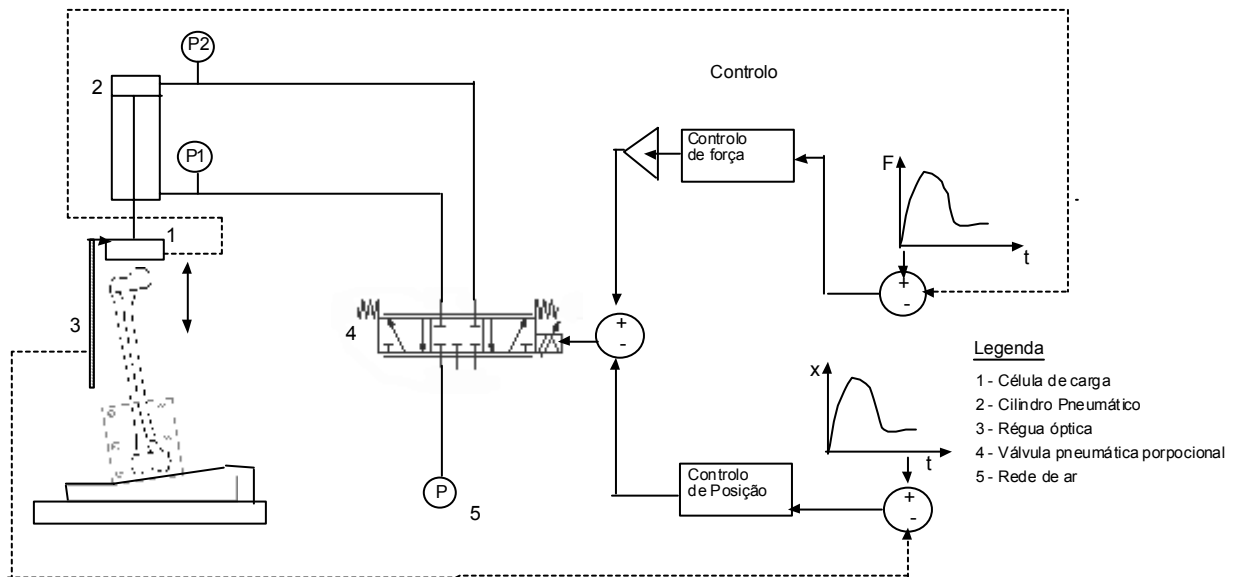
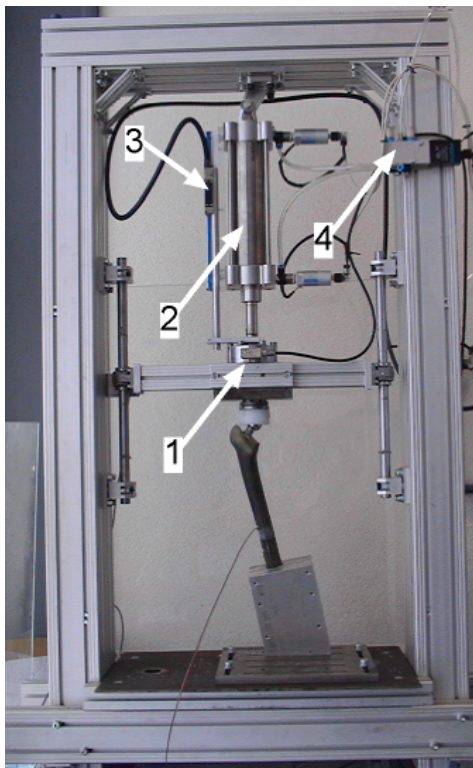


Figura 7.1 – Sistema de controlo do ensaio de fadiga.

A montagem e construção do equipamento foi feito no laboratório de Biomecânica do DEMUA (figura 7.2). O equipamento permite a movimentação livre da cúpula de transmissão de carga de forma a não restringir o movimento da cabeça do fémur. A liberdade de movimentos no plano foi conseguida através de uma placa e de um rolamento de esferas, pois verificou-se que o atrito tinha influência no carregamento aplicado ao conjunto fémur - prótese.



Legenda

- 1 - Célula de carga
- 2 - Cilindro Pneumático
- 3 - Régua óptica
- 4 - Válvula pneumática proporcional

Figura 7.2 – Equipamento de ensaio de fadiga.

Foi ainda realizada a monitorização das deformações sofridas pela estrutura através de extensómetros para determinar o nível de deformabilidade dos perfis de alumínio do equipamento, que se veio a verificar que eram praticamente nulas. A parte de controlo foi realizada por outros autores, sendo adaptada à situação de ensaio, podendo o sistema de controlo ser ajustado em função das características do conjunto em análise, ou seja, dependendo do tipo de resposta de cada sistema de prótese seriam ajustados os ganhos dos controladores proporcionais e integrais [17, 45].

De forma a realizar o carregamento do fémur foi concebido um sistema de fixação do mesmo (figura 7.3) referido na norma de ensaio de fadiga ISO 7260-4 e por autores como Heller et al. [21], Britton et al. [8], Baleani et al. [4], Verdonschot et al. [46], Wlodarski [53], Grupp et al. [20] e Fisher et al. [15, 16], sendo este carregamento mais severo que o carregamento pseudo fisiológico. Este sistema de fixação é constituído por uma cavidade realizada num bloco de alumínio com uma inclinação de 11° no plano medial-lateral (frontal) e de 9° no plano antero-posterior (sagital).

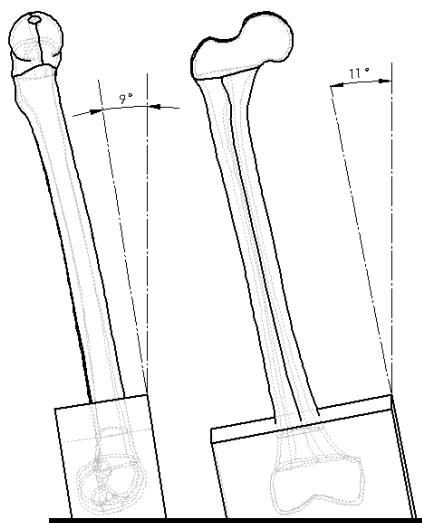


Figura 7.3 – Posicionamento do fémur e do conjunto fémur-prótese.

7.3| Estudo das próteses em fadiga

Como forma de aferir os diferentes comportamentos das artroplastias cimentadas, realizaram-se ensaios *in vitro* de fadiga. Estes ensaios que foram efectuados com todas as próteses permitiu comparar as próteses convencionais com a nova prótese.

Esta metodologia baseia-se num ensaio dinâmico com uma força sinusoidal aplicada ao acetábulo, que é transmitida à prótese e ao sistema circundante. Foram ensaiadas em fadiga 3 artroplastias de cada prótese convencional e 3 protótipos. O objectivo consistia em comparar o desempenho da nova prótese relativamente à mesma das próteses convencionais.

7.3.1| Condições de ensaio de fadiga

As condições de ensaio foram de acordo com alguns autores. Na tabela 7.1 apresenta-se as condições utilizadas pelos diferentes autores em ensaios de fadiga de próteses. Deve-se salientar que um factor crítico neste tipo de estudos é o tempo de realização do ensaio, que depende da frequência do mesmo. Um ensaio de 1 milhão de ciclos a uma frequência de 1 Hz [47] tem uma duração de 11

dias e 14 horas. Se o mesmo for feito a uma frequência de 5 Hz [28] o ensaio durará 2 dias e 7 horas. Cristofolini et al. [12] refere que frequências de fadiga elevadas entre 3 e 5 Hz levam ao aquecimento do fémur alterando as propriedades de todo o sistema.

Tabela 7.1 - Dados de estudos de fadiga de vários autores.

AUTORES	FORÇA (N)		FREQUÊNCIA (Hz)	CICLOS
	MINÍMA	MÁXIMA		
Stolk et al. [43]	275	1683	0.75	1 000 000
Stolk et al. [41]	22	2200	5	2 000 000
Cristofolini et al. [12]	275	1683	0.75	1 000 000
Race et al. [38]	150	2200	2	300 000
Maher e Prendergast [28]	230	2300	5	2 000 000
Verdonschot et al. [47]	275	1815	1	345 600
Grupp et al. [17]	300	2300	2.5	5 000 000
Waide et al. [52]	275	1815	0.75	1 000 000

Após uma análise cuidada relativa aos factores que podem influenciar o ensaio de fadiga, foi adoptado o posicionamento do fémur referido anteriormente, com uma inclinação no plano frontal de 11° e no plano transversal de 9° Stolk et al. [41, 42, 43], Cristofolini et al. [12, 13] e Waide et al. [52] utilizaram apenas a inclinação no aspecto frontal, contudo aplicaram um momento torsor variável entre 5 e 26 N.m.

Pérez et al. [37] refere no seu estudo as diferenças entre carregamentos para diversas actividades físicas, usando para a actividade de caminhar uma força de reacção máxima de 2029N e para a descida de escadas uma carga máxima de 2153N, sendo esta actividade aquela que provoca maior instabilidade do implante.

Relativamente ao carregamento utilizado nos ensaios, este foi referente à descida de escadas, sendo este o mais crítico para a artroplastia segundo Bergman et al. [5, 6], Baliani et al. [4], Stolk et al. [42] e Waide et al. [51, 52] e que corresponde a uma força de reacção de 2.25 KN.

A norma de fadiga ISO 7206 apenas refere a aplicação da força de reacção, por outro lado autores como Baleani et al. [4] num estudo em que compararam o carregamento referido nesta norma e o carregamento fisiológico verificaram que o primeiro é mais severo. Por outro lado, Britton et al. [9] referem que a adição de maior quantidade de músculos permite uma estabilização do fémur sendo o ensaio mais realista e menos severo.

Szivek et al. [44] realizaram um estudo com vários carregamentos, tendo verificado que os músculos mais influentes eram os abdutores.

O sistema de cargas aplicado ao fémur intacto corresponde a um carregamento idêntico ao da figura 7.4 em termos de momentos flectores e torsores. Analisando a posição de carregamento que foi utilizada obtém-se as seguintes componentes de força nos 3 eixos:

$$F_x = -0.191Fh$$

$$F_y = 0.151Fh$$

$$F_z = 0.970Fh$$

Considerando as condições geométricas do fémur e sabendo que a carga aplicada no ensaio de fadiga foi de 1 KN a 2.5 KN, a figura 7.4 ilustra os respectivos momentos e força vertical. O fémur fica

sujeito a uma combinação de momentos flectores e torsões de amplitude superior ao utilizado no trabalho de Cristofolini et al. [12, 13].

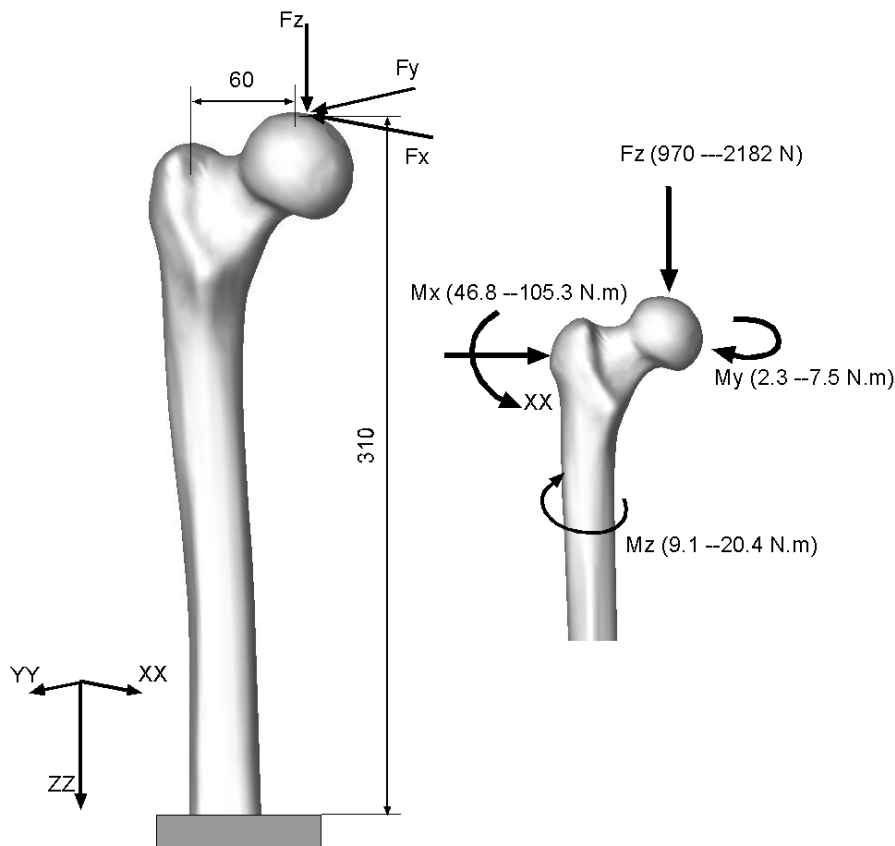


Figura 7.4 – Sistema de carregamento do fêmur intacto.

Por forma a garantir carregamentos similares utilizou-se a metodologia seguida no capítulo 4, ou seja, o sistema de carregamento do fêmur intacto teria de ser equivalente ao utilizado para cada conjunto fêmur-prótese. Com este fundamento foi colocado um extensómetro no aspecto anterior a 50 mm do ponto de fixação (310 mm da cabeça do fêmur) de forma a medir a deformação em cada fêmur implantado. Verificou-se numericamente que esta posição do fêmur intacto é a mais solicitada e encontra-se afastada da linha neutra.

A primeira etapa consistiu em retirar a curva de comportamento do fêmur intacto para o referido carregamento e posição. Esta obteve-se com sucessivas medições de deformações do fêmur intacto, para sucessivos carregamentos, e cuja curva de deformação representa-se na figura 7.5. Foram realizados 5 ensaios para cada carregamento, tendo deixado o fêmur recuperar entre cada ensaio em cerca de 1 hora. Inicialmente, antes da realização de qualquer ensaio, os fêmures em causa foram carregados até um máximo de 2.5 kN e de seguida descarregados até zero, tendo-se realizado este procedimento 3 vezes.

A realização do ensaio processou-se por carregamentos em patamares, sendo utilizado um tempo de 15 minutos entre cada patamar de forma a estabilizar o sistema e retirar o valor da extensão. Observou-se um desvio relativo máximo para o valor de 1000 N de força de 6.5% ou seja 47.5 μ strain. Os desvios de deformação entre cada ensaio foram superiores na fase inicial de carregamento, por isso apenas se apresenta carregamentos superiores a 600 N, ou seja, o peso normalizado do corpo.

Contudo, observou-se uma deformação residual entre os 25 e 35 $\mu\epsilon$ entre carregamentos, mesmo com tempos de repouso superiores a 1 hora.

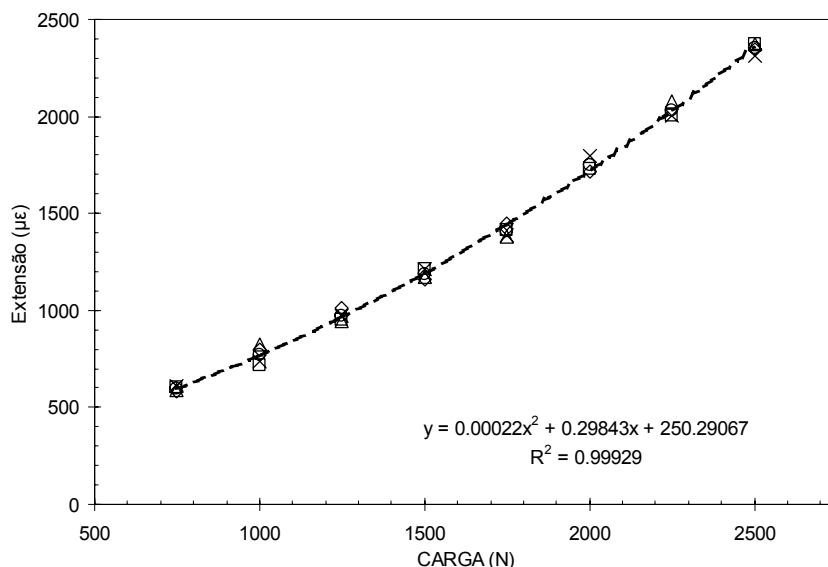


Figura 7.5 – Curva de carga-extensão para o fêmur intacto.

Assim, para uma carga máxima de 2250 N, obteve-se uma extensão de 2015 $\mu\epsilon$; considerando a carga mínima de 1000 N obtém-se uma deformação de 767 $\mu\epsilon$. Pode-se observar pelo gráfico da figura 7.5 que o comportamento do fêmur não é linear.

Assim, com base nestes valores de extensões fez-se procedimento idêntico mas inverso para os fêmures implantados de forma a determinar a carga a aplicar a cada tipo de prótese.

A duração do ensaio foi constante para todas as próteses e de 1 milhão de ciclos com carregamento equivalente à descida de escadas. O carregamento simulado equivale a 24 anos de actividade de um paciente [6, 11, 13, 32, 41].

Morlock et al. [32] fizeram medições por telemetria em 42 pacientes portadores de prótese de anca e determinaram um número médio de 41500 ciclos de descida de escada por ano. De acordo com este resultado e extrapolando o número de ciclos para 1 000 000, estaremos perante uma actividade de descida de escadas de 24 anos e 1 hora.

Os mesmos autores referem ainda que as simulações de artroplastias devem ser realizadas com carregamentos de descida de escadas ou o início de movimento após longos períodos de descanso, pois estes são os momentos mais críticos para a estabilidade da prótese. Segundo o seu estudo, um paciente realiza cerca de 1 milhão de ciclos anuais, com uma distribuição de actividade de 44.3% estando sentado, 24.5% parado, 10.2% a caminhar, 5.8% deitado ou estendido e 0.4% em descida ou subida de escadas [32].

Os mesmos referem ainda, como termo comparativo, que 20 minutos a andar de bicicleta corresponde a 10 minutos a caminhar ou 8 minutos a descer escadas relativamente às solicitações a que fica sujeita a prótese.

Kassi et al. [26], referem sobre a estabilidade de próteses não cimentadas através da medição dos micro-movimentos da haste, que a situação mais severa é a de descida de escadas, sugerindo o seu uso em testes pré-clínicos, caso contrário, poderemos estar a sobrestimar a estabilidade do implante.

A frequência dos ensaios realizada foi de 2.5 Hz. Esta foi escolhida em função da durabilidade de cada ensaio, pois a esta frequência cada ensaio durava 4 dias e 15 horas. Para 15 próteses, os ensaios duraram cerca de 3 meses. Não foi escolhida uma frequência superior porque Cristofolini et al. [12] referem que uma frequência de 3 a 5 Hz, como utilizou Maher e Prendergast [28], pode levar ao aquecimento do conjunto e a conclusões diferentes da realidade.

7.3.2| Condições de ensaio de cada prótese

As condições de ensaio de todas as próteses foram constantes, com excepção da carga aplicada. Como observamos anteriormente, o objectivo consistiu em transmitir o mesmo estado de deformação á zona distal do fémur, ou seja a 50 mm da zona de fixação no aspecto anterior de forma a manter o estado de deformação do fémur intacto.

Assim, na tabela 7.2 apresenta-se a curva de comportamento para cada prótese convencional e respectivos valores de intensidade de carga aplicada. Deve-se salientar que foram ensaiadas 3 próteses de cada, e para cada prótese foram realizados 5 carregamentos estáticos de forma a obter as curvas de comportamento com mais dados.

Tabela 7.2 – Curva de comportamento do fémur com prótese.

ARTROPLASTIA	CURVA COMPORTAMENTO	CORRELAÇÃO	FORÇA MÁXIMA (N)	FORÇA MÍNIMA (N)
I - LUBINUS SPII	$DEF = 0.0003F^2 + 0.35105F + 376.10484$	$R^2=0.99909$	1825	698
II - LUBINUS SPII	$DEF = 0.00046F^2 + 0.34566F + 232.736$	$R^2=0.99938$	1630	766
III - LUBINUS SPII	$DEF = 0.00029F^2 + 0.92548F + 85.40941$	$R^2=0.99973$	1437	580
I - CHARNLEY	$DEF = 0.00025F^2 + 0.59856F + 150.0174$	$R^2=0.99951$	1785	778
II - CHARNLEY	$DEF = 0.00034F^2 + 0.67694F + 191.4356$	$R^2=0.99981$	1526	643
III - CHARNLEY	$DEF = 0.00022F^2 + 0.26556F + 349.4397$	$R^2=0.99841$	2210	900
I - STANMORE	$DEF = 0.00041F^2 + 0.0585F + 661.6252$	$R^2=0.99731$	2061	769
II - STANMORE	$DEF = 0.00002F^2 + 0.86545F + 48.61701$	$R^2=0.99817$	2399	924
III - STANMORE	$DEF = 0.00002F^2 + 0.75232F + 70.0063$	$R^2=0.99601$	2420	909
I - MÜLLER STRAIGHT	$DEF = 0.00018F^2 + 0.39131F + 366.6187$	$R^2=0.99529$	2154	803
II - MÜLLER STRAIGHT	$DEF = 0.00001F^2 + 0.98152F + 40.8489$	$R^2=0.99967$	2054	745
III - MÜLLER STRAIGHT	$DEF = 0.00021F^2 + 0.60406F + 177.66543$	$R^2=0.99938$	1851	770
I - PROTÓTIPO	$DEF = -0.00008F^2 + 1.23363F - 113.02364$	$R^2=0.99897$	1975	750
II - PROTÓTIPO	$DEF = -0.00008F^2 + 0.66097F + 156.36935$	$R^2=0.99866$	2210	876
III - PROTÓTIPO	$DEF = 0.00006F^2 + 0.79275F + 71.48312$	$R^2=0.99878$	2114	826

Pode-se observar pela tabela anterior que para a mesma geometria temos condições de carga diferentes, pois o comportamento do fémur não depende apenas da geometria mas de outros factores como o posicionamento da haste no fémur, o comprimento do pescoço e geometria da haste.

Ao analisar os diferentes comportamentos dos fémures com próteses observou-se que o mesmo era praticamente linear. Os valores da força máxima foram retirados para cada prótese para que existisse igual deformação do fémur intacto (extensómetro colocado na mesma posição do fémur intacto e implantado).

Assim, antes da colocação de cada prótese, foi determinada a curva de comportamento do fémur intacto e posteriormente comparado com o implantado, obtendo-se o valor da força máxima e mínima para o ensaio de fadiga.

As forças aplicadas diferem de artroplastia para artroplastia, pois uma prótese Lubinus SPII está sujeita a uma carga máxima de 1825 N para o fémur I, por outro lado a prótese Stanmore está sujeita a uma carga máxima de 2420 N no fémur III, ou seja verifica-se uma diferença de 500 N, que terá certamente alguma relevância nos resultados finais.

As dificuldades em todo o procedimento experimental foram encontradas no comportamento dos fémures, que não era linear.

Dos ensaios realizados ocorreu a fractura de 2 fémures com a prótese Lubinus SPII. Estes dois ensaios foram repetidos. Convém salientar que a segunda e terceira prótese Lubinus SP II apenas atingiram 816 000 e 826 533 ciclos de fadiga porque também ocorreu a falência do fémur.

A explicação para a falência do conjunto fémur-prótese Lubinus SPII prende-se com o facto desta originar um aumento das deformações no fémur devido ao aumento do momento flexor no plano sagital e elevado momento torsor. Mesmo as duas próteses Lubinus SPII que foram ensaiadas com uma carga de cerca de 500 N inferior às outras, provocaram a rotura do fémur. Também se verificou com este tipo de prótese o afundamento do restritor com o cimento a preencher o canal femoral a uma distância relativamente significativa da ponta da prótese.

7.4| Nível de fissuração no manto de cimento

O nível de fissuração e descolamento das interfaces entre a prótese e o cimento tem sido estudado por inúmeros autores. Stolk et al. [42, 43] verificaram a fissuração no cimento entre duas geometrias de próteses, as próteses Lubinus SPII e Müller Curved. Erani et al. [14], num estudo in vivo, observaram a fissuração e descolamento em 21 próteses. Cristofolini et al. [11, 12] analisaram o dano provocado no cimento após ensaios de fadiga. Perez et al. [34], num estudo com 4 próteses diferentes, verificou o dano no cimento, principalmente na interface haste-cimento, detectando que a zona mais crítica é em regra geral na ponta da haste. Race et al. [38] observaram o descolamento na interface prótese-cimento e osso cortical. Estes autores concluíram que o dano acumulado apresenta maior probabilidade de ocorrer na interface cimento-osso, sendo de 31.0% ($\pm 6.2\%$) nesta interface e 11.0% ($\pm 5.2\%$) na interface prótese-cimento.

A metodologia seguida na análise de fissuração e descolamento nas interfaces foi elaborada de forma a permitir a comparação entre próteses e por sua vez com os resultados numéricos obtidos. Assim, de forma a que os cortes fossem realizados em localização semelhante, considerou-se que o corte inicial (1) seria realizado onde se “inicia” a haste da prótese no aspecto medial, sendo realizados 5 cortes sucessivos na zona proximal a uma distância de 10 mm (2 a 5). A figura 7.6 ilustra o posicionamento dos cortes realizados para as diferentes próteses. Deve salientar-se que na ponta distal os cortes foram realizados com 5 mm de espaçamento (10 a 12) de forma a aferir a influência da ponta da haste. Na zona intermédia da haste apenas se realizaram alguns cortes com espaçamento de 20 mm (7 e 8), pois segundo os resultados numéricos não são zonas sujeitas a tensões muito elevadas.

Considerando a norma actual relativamente à fadiga, as secções mais críticas situam-se no nível L4 para a prótese Lubinus SPII, C5 para a prótese Charnley Roundback, S4 para a prótese Stanmore, M4 para a prótese Müller Straight e P5 para a prótese protótipo, pois são zonas onde a secção se situa a 80 mm da cabeça da prótese como especificado pela norma.

Na ponta distal fez-se cortes mais próximos, com espaçamento de 5 mm, pois esta é uma zona de elevadas tensões. Todas as próteses foram seccionadas em 12 níveis onde se comparou os resultados.

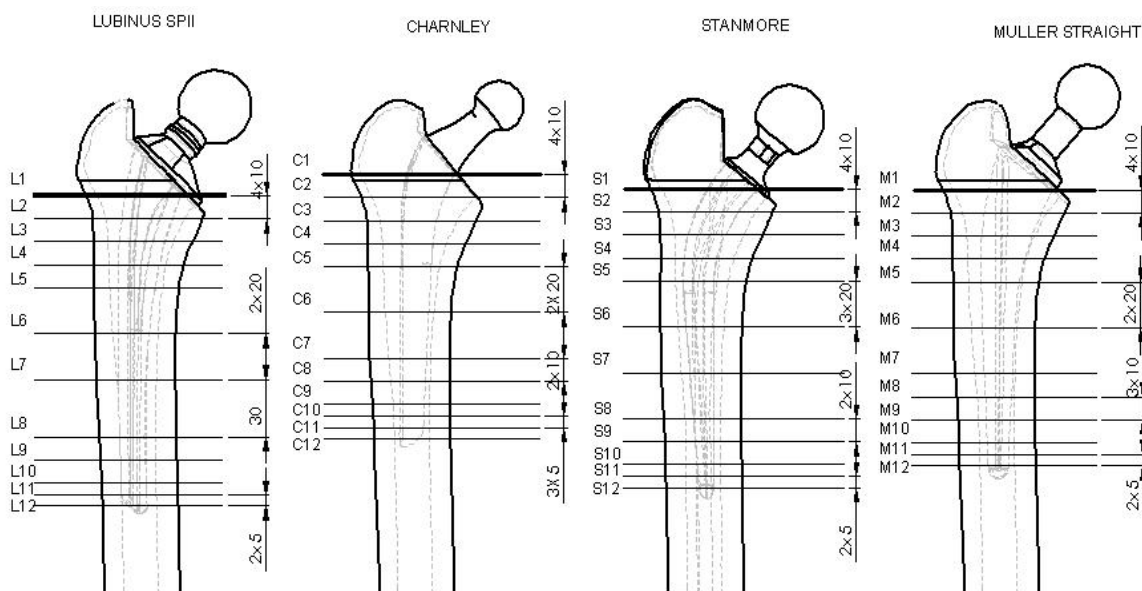


Figura 7.6 – Localização dos cortes em cada prótese convencional.

Após o seccionamento dos fêmures, as fissuras foram analisadas através da utilização de líquidos penetrantes. Foram utilizados os líquidos fluorescentes de designação Magisglow 46 (MIL I 25135).

O procedimento para a detecção de fissuras e descolamento nas interfaces passou por aplicar um desengordurante (Velnet – Solnet R 2.60) para limpar a superfície de corte. De seguida aplicou-se o líquido penetrante fluorescente “Magisglow 46” deixando actuar durante 30 minutos. Após este procedimento fez-se a limpeza de todo o excedente com um emulsionador (Vemulsionador H2O, MIL I 25135 D – AGFH (VH)) deixando actuar também durante 30 minutos.

Na última fase aplica-se um revelador (Rotrivel U/ withe “W”, R 2.82, Mil I 25135 D-E) por forma a absorver o líquido penetrante e revelar a zona danificada.

Na figura 7.7 apresenta-se a orientação das secções para descrever a comparação de resultados.

Para a prótese do protótipo foi utilizado procedimento similar às convencionais, apresentando a mesma na figura 7.8. De referir que a artroplastia do protótipo sofre mais um corte na ponta distal (P13) de forma a poder observar o que ocorre na ponta da prótese e com o centralizador. A secção será sempre analisada, em todas as artroplastias, considerando o centro da haste segundo o alinhamento dos aspectos do fémur das secções anteriores (figura 7.7 e 7.8).

Os cortes foram realizados com uma máquina de corte de alta velocidade com uso de um disco revestido a diamante.

De seguida será analisada cada uma das secções para cada prótese, abordando os resultados segundo três parâmetros diferentes: a posição e manto de cimento (estado visual), fissuras no cimento e descolamentos nas interfaces.

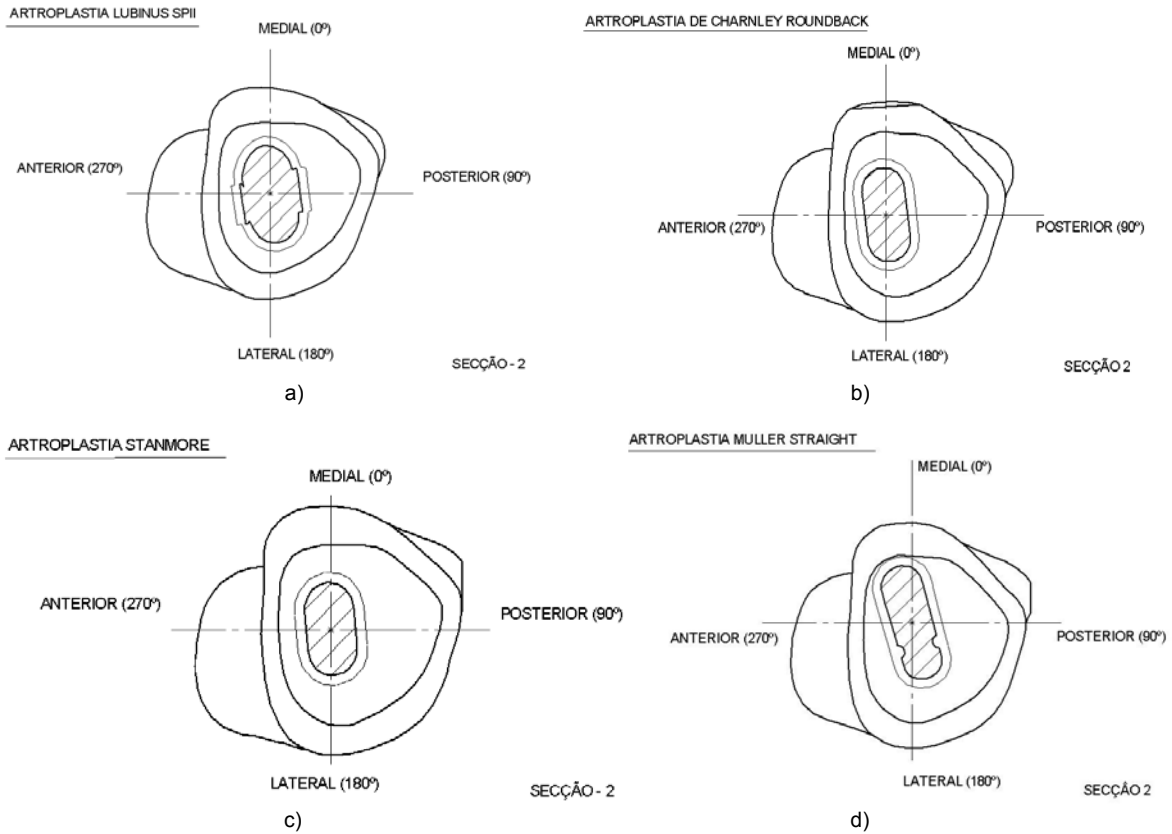


Figura 7.7 – Seções das próteses convencionais; a) Lubinus SPII; b) Charnley Roundback; c) Stanmore; d) Muller Straight.

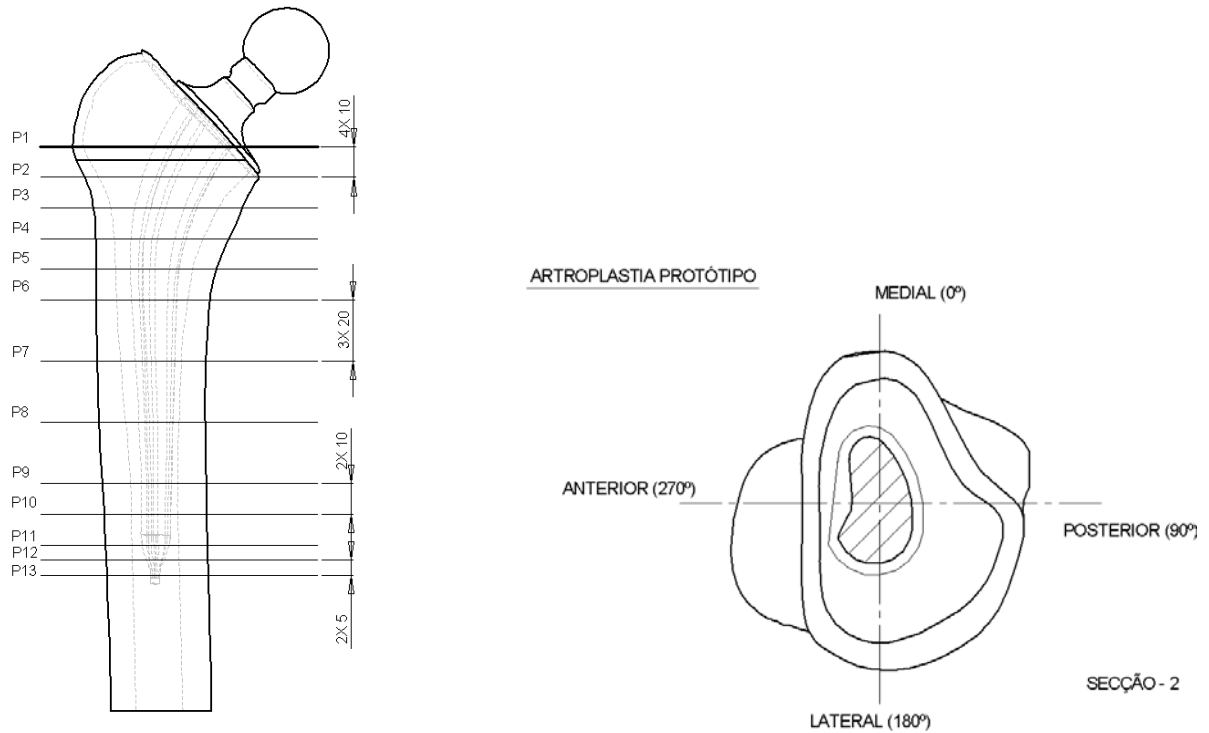


Figura 7.8 – Seções utilizadas na análise das fissuras das próteses protótipo.

7.4.1| Posição da haste e manto de cimento (visual)

Lubinus SPII

As secções apresentam uma manto de cimento não uniforme, ou seja, com espessuras variáveis, existindo na zona proximal e no aspecto lateral o contacto haste-osso (L1 e L2). Para a prótese 1 verificou-se a inexistência de cimento no aspecto medial na secção L3 (figura 7.9a). Também se observou espessura diminuta para as 3 próteses nas secções seguintes (L4, L5 e L6).

Nas secções seguintes praticamente não existe “osso esponjoso”, garantindo-se um excelente manto de cimento em termos de espessura. As próteses Lubinus SPII 1 e 3 apresentam uma aproximação ao cortical no quadrante lateral-anterior (L7 e L8) verificando-se o contacto da haste com o cortical na secção L8 e restantes até à ponta distal (figura 7.9b e c). A qualidade do cimento pode-se considerar boa, pois apenas apresenta ocos na ponta distal de pequena dimensão (L8, L9, L10) (figura 7.9c).

O descolamento é visível na interface cimento-osso esponjoso na secção L6 e L7, com mais incidência no aspecto posterior. Na secção L8 e restantes esse descolamento verifica-se na interface cimento osso cortical em todos os aspectos mas com menor incidência no quadrante anterior-lateral figura 6.9b).

Relativamente ao posicionamento desta prótese, pode-se afirmar que apresenta uma tendência para posicionamento incorrecto na ponta distal, sendo ainda de referir a pequena camada de cimento na zona proximal. O posicionamento menos correcto pode ser resultado da sua colocação e não é propriamente uma característica da prótese.

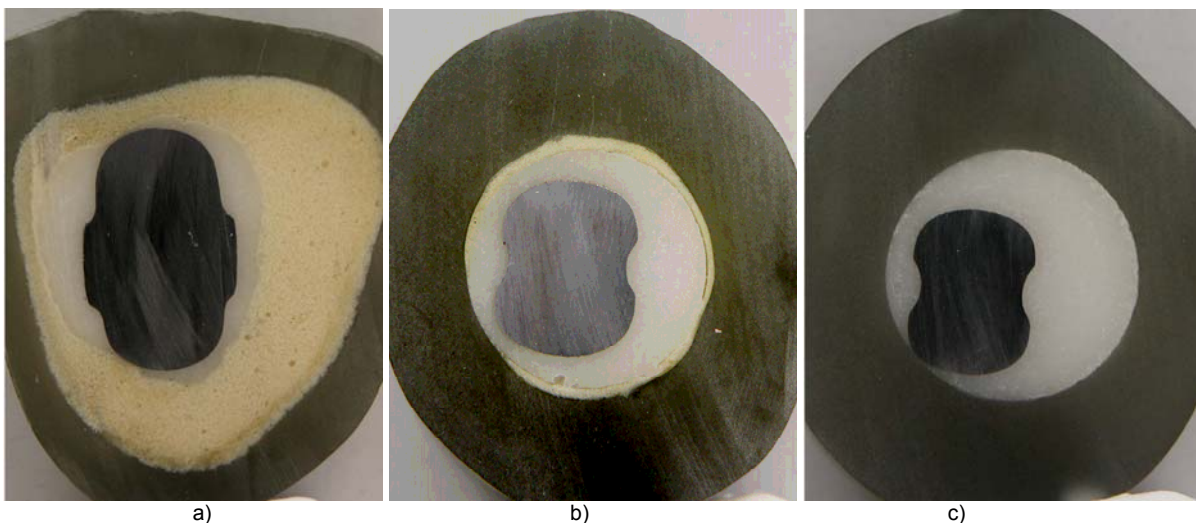


Figura 7.9 – Secções da artroplastia Lubinus SPII; a) L2 com manto deficiente; b) L7 com descolamento na interface cimento osso esponjoso e c) L10 posicionamento deficiente, contacto haste cortical no quadrante lateral-anterior.

Charnley Roudback

Com a prótese Charnley Roundback verificou-se deficiente camada de cimento na zona proximal C1 (figura 7.10a), tendo originado grandes ocos no aspecto posterior. Também se verificou a inexistência de cimento no aspecto lateral devido ao modo de colocação da haste. Esta constatação deve-se ao

facto do ortopedista tentar afastar a haste do aspecto medial de forma a criar uma camada de cimento mais espessa.

Verifica-se a não existência de osso esponjoso no aspecto medial desde a secção C4 com o cimento a contactar com o osso cortical, observando-se ainda a existência de pequenos ocos na interface cimento-osso esponjoso. Desde a secção C8 até à ponta distal que se verifica uma menor centragem da haste na direcção do aspecto lateral originando o contacto da haste com o cortical na secção C9 e C10 (figura 7.10c). Na ponta da haste, secção C10, verifica-se ocos de dimensões consideráveis sendo este fenómeno devido essencialmente à forma da ponta e sua dimensão (secção).

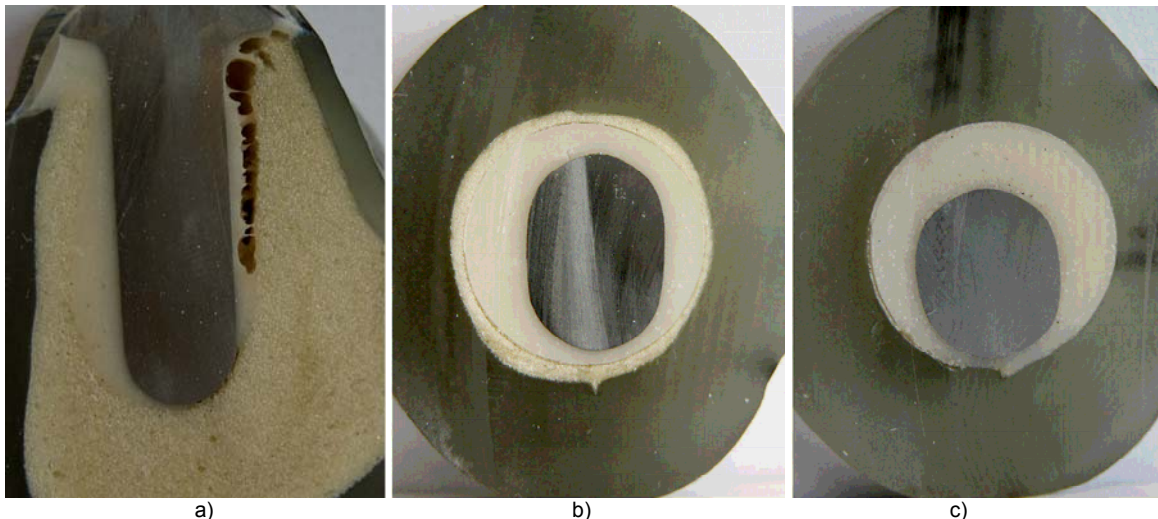


Figura 7.10 – Secções da artroplastia Charnley Roundback; a) C1 com manto deficiente; b) C7 com descolamento na interface cimento-osso esponjoso e c) C9 com posicionamento deficiente, com contacto entre a haste e o osso cortical no quadrante lateral.

O descolamento é visível na secção C6 (figura 7.10b), sendo predominantemente no aspecto anterior e lateral na interface cimento-osso esponjoso, contudo tal depende da secção em análise. Na interface cimento-osso cortical, o descolamento verifica-se no aspecto posterior e lateral com maior incidência.

Stanmore

Verifica-se fenómeno semelhante ao observado com a prótese Charnley Roundback, ou seja, a não existência de cimento no aspecto lateral, apresentando um manto de cimento não uniforme (S2, S4) (figura 7.11a) e com espessura de cimento superior nos aspectos anterior e posterior. Desde a secção S6 que se verifica uma aproximação da haste no sentido do aspecto medial, deixando de existir osso esponjoso e cimento na secção S7 e seguintes, ocorrendo o contacto da haste com o osso cortical (figura 7.11c).

Na ponta verificou-se a ocorrência, em apenas uma das hastas, um oco de grandes dimensões. Quanto ao descolamento visual, este apenas se observa na secção S6 e seguintes até à ponta distal na interface cimento-osso esponjoso no aspecto lateral (figura 7.11b).

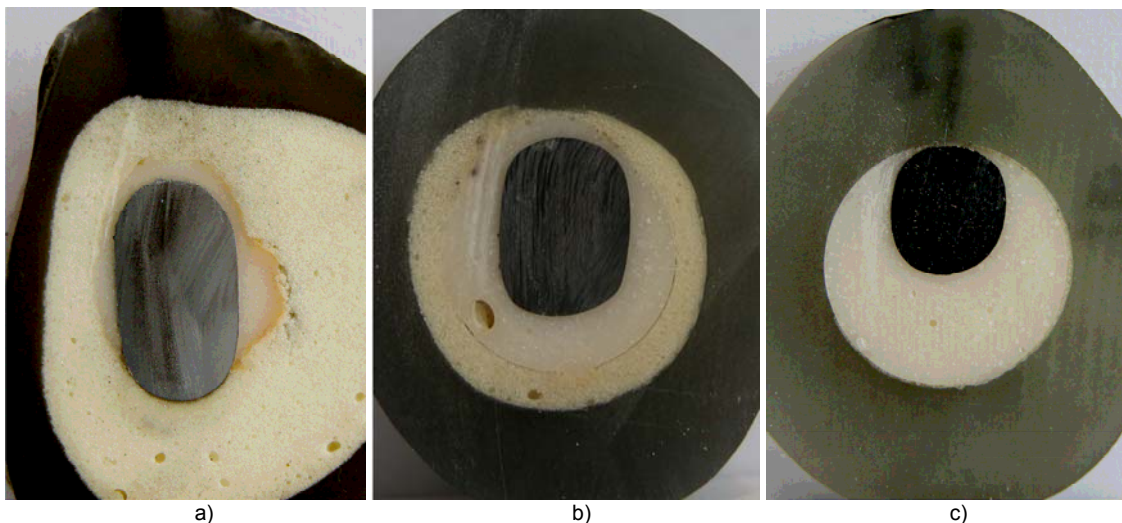


Figura 7.11 – Secções da artroplastia Stanmore; a) S2 com manto deficiente; b) S6 com descolamento na interface cimento-osso esponjoso e c) S8 com posicionamento deficiente e contacto entre a haste e o osso cortical no aspecto medial.

Müller Straight

Esta é a que apresenta a cimentação mais defeituosa, apresentando na zona proximal zonas sem qualquer cimento no aspecto lateral e anterior, apresentando ainda o manto de cimento de espessura reduzida no aspecto medial M2 (figura 7.12a).

De realçar que a posição da haste não é a mais indicada (M3), pois esta aparece deslocada relativamente ao centro do fémur, encostada no aspecto anterior. Desde a secção M4, no aspecto medial, apenas existe cimento em contacto com o osso cortical.

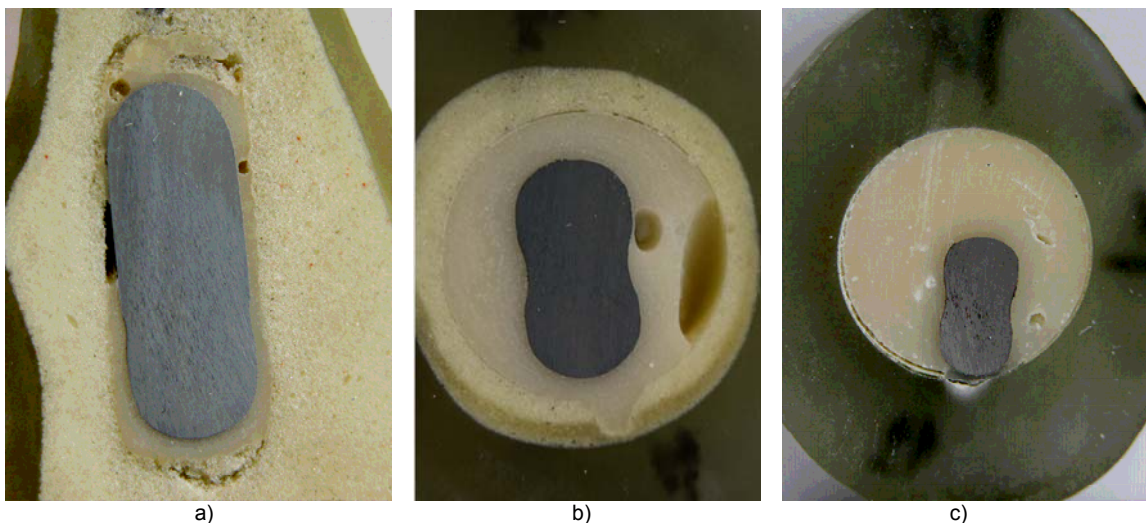


Figura 7.12 – Secções da artroplastia de Müller Straight; a) M2 com manto deficiente, b) M7 com descolamento na interface cimento-osso esponjoso e c) M9 com posicionamento deficiente, com a haste em contacto com o osso cortical no quadrante lateral.

Na secção M9 observa-se o contacto entre a haste e o osso cortical, sem qualquer camada de cimento. Nas secções seguintes verifica-se o mesmo fenómeno com o osso danificado. Esta prótese, como referido, apresenta uma deficiente colocação (figura 7.12c). Contudo, no posicionamento desta

não se verificou o contacto haste-cortical no aspecto medial na zona proximal, pois o ortopedista que as colocou possui experiência e conhece este fenómeno tendo minimizado-o.

Em termos de descolamento, este é visível na secção M6 e seguintes na interface cimento-osso esponjoso. O descolamento é predominantemente no aspecto medial enquanto existe osso mas também se observa no quadrante lateral-anterior (figura 7.12b). Quando o cimento está em contacto com o osso cortical é mais frequente o descolamento no aspecto medial e no quadrante posterior-lateral M10 e M11 (figura 7.12c).

Protótipo

No protótipo verifica-se uma camada de cimento uniforme em torno da haste, com a espessura mínima de 2 mm, apresentando-se a prótese centrada nas zonas proximal e distal. O cimento apresenta alguns ocos mas sem localização específica. Na secção P4 verificou-se o contacto do cimento com o osso cortical no aspecto lateral, situação que teoricamente não deveria ter acontecido (figura 7.13a).

Na ponta distal verifica-se boa localização da haste sem danificação do centralizador (figura 7.13c). Em termos de descolamentos visíveis, estes ocorreram na secção P7, no aspecto posterior, predominantemente na interface cimento-osso esponjoso (figura 7.13b). Quando em contacto com o osso cortical não se verificou descolamentos visíveis.

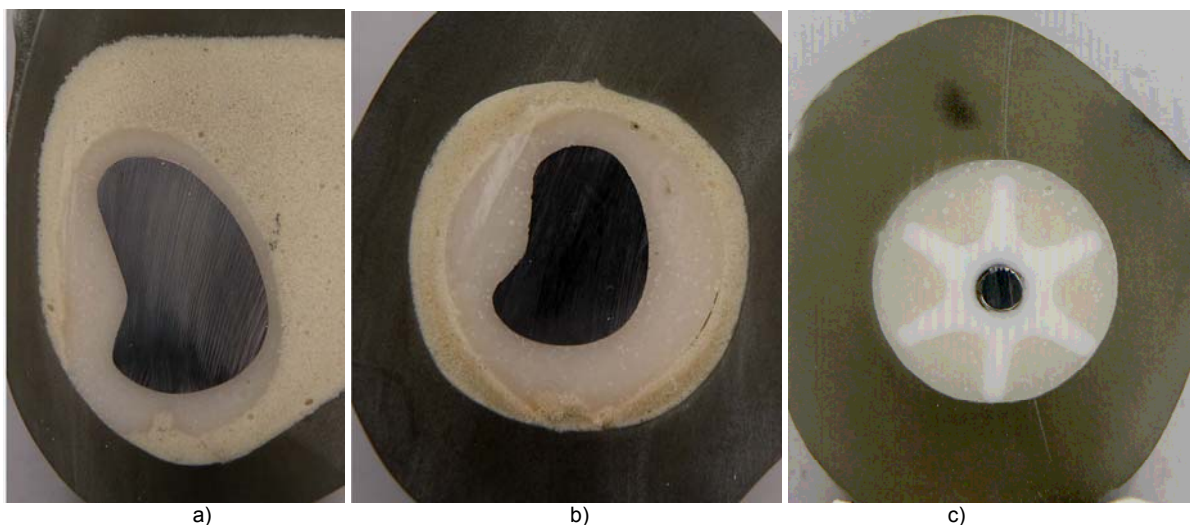


Figura 7.13 – Secções da artroplastia do Protótipo; a) P4 com manto deficiente; b) P7 com pequenos descolamento na interface cimento-osso esponjoso e c) P12 centralizador na posição correcta (ponta da haste).

7.4.2| Fissuras no manto de cimento

Lubinus SPII

Em primeiro lugar, deve-se referir que das três próteses Lubinus SPII ensaiadas e resultados analisados, só uma atingiu o milhão de ciclos. As outras duas próteses provocaram a fractura do fémur por volta dos 800 000 ciclos. Neste sentido, esta prótese apresenta-se como mais propensa à falência por fadiga.

Na secção L4 (figura 7.14a) a mais crítica segundo a norma ISO, apresentou o cimento em torno da haste totalmente danificado e plastificado. Tal fenómeno também se verificou na secção seguinte sendo estas zonas as mais críticas.

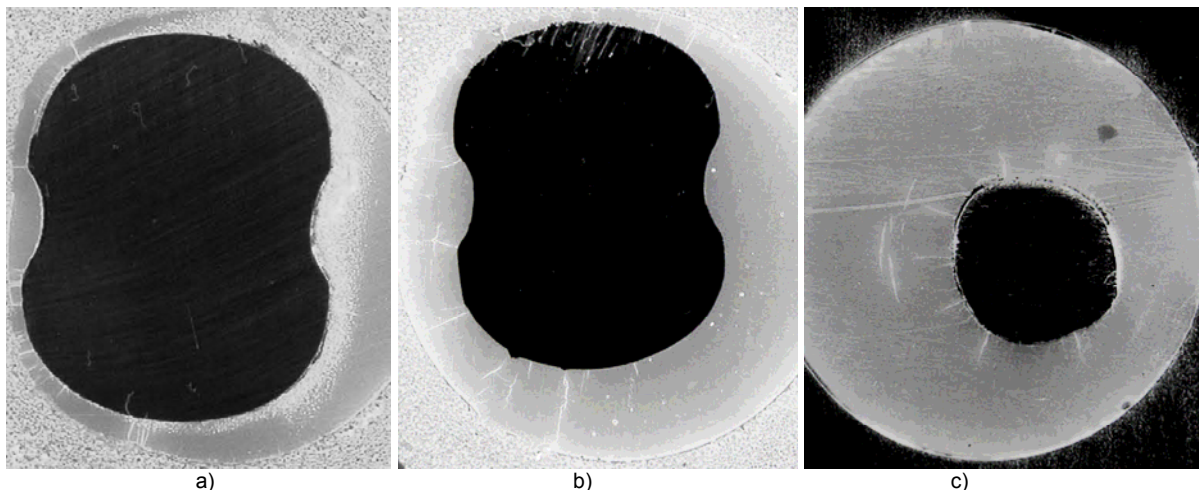


Figura 7.14 – Secções da artroplastia Lubinus SPII com líquidos penetrantes; a) L4 com cimento danificado de fadiga; b) L6 fissuras de grandes dimensões e c) L12 fissuras provenientes da haste.

A secção L6 apresentou grande fissuração, com excepção do aspecto posterior (figura 7.14b), observando nesta secção algumas fissuras que cresceram com base na interface haste-cimento, contudo existem fissuras provenientes da interface cimento-osso, mas de menor dimensão.

Relativamente ao que ocorre na ponta da haste, sendo esta zona mais crítica segundo alguns autores [1, 3, 23, 37, 43], verifica-se descolamento visível e fissuração, excepto no aspecto posterior (figura 7.14c) como nas secções anteriores, verificando-se ainda descolamento da ponta. O cimento apresenta-se danificado na interface cimento-osso cortical (plastificado) nas secções onde existe esse contacto.

Charnley Roudback

Esta prótese não apresenta grandes fissuras na zona proximal, contudo apresenta, contrariamente à Lubinus SPII, fissuras provenientes da interface cimento-osso esponjoso na secção C6 (figura 7.15c) o que revela a importância da forma exterior do manto de cimento. Observa-se ainda dano na interface cimento-osso cortical com descolamentos nesta interface. De realçar o descolamento verificado no aspecto medial e posterior da interface haste-cimento (figura 7.15b) da secção C4.

Estas artroplastias apresentaram pequenas fissuras e em menor quantidade, aparecendo predominantemente no aspecto lateral. Deve-se, todavia salientar que esta prótese esteve sujeita a carregamentos inferiores a outras próteses usadas no estudo.

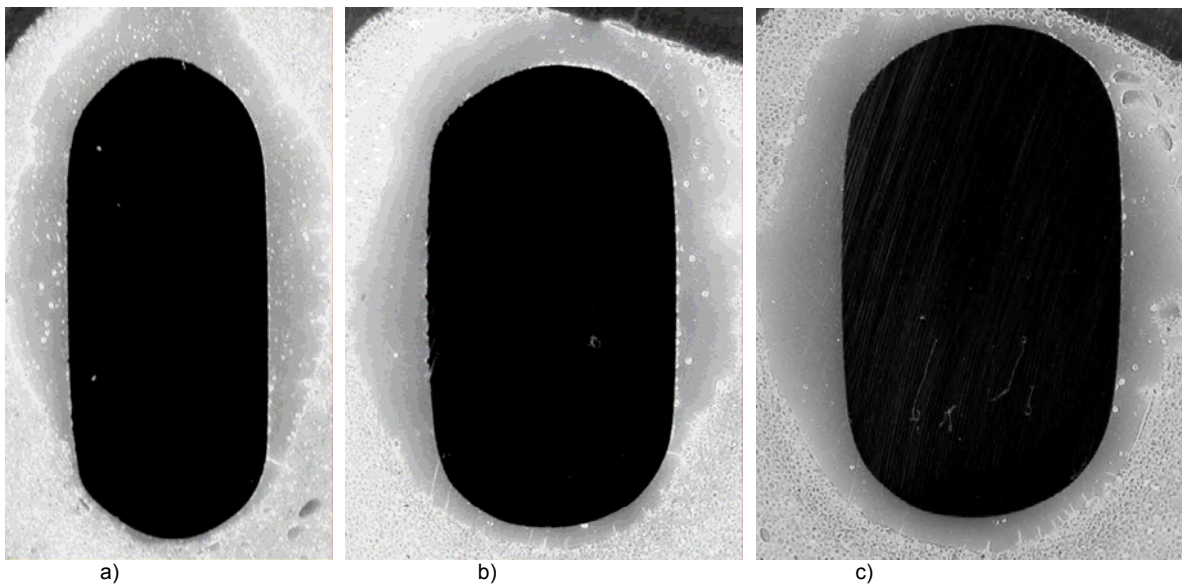


Figura 7.15 – Secções da artroplastia Charnley com líquidos penetrantes; a) C2 fissura com origem da haste; b) C4 fissuras no aspecto lateral com origem no osso e c) C6 fissuras com origem no osso e descolamento posterior.

Stanmore

Estas artroplastias não apresentaram fissuras consideráveis, mesmo na presença de ocos. Observa-se pequenas fissuras criadas com origem na interface da haste, secção C2, contudo de pequenas dimensões (figura 7.16a). Verifica-se, tal como na artroplastia Charnley, fissuras provenientes da interface osso esponjoso (figura 7.16b), estas originadas pelo facto da geometria exterior do cimento não apresentar um contorno regular.

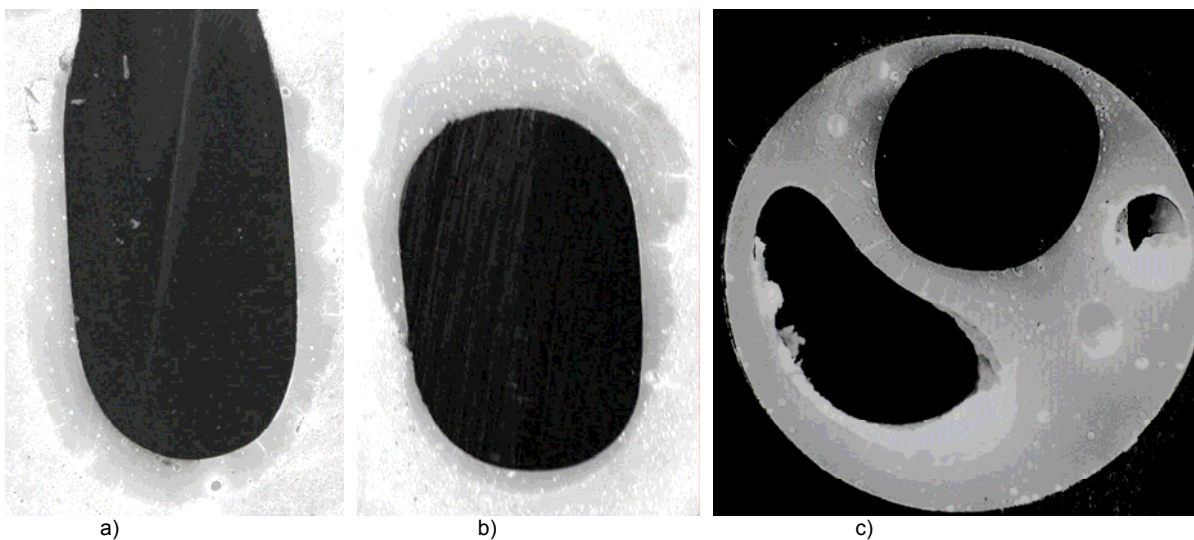


Figura 7.16 – Secções da artroplastia Stanmore com líquidos penetrantes; a) S1 fissura com origem na haste; b) S6 fissuras com origem interface no osso e c) S9 fissuras com origem num oco.

Na secção C9 (figura 7.16c) observa-se um oco de grandes dimensões e a formação de fendas por intermédio deste, ou seja, a qualidade do manto de cimento pode levar a formação de fissuras

independentemente da geometria da haste. Verifica-se com esta prótese que a porosidade do cimento aumenta da zona proximal para a distal.

Müller Straight

Estas foram as artroplastias que apresentaram o pior posicionamento no canal femoral, apresentando fissuras nas secções mais críticas M4, M5 e M6 (figura 7.17). Nesta figura observa-se fissuras de origem na haste (figura 7.17c), fissuras com origem no osso esponjoso ou seja do exterior do cimento, observando-se nesta prótese que a situação mais crítica ocorrem a 80 mm do centro da cabeça, como refere a norma ISO-7206.

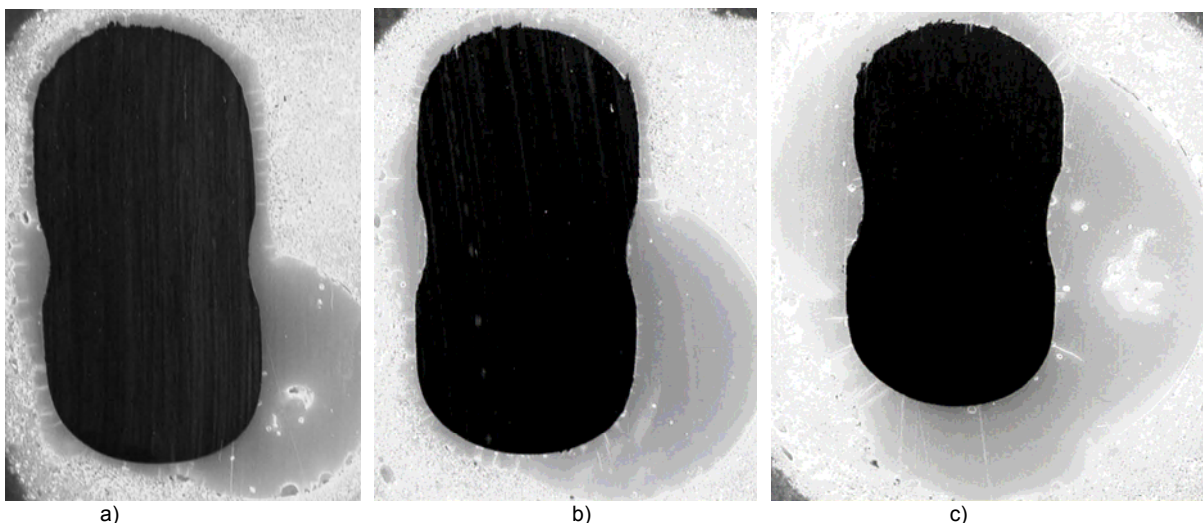


Figura 7.17 – Secções da artroplastia Müller Straight com líquidos penetrantes; a) M4 fissuras com origem na interface do osso esponjoso; b) M5 influência da forma do canal na geração de fissuras e c) M6 fissura com origem na haste.

Protótipo

O protótipo apresenta no seu manto de cimento alguma fissuração mas de morfologia diferente das restantes. Contudo, apenas a prótese 2 apresenta este tipo de comportamento, tendo as restantes secções com mantos de cimento sem fissuras. A secção P1 (figura 7.18a) apresenta fissuração no aspecto posterior, contudo não é uma fissuração profunda, que pode ter ocorrido do processo de polimerização do cimento.

Verifica-se contudo que a zona mais crítica segundo este ensaio situa-se entre os 70 e 90 mm do centro da cabeça, mas não apresentou quaisquer fissuras nesta zona. Algumas fissuras observadas serão resultantes do cimento utilizado pois este apresenta grande porosidade como se pode observar pela figura 7.18. Observa-se a nucleação de fissuras em poros e terminação em outros.

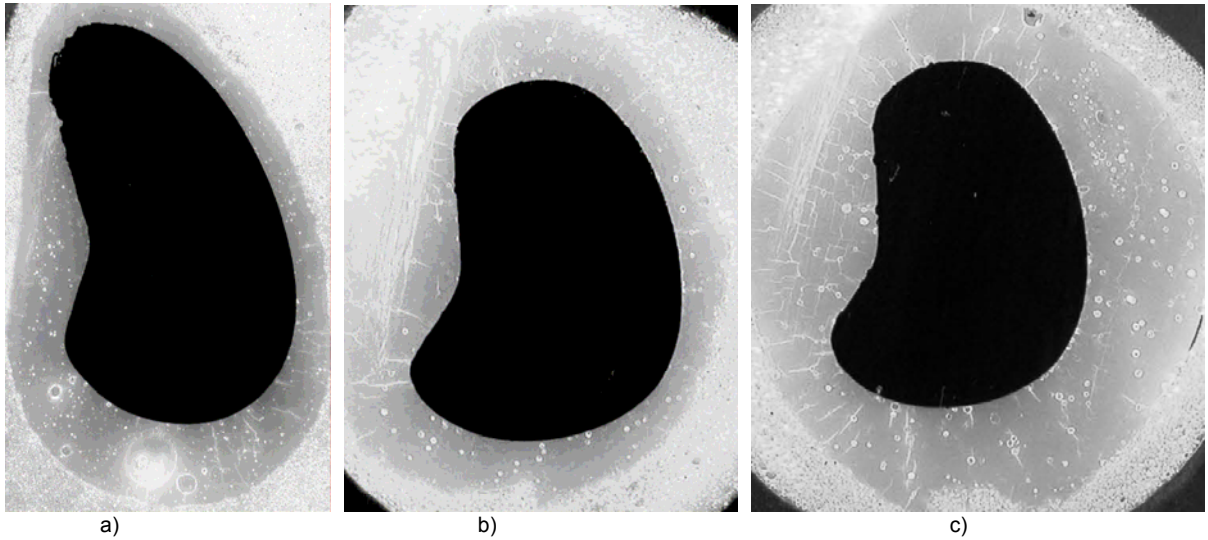


Figura 7.18 – Secções da artroplastia do Protótipo com Líquidos penetrantes; a) P1 fissuras internas no cimento; b) P6 fissuras com origem no osso e c) P7 fissura origem na haste.

7.4.3| Descolamento nas interfaces

Relativamente ao descolamento nas interfaces, foi observado uma generalização deste fenómeno na interface haste-cimento, ou seja, praticamente todas as secções apresentaram descolamento nesta interface. A prótese Lubinus SPII apresentou no aspecto posterior pouco descolamento (figura 7.19 a) na zona proximal. Na zona intermédia da haste (figura 7.19 b) a fissuração verifica-se em torno de toda a haste. No que concerne à interface cimento-osso, apenas foi possível observar na interface cimento-osso cortical, em que se observou um descolar praticamente completo nesta interface desta prótese (figura 7.19 c).

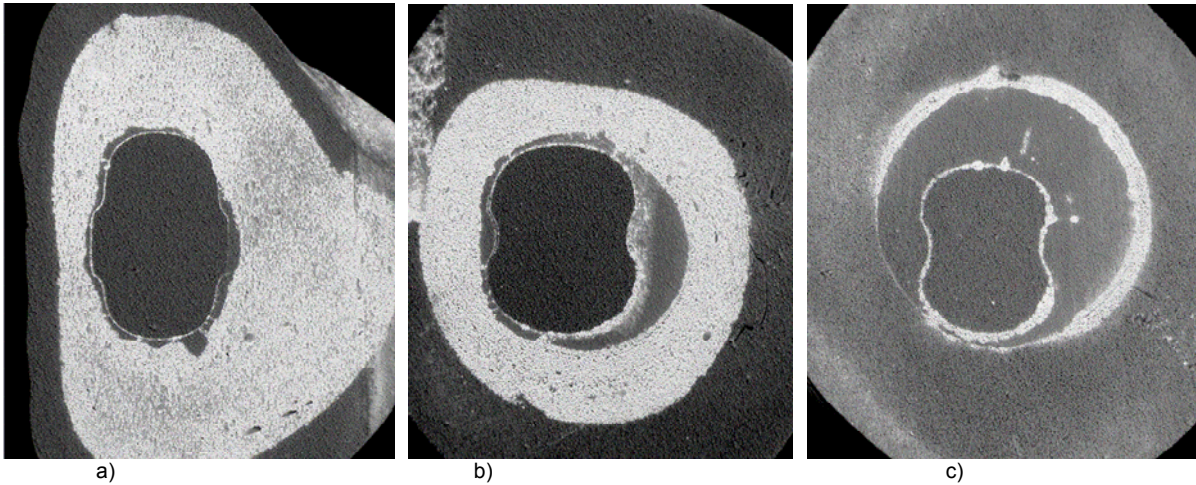


Figura 7.19 – Secções da artroplastia da Lubinus SPII com revelador; a) L2 descolamento na interface prótese-cimento; b) L6 descolamento na interface prótese-cimento completo e c) L8 descolamento em ambas as interfaces.

Para a prótese Charnley Roundback o fenómeno foi semelhante ao da prótese Lubinus SPII. Ambas as interfaces apresentaram descolamento mas em maior dimensão. Contudo, o descolamento observado localizou-se no aspecto medial e posterior (figura 7.15b e 7.20c). Contudo é de salientar que o cimento desta artroplastia apresenta maior porosidade. O descolamento na zona distal (figura

7.20c) verifica-se predominantemente na interface cimento-osso cortical, contudo na interface com a haste ocorre no aspecto medial.

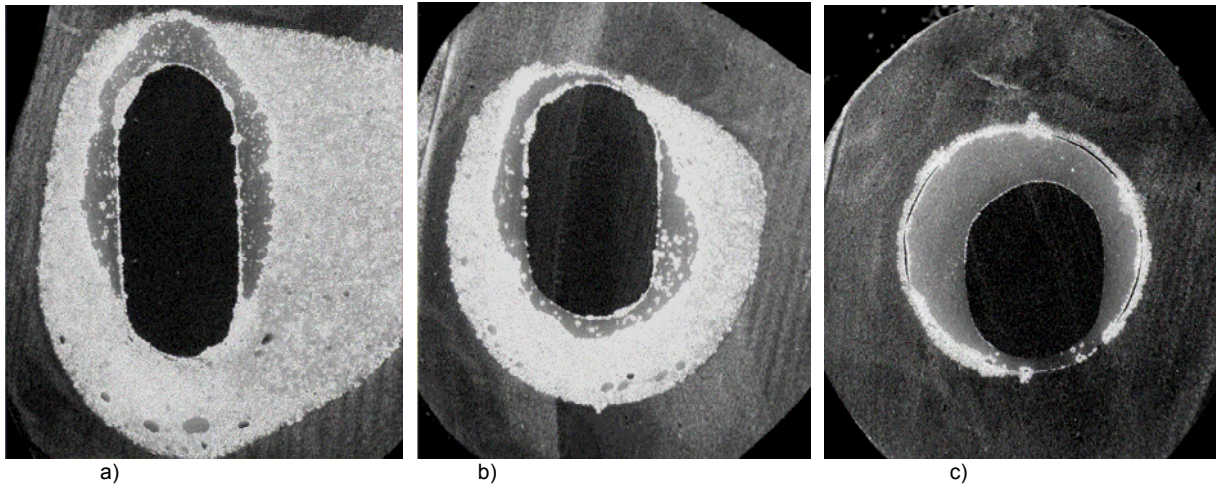


Figura 7.20 – Secções da artroplastia da Charney Roundback com revelador; a) C2 descolamento na interface prótese-cimento; b) C5 descolamento na interface prótese-cimento e c) C8 descolamento em ambas as interfaces.

Relativamente ao descolamento observado com a prótese Stanmore, este foi menor que nas anteriores, com a interface haste-cimento sem qualquer tipo de descolamento nalguns aspectos do fémur (figura 7.21a), onde não ocorre descolamento no aspecto medial. Na interface cimento-osso quando em contacto como o osso cortical apresenta um descolamento praticamente total (figura 7.21b e c).

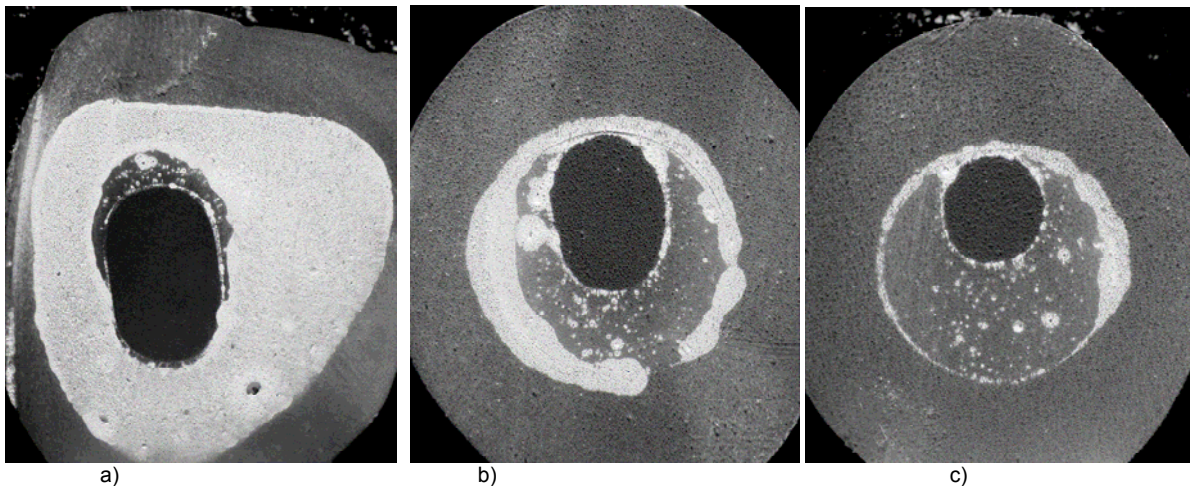


Figura 7.21 – Secções da artroplastia da Stanmore com revelador; a) S3 descolamento na interface prótese-cimento; b) S7 descolamento na interface prótese-cimento e c) S9 descolamento em ambas as interfaces.

As artroplastias da prótese Müller Straight apresentaram descolamentos semelhantes às restantes convencionais em ambas as interfaces (haste-cimento e cimento-osso) mas com maior incidência no aspecto medial (figura 7.22). Na zona proximal o descolamento é completo na interface haste-cimento como se observa, na zona distal não se verifica grande descolamento no aspecto lateral (figura 7.22c).

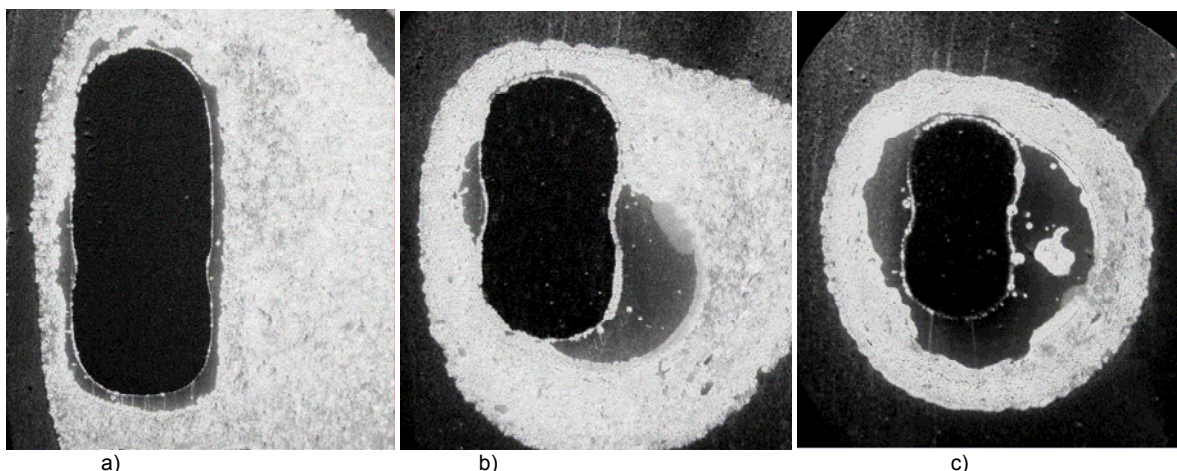


Figura 7.22 – Secções da artroplastia da Müller Straight com revelador; a) M2 descolamento na interface prótese-cimento; b) M5 descolamento na interface prótese-cimento e c) M7 descolamento exceto no aspecto lateral.

Nos ensaios de fadiga, verificou-se que o cimento utilizado e o modo de mistura são importantes, pois alguns apresentaram grande porosidade, nomeadamente com a prótese protótipo. Janssen et al. [24] referem no seu estudo que a porosidade apresenta grande influência na vida do cimento quando em fadiga, pois se o método de mistura diminuir a porosidade em 9% poderemos aumentar a vida do cimento em fadiga cerca de 4 vezes mais.

As artroplastias da prótese Stanmore apresentaram melhor comportamento das convencionais, mas uma observação mais atenta mostra que o cimento utilizado nestas artroplastias tinha menor porosidade o que favorece esta conclusão.

O comportamento do protótipo pode-se considerar bom se tiver em linha de conta o facto do carregamento a que esteve sujeito ser superior às outras (excepto Stanmore) e o nível de fissuração apresentado apenas ter ocorrido numa das artroplastias. Nas figuras 7.23 apresenta-se o descolamento verificado em algumas secções, contudo pode-se observar que na zona proximal não existiu descolamentos (figura 7.23a) mas observa-se porosidade no cimento. Contudo nas secções 6 e 7 observa-se um descolamento acentuado no aspecto posterior (figura 7.23b). Na posta distal o descolamento incidiu fundamentalmente no aspecto lateral na interface cimento-osso cortical (figura 7.23c).

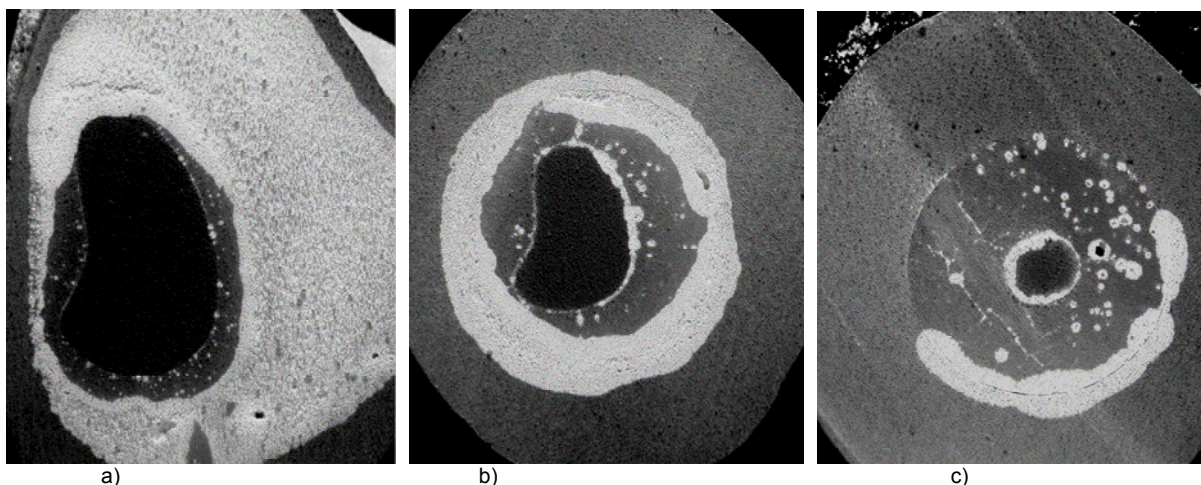


Figura 7.23 – Secções da artroplastia Protótipo com revelador; a) P3 apenas se verifica porosidade; b) P7 descolamento na interface prótese-cimento e c) P12 descolamento na interface cimento-osso cortical no aspecto lateral.

A prótese Lubinus SPII apresentou fraco comportamento em fadiga, levando a grande esforço do fémur que originou a fractura. Devido à geometria da ponta, esta provoca afundamento do restritor com ocorrência de bolhas no cimento. Moontanah et al. [31] relatou fenómeno semelhante

7.5| Discussão e correlação com os resultados numéricos

Retirou-se os resultados numéricos nas mesmas secções dos provetes experimentais. Analisou-se as tensões equivalentes de von Mises e a tensões principais máximas (P1) nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso (cortical e esponjoso). As condições de carregamento utilizadas foram as mesmas que as usadas no procedimento experimental *in vitro*, com a particularidade de se aplicar a carga máxima como mostra a tabela 7.3.

A carga foi aplicada segundo a inclinação do fémur utilizada (figura 7.3). Considerou-se os componentes rigidamente ligados na sua fase inicial antes de ocorrer o descolamento.

Numericamente obteve-se tensões inferiores nas interfaces comparativamente com as obtidas com o carregamento anteriormente simulado no capítulo 5 com a inclusão dos músculos. Kassi et al. [25] num estudo experimental de várias situações de simulação obteve conclusões idênticas.

Tabela 7.3 – Cargas aplicadas na simulação numérica.

PRÓTESES					
	LUBINUS SPII	CHARNLEY	STANMORE	MÜLLER STRAIGHT	PROTÓTIPO
FORÇA REACÇÃO (N)	1900	2200	2400	2150	2210

7.5.1| Tensão equivalente de von Mises (interfaces)

Para a prótese Lubinus SPII, os resultados da tensão equivalente de von Mises nas interfaces estão representados na figura 7.24 para as secções observadas e como sendo as mais críticas nas observações experimentais. Pode-se observar na zona proximal da haste uma maior sollicitação no plano frontal com maior incidência no quadrante medial-posterior.

Contudo, a partir do corte L2 até ao corte L6 não se observou tensões elevadas nas interfaces, o aspecto mais sollicitado foi o quadrante medial-posterior. Após o corte L8, passa a ser o aspecto lateral como sendo o mais sollicitado. Verifica-se na ponta tensões cerca de 6 vezes superiores às da zona proximal, ocorrendo as maiores tensões na interface haste-cimento. Observa-se uma rotação da zona mais sollicitada de 180° desde a zona proximal até à distal, situando-se no aspecto proximal-medial e na zona distal-lateral.

Deve salientar-se que em termos de descolamento nas interfaces, verificou-se que na interface cimento-osso cortical a existência de tensões elevadas, verificando-se concordância com os modelos *in vitro*, pois nesta interface observaram-se descolamentos visíveis mesmo sem qualquer tipo de revelador. Relativamente à fissuração no interior do cimento não é fácil estabelecer uma correlação com os resultados numéricos. Contudo, deve-se salientar que na secção L4 e L5, que apresenta grande dano no aspecto medial-posterior, foi onde se verificou numericamente elevadas tensões (figura 7.24a).

As tensões equivalentes mais elevadas situam-se em direcções perpendiculares onde ocorrem as fissuras. Por exemplo, na secção L6 (figura 7.24b) em que o plano de tensão máxima se situa entre 60°-240°, ocorreram fissuras perpendicularmente a este.

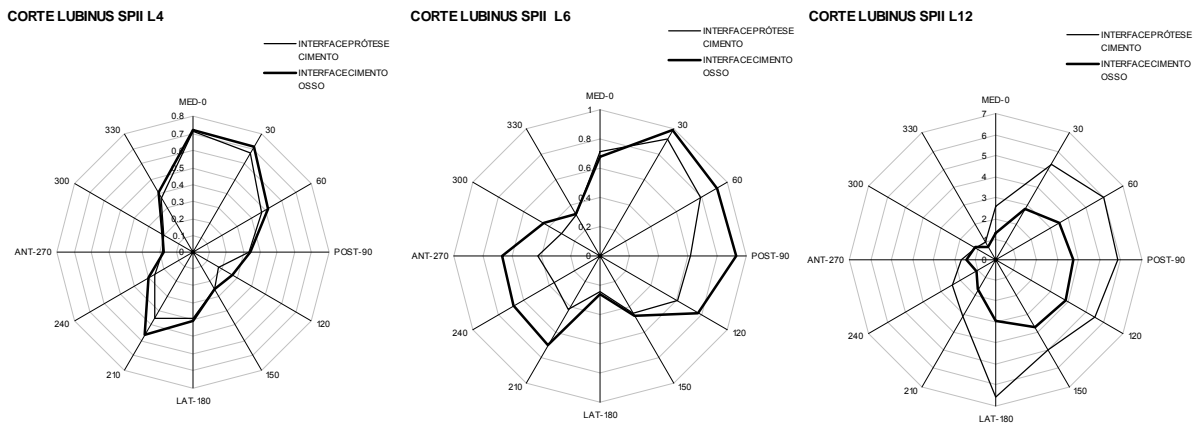


Figura 7.24 – Tensões nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Lubinus SPII.

Relativamente às tensões equivalentes numéricas verificadas nas interfaces da próteses Charney Roundback, estas estão apresentadas na figura 7.25 para as secções tidas experimentalmente como as mais críticas. Observa-se na zona proximal elevadas tensões na interface no aspecto medial, sendo superiores às verificadas com a prótese Lubinus SPII, apresentando até á secção C6 tensão superior no plano frontal. De referir que na secção C7 existe uma mudança de localização das tensões, ocorrendo as maiores no aspecto posterior até à ponta distal da haste. As tensões são maiores na zona proximal na interface cimento – haste.

Contudo, é possível observar, comparativamente à prótese Lubinus SPII, que o nível de tensões observado nas interfaces é superior. Nesta artroplastia, a interface de transição esponjoso cortical verifica-se no nível C7 onde ocorre um aumento do nível de tensão, ocorrendo também na ponta os picos máximos nesta interface. Em termos de descolamentos nas interfaces observa-se que as tensões na interface prótese-osso esponjoso (figura 7.25 a e b) e cortical são superiores à interface implante-cimento (figura 7.25c) sendo o aspecto mais solicitado o posterior. A comparação destes resultados com a fissuração verificada anteriormente é também de difícil conclusão, mas com o descolamentos os resultados estão bem correlacionados.

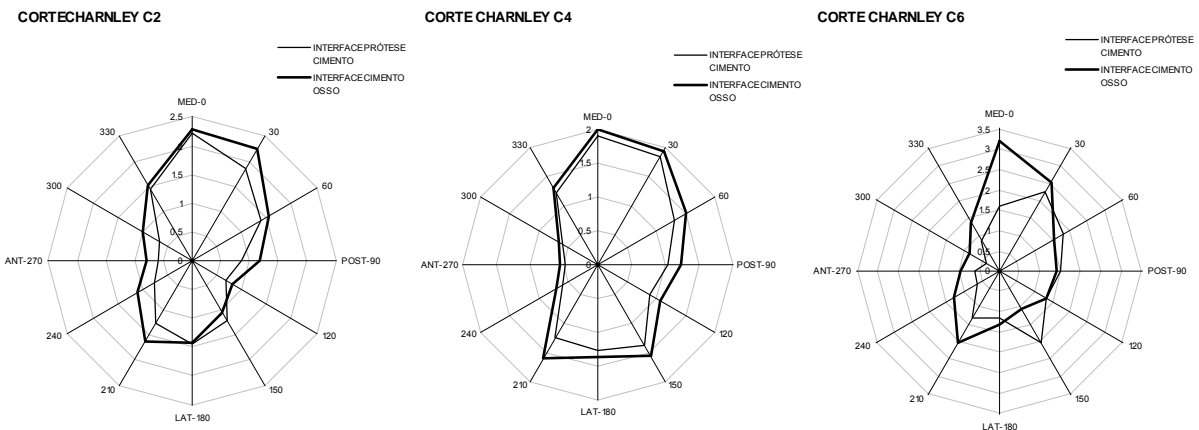


Figura 7.25 – Tensões nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Charney.

No que concerne à artroplastia de Stanmore, as tensões observadas nas duas interfaces estão representadas na figura 7.26. Observa-se fenómeno semelhante às anteriores relativamente às zonas onde ocorrem os picos de tensão mais elevados, ou seja, nas zonas proximal e distal. Relativamente ao aspecto onde se situam essas zonas, estes diferem, pois as mais solicitadas situam-se no

quadrante medial-posterior (fenómeno semelhante ocorreu com a prótese Lubinus SPII). Esse plano de solicitação vai rodando no sentido medial posterior, ocorrendo um aumento das tensões desde a secção S7 devido à interface com o cortical, terminando com a zona mais solicitada no aspecto posterior da ponta da haste.

As tensões equivalentes nas interfaces são superiores na interface cimento-osso (esponjoso ou cortical) com excepção das secções da zona distal da ponta, justificando a ausência de fissuração nesta interface. O comportamento desta prótese é semelhante ao da Lubinus SPII comparativamente às zonas mais solicitadas.

Relativamente ao nível de fissuração observado, não nos é possível concluir algo com confiança, mas no descolamento observado na interface cimento-osso cortical pode-se correlacionar o mesmo com as tensões observadas nas secções S7 a S10. As tensões observadas são da mesma grandeza das verificadas com a prótese Lubinus SPII.

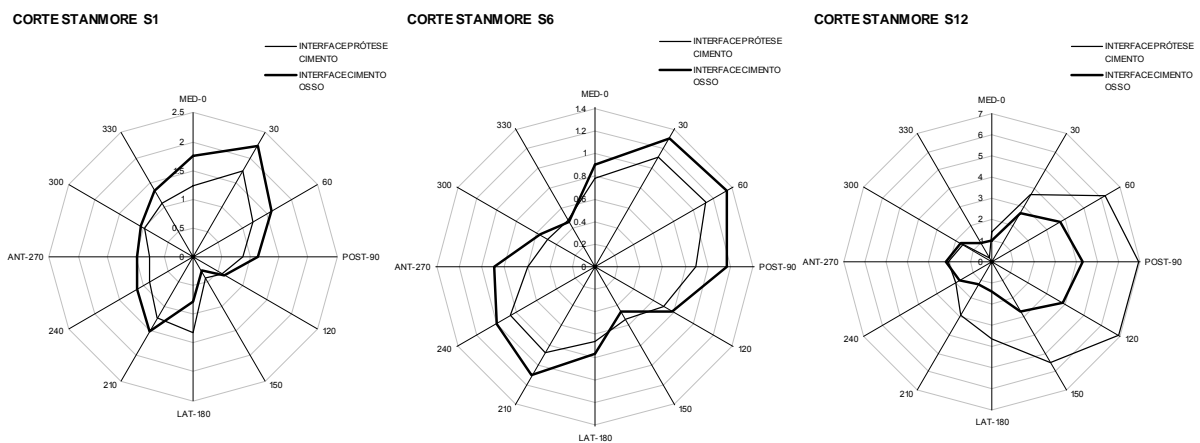


Figura 7.26 – Tensões nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Stanmore

Relativamente à prótese Müller Straight, apresenta-se os níveis de tensão equivalente na figura 7.27. Nesta artroplastia observa-se uma orientação do plano de maior tensão no aspecto medial, semelhante ao verificado na prótese Charnley Roundback, contudo não se verifica na zona distal da secção M6. No corte M2 a zona mais solicitada situa-se no aspecto medial com elevadas tensões em ambas as interfaces até à secção M4..

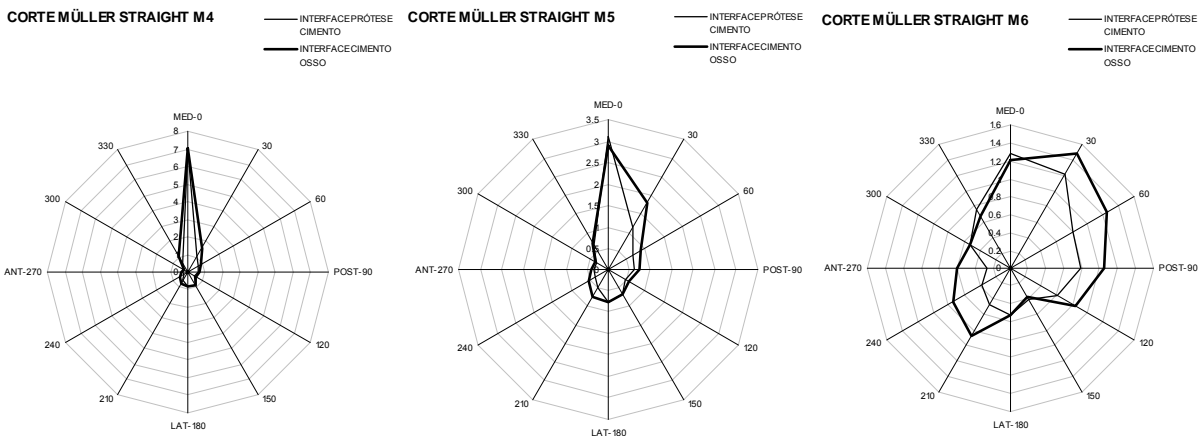


Figura 7.27 – Tensões nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Müller Straight

Verifica-se uma rotação da área solicitada no sentido medial posterior, ocorrendo na ponta distal a zona mais solicitada a 180° da zona proximal.

No que se refere ao comportamento do protótipo a tensões equivalentes de von Mises estão ilustradas na figura 7.28.

É possível observar que as tensões verificadas nas interfaces são inferiores às restantes artroplastias convencionais, contudo não se podem correlacionar directamente as fissuras e sua direcção com as mesmas observadas no cimento experimentalmente. O maior plano de solicitação na zona proximal é o medial-lateral representado na figura 7.28. O mesmo vai rodando no sentido do plano posterior-anterior.

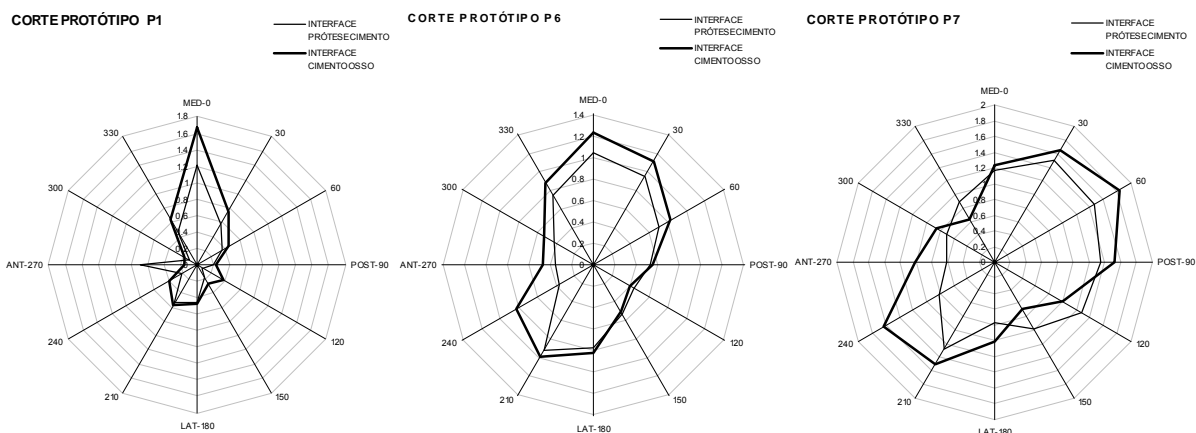


Figura 7.28 – Tensões nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso para a prótese protótipo.

Pode-se concluir que em termos das tensões equivalentes:

- o descolamento na interface cimento-osso cortical pode ser determinado com o nível de tensão verificado, utilizando para análise o critério de rotura de von Mises;
- relativamente à fissuração, principalmente nas zonas mais críticas e analisadas, observa-se que estas ocorrem nas zonas perpendiculares ao plano de maiores tensões;
- o comportamento em termos de tensões nas interfaces depende da geometria e da posição de colocação da haste, sendo a zona distal da prótese a mais crítica.

7.5.2| Tensão principal máxima (interfaces)

Segundo autores como Stolk et al. [43] e Perez et al. [35], as tensões principais de tracção são as que determinam o crescimento da fissuras no cimento. Assim, de forma a correlacionar os resultados, apresenta-se a tensão principal máxima de tracção nas interfaces para as secções observadas anteriormente.

Para a artroplastia da prótese Lubinus SPII, a figura 7.29 apresenta a tensão principal máxima nas interfaces. Nesta artroplastia verifica-se alguma concordância entre a tensão principal máxima e a fissuração, pois a secção L6 apresenta a zona de maiores tensões no quadrante lateral-anterior e a zona de maior fissuração é a mesma como se pode observar na figura 7.29.

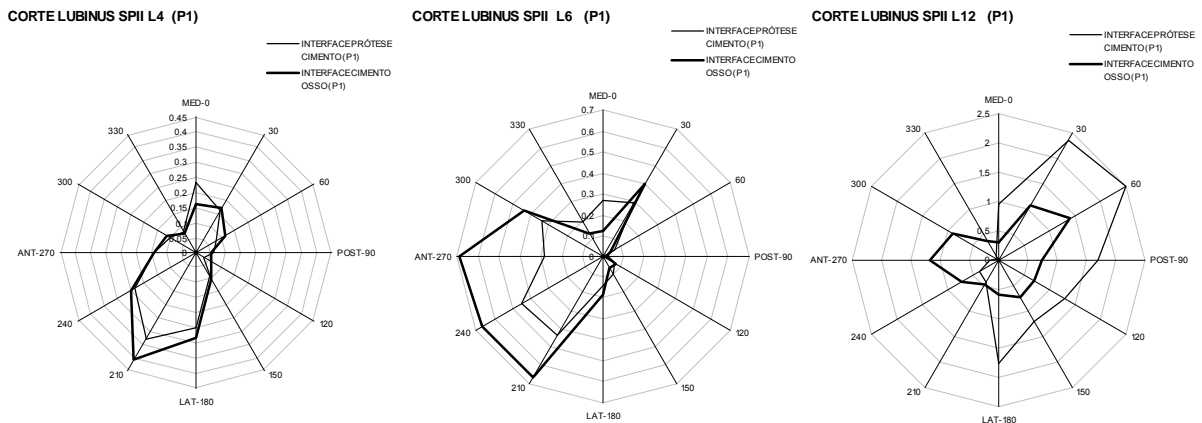


Figura 7.29 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso na prótese Lubinus SPII.

A tensão principal máxima observada na artroplastia Charnley Roundback está ilustrada na figura 7.30 para as secções observadas na figura 7.15. Observa-se que a zona mais solicitada é no aspecto lateral onde se verifica a ocorrência de algumas fissuras. Como se observa na interface cimento-osso, as tensões são superiores, justificando-se a ocorrência de fissuras nesta interface.

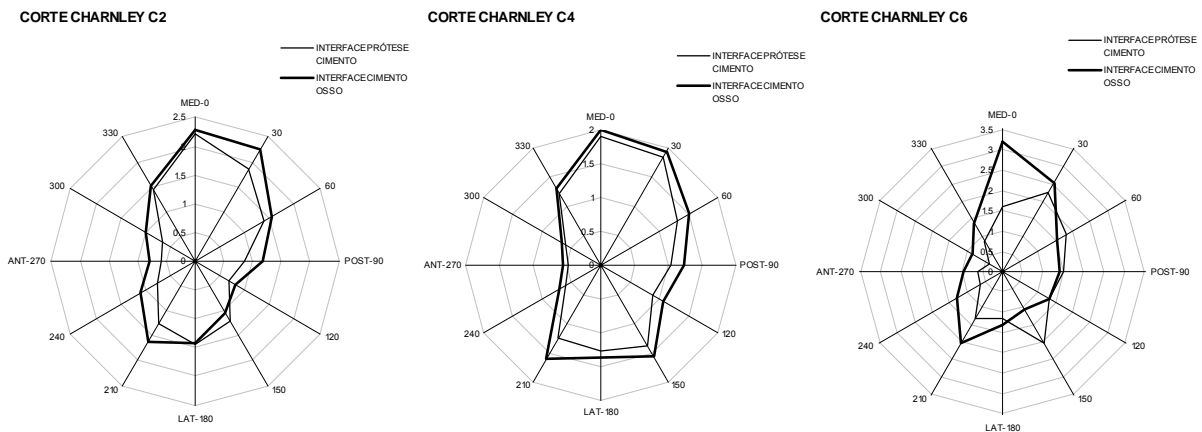


Figura 7.30 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso na prótese Charnley Roundback.

As tensões principais máximas observadas na artroplastia da prótese Stanmore estão ilustradas na figura 7.31, com tensões superiores na interface osso-cimento. Contudo, como nesta prótese não se verificou zonas de fissuração assinaláveis não é, aparentemente, possível correlacionar os resultados experimentais com os numéricos.

Na artroplastia da prótese Muller Straight, a tensão principal máxima está ilustrada na figura 7.32, sendo possível correlacionar os resultados da tensão principal máxima e o nível de fissuração verificado experimentalmente. Na secção M5 da figura 7.32 observa-se que a zona mais solicitada é o quadrante lateral-anterior onde se verificaram os maiores níveis de fissuração, ocorrendo fenómeno semelhante na secção M6.

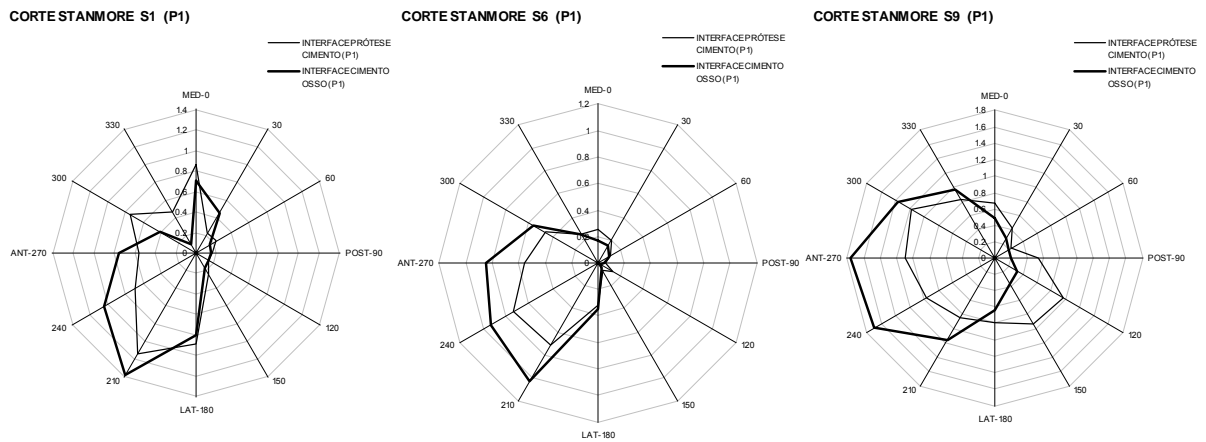


Figura 7.31 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso na prótese Stanmore.

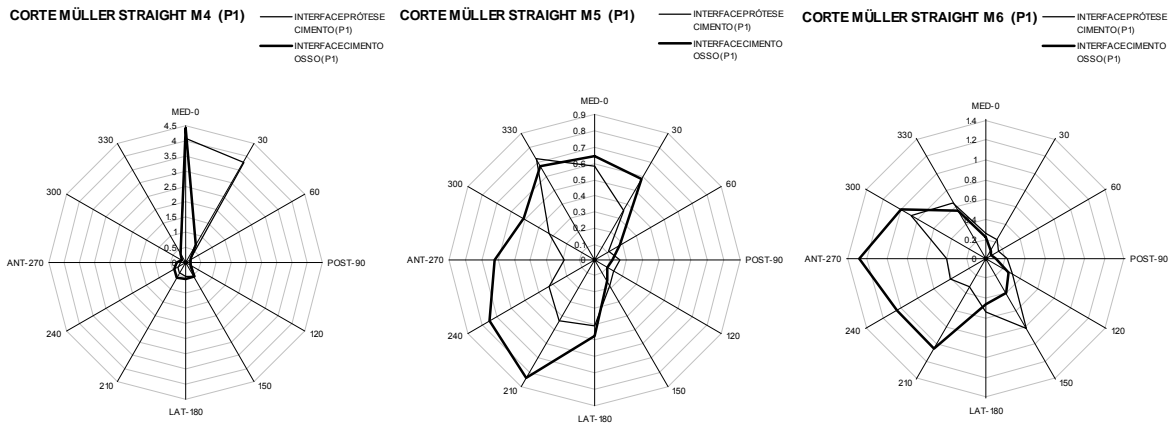


Figura 7.32 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso na prótese Muller Straight.

Na artroplastia do protótipo também se verificou que as tensões principais de tracção são superiores na interface osso-cimento como se ilustra na figura 7.33. Nesta também se verifica a ocorrência da zona mais solicitada no quadrante lateral-anterior, tendo-se observado neste quadrante maior fissuração na figura 7.18.

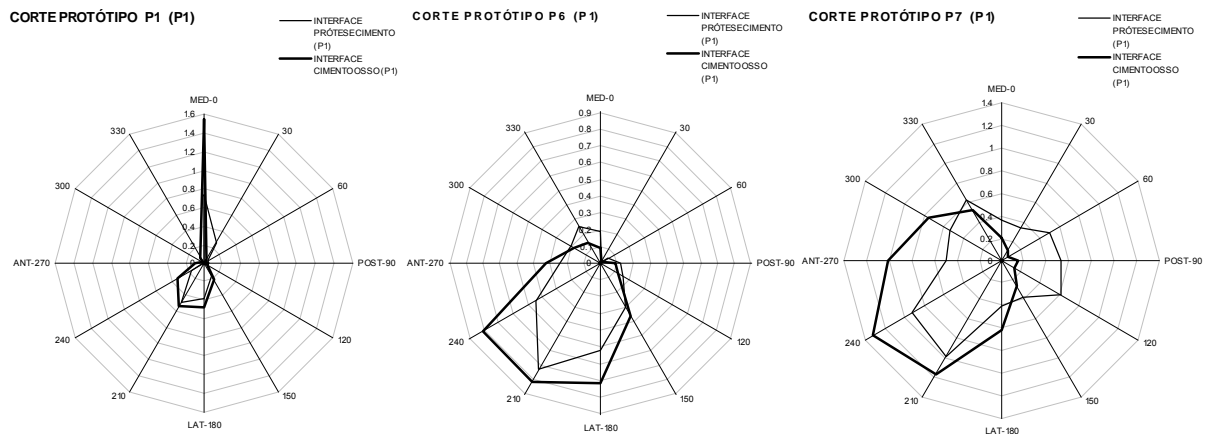


Figura 7.33 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso na prótese Protótipo.

7.6| Conclusões

Após uma análise cuidada e profunda dos resultados *in vitro*, verificou-se que a secção mais solicitada e mais crítica situa-se a 80 mm (± 10 mm) do centro da cabeça como refere a norma ISO7206, mas esta zona depende da geometria e não é aplicável a próteses anatómicas, pois ocorrem zonas distantes desta com elevados índices de fissuração. Quanto ao carregamento, este difere de prótese para prótese, mesmo dentro do mesmo tipo de prótese, sendo este um factor decisivo no comportamento de cada uma.

Relativamente às fissuras observadas, a prótese Lubinus SPII apresentou zonas de grande fissuração, realçando o comportamento desta prótese por ter originado a fractura do fémur sem ter acabado o ensaio. Stolk et al. [43], Go-Gyoon et al. [18, 21], Colombi [10], Lu e Mckellop [27], McComark e Prendergast [29] e McComark et al. [30] analisaram o crescimento de fissuras através das direcções principais das tensões, por este motivo foram comparadas as tensões principais e as fissuras.

No que concerne à prótese Lubinus SPII, a figura 7.34 apresenta as direcções das tensões principais, sendo a vermelho a tensão principal máxima (P1), a verde a intermédia (P2) e a azul a tensão principal mínima (P3). Com base nas direcções das tensões principais observa-se que o crescimento dá-se na direcção perpendicular à tensão principal P1.

Observa-se concordância com as fissurações observadas na figura 7.14, ocorrendo estas nas zonas onde a tensão P1 é paralela ao plano de corte. Para a secção L4 da figura 7.29b) a zona em que a tensão máxima é paralela à secção, verificando-se que as fissuras apenas não ocorrem no aspecto posterior como se verificou anteriormente. Na secção L12 o fenómeno já é diferente, sendo as tensões P1 perpendiculares ao plano originando fissuras longitudinais.

As direcções das tensões principais na interface cimento-osso cortical são tangentes a essa interface, como se pode observar na figura da secção L12 (figura 7.34) o que leva a formação de fissuras radiais como se observou experimentalmente.

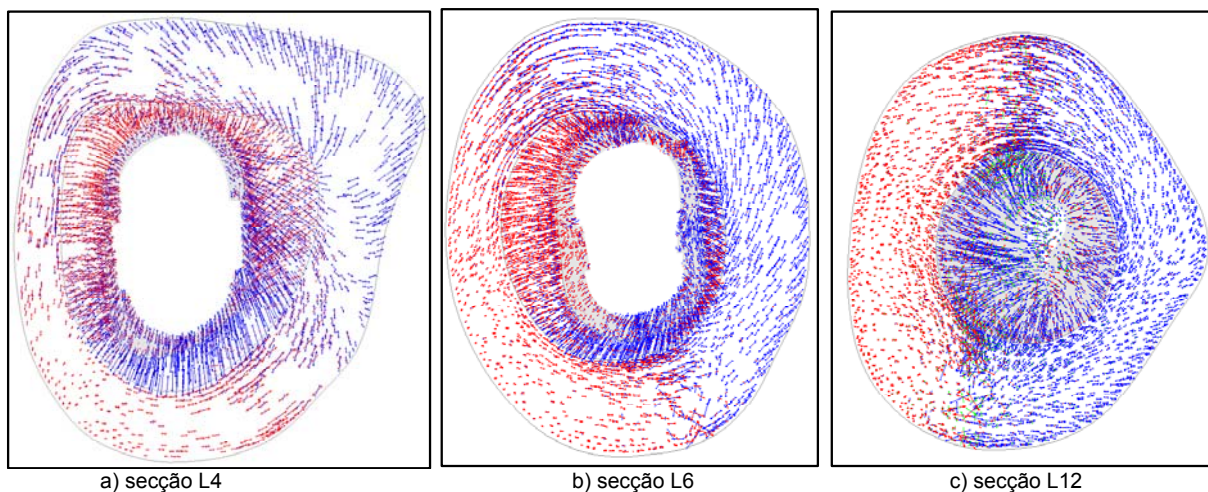


Figura 7.34 – Direcções das tensões principais na prótese Lubinus SPII

Relativamente ao que se verificou com a prótese Charnley Roundback (figura 7.35), não se verificaram grandes fissuras, contudo também se pode observar nos resultados numéricos que as direcções da tensão principal são paralelas ao plano da secção no manto de cimento, nomeadamente no osso esponjoso.

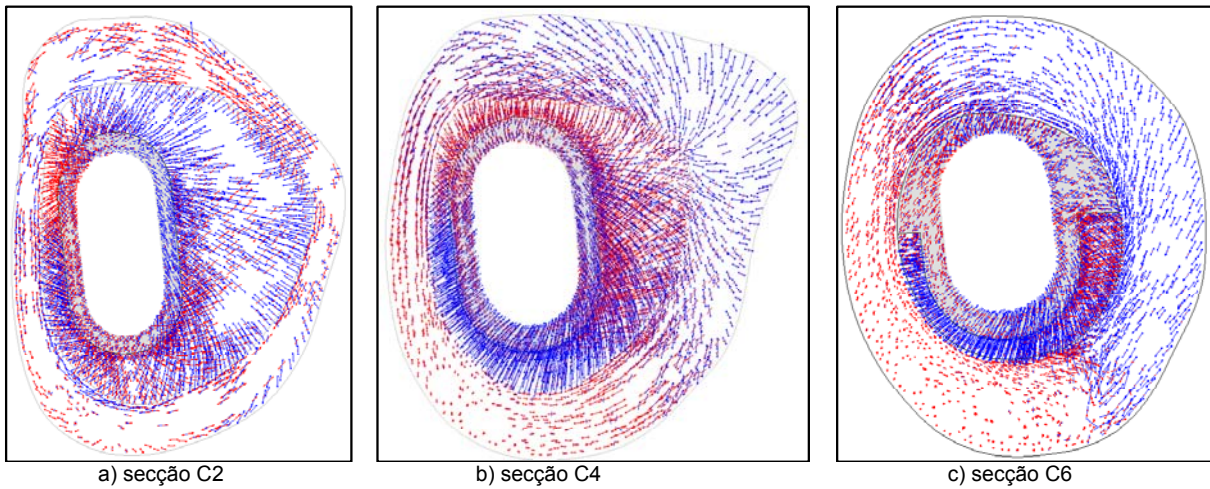


Figura 7.35 – Direcções das tensões principais na prótese Charnley Roundback.

O fenómeno descrito na interface cimento-osso cortical da prótese Lubinus SPII também se verifica com esta prótese.

A prótese Stanmore (figura 7.36) apresenta as direcções muito semelhantes às da prótese Charnley Roundback, apresentando a direcção das tensões principais P1 no aspecto lateral o que reflecte as fissuras observadas na secção S1 nesse aspecto. Esta prótese apresenta um excelente comportamento em fadiga sendo as tensões principais de direcção não paralela à secção.

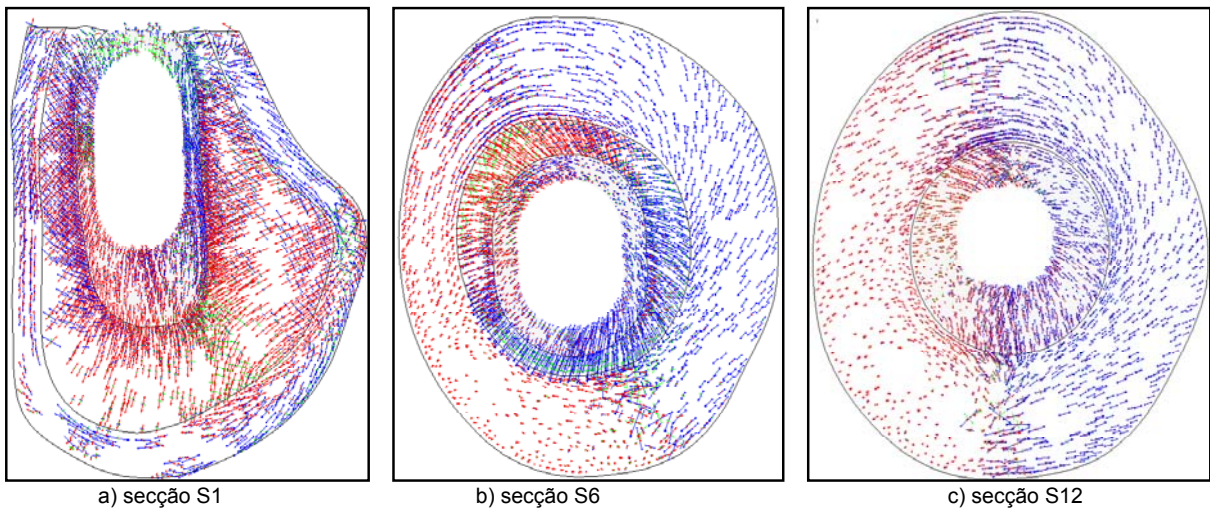
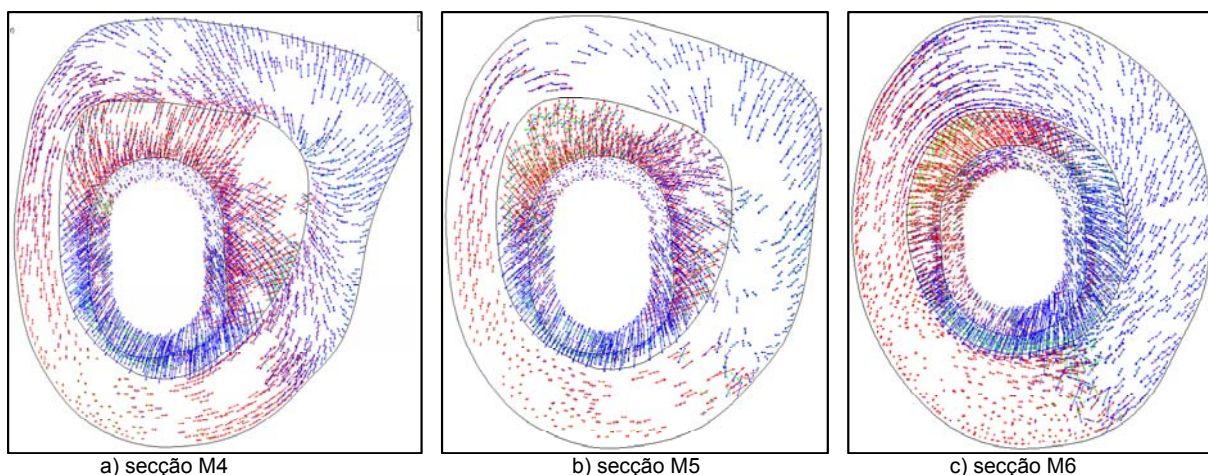


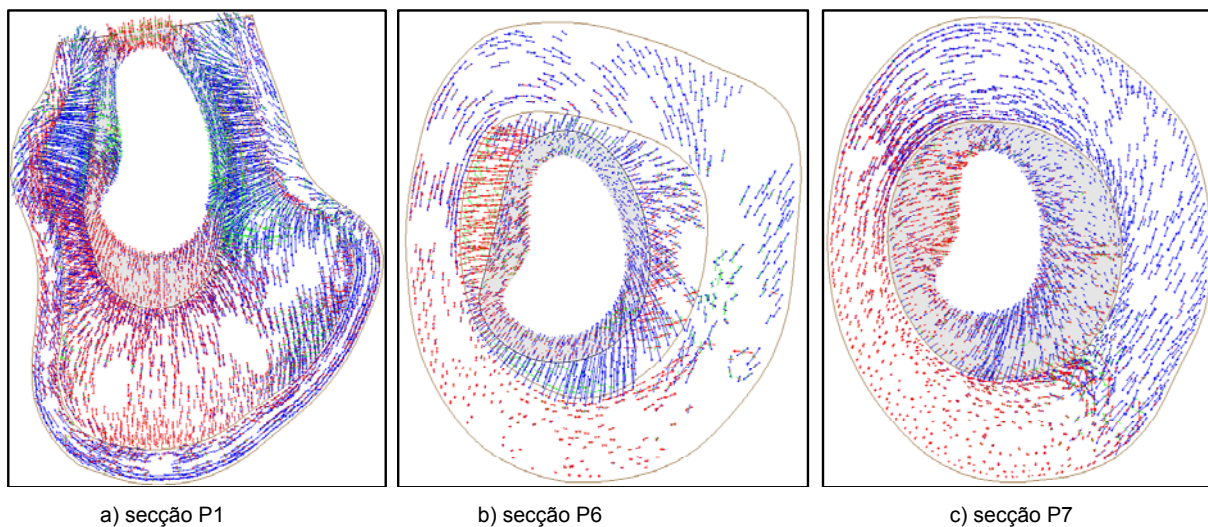
Figura 7.36 – Direcções das tensões principais na prótese Stanmore.

Na artroplastia da prótese Müller Straight (figura 7.37) observa-se que é na zona proximal no aspecto medial que a direcção da tensão principal máxima é paralela ao plano de corte. Nas secções da interface cimento-osso cortical onde se verificou as tensões principais de compressão, estas são tangenciais a esta superfície como se verificou com as próteses anteriores.



a) secção M4
b) secção M5
c) secção M6
Figura 7.37 – Direcções das tensões principais na prótese Müller Straight.

Na artroplastia do protótipo da figura 7.38, a zona proximal secção P1 é a que apresenta direcções da tensão principal paralelas ao plano de corte no aspecto medial, que se verificou no estudo *in vitro*. Na secção P6 não se observa direcções principais paralelas ao plano de projecção o que leva a concluir que o dano observado é principalmente do processo de cura do cimento.



a) secção P1
b) secção P6
c) secção P7
Figura 7.38 – Direcções das tensões principais na prótese Protótipo

Em termos de conclusão final, o ensaio *in vitro* revelou que a geometria influencia o comportamento do manto de cimento, podendo diferenciar-se comportamentos distintos. A prótese Lubinus SPII apresenta um comportamento inferior quando sujeita a este tipo de ensaio, o mesmo verificando-se com a Müller Straight. Este ensaio ISO aparentemente não é indicado para próteses anatómicas, o que poderá justificar o acontecido. Contudo, a prótese protótipo também é anatómica e não fracturou.

A prótese Stanmore revelou um excelente comportamento nestes ensaios, semelhante ao da Charnley Roundback.

O protótipo apresentou uma excelente colocação nas três artroplastias, tendo o sistema de colocação atingido os seus objectivos. No que concerne ao centralizador, este também desempenhou a sua função correctamente. Relativamente à colocação da prótese esta foi praticamente igual em todas, pois a posição da cabeça das 3 próteses apenas originou diferenças de carregamentos de 200 N.

Quanto à secção descrita na norma como crítica, esta parece ser dependente da geometria da haste, como constatado neste estudo.

Bibliografia

- [1] – Afsharpoya, B., Stewart, T. D., Barton, D. C., Fisher, J., Purbach, B., Wroblewski, M., 2004, Analysis of cement mantle stress with the combination of proximal cement/bone debonding and distal implant/cement debonding under conditions modeling retroversion torque at heel-strike, CMBBE, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid, Spain.
- [2] - Annual Report 2000, Prospective studies of hip prostheses and cements, 2000, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [3] – Bah, M. T., Browne, M., New, A. M., 2004, Probabilistic analysis of interface debonding process in cemented hip implants, CMBBE, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid, Spain.
- [4] – Baleani, M., Cristofolini, L., Viceconti, M., 1999, Endurance testing of hip prostheses: a Comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads. *Clinical Biomechanics*, 14, pp: 339-345.
- [5] - Bergman, G., Deuretzbacher, M. O. W., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, M., Duda, G. N., 2000, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February, Berlin.
- [6] - Bergmann, G., 2002, Biomechanics of hip joint, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 36-38.
- [7]- Britton, J. R., Prendergast, P. J., Egan, J. P., 2000, Design of a system for the application of muscle loading to the implanted proximal femur in a pre-clinical test. *Transactions of the 12th conference of the ESB*, Dublin, Ireland.
- [8] – Britton, J. R., Walsh, L. A., Prendergast, P. J., 2002, In vitro measurement of migration and inducible displacement of 4 cemented hip femoral components-results included cyclic muscle forces, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 290-291.
- [9] - Britton, R., L. A. Walsh and P. J. Prendergast, 2003, Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading, *Clinical Biomechanics*, 18 (7), pp: 637-646.
- [10] – Colombi, P., 2002, Fatigue analysis of cemented hip prosthesis: model definition and damage evolution algorithms, *International Journal of Fatigue* 24, pp: 895-901.
- [11] – Cristofolini, L., Savigni, P., Saponara Teutonico, A., Toni, A., 2002, Ex vivo and in vitro cement mantle fatigue damage around femoral stems: Validation of a protocol to simulate real-life loading in hip replacement patients. *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 48-49.
- [12] - Cristofolini, L., Teutonico, A. S., Monti, L., Cappello, A., Toni, A., 2003, Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between “good” and “bad” designs, *Journal of Biomechanics* 36, pp: 1603-1615.

- [13] - Cristofolini, L., Waide, V., Viceconti, M., 2004, Load transfer in cemented total hip replacement in vitro: bone and cemented strain under simulated tissue adaptations, ESB 2004, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [14] - Erani, P., Savigni, P., Cristofolini, L., Viceconti, M., 2004, Cement damage around hip stems: an ex-vivo study on retrieved cement mantles. ESB 2004, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [15] - Fisher, J., Stone, M. H., Galvin, A., Ingram, J., Tipper, J. L., Williams, S., 2004, Wear, debris and osteolytic potential of artificial hip joints: biomechanical and biological simulations, ESB 2004, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [16] – Fisher, D. A., Tsang, A. C., Paydar, N., Milionis, S., Turner, C. H., 1997, Cement mantle thickness affects cement strains in total hip replacement, *Journal of Biomechanics* 30, pp: 1173-1177.
- [17] - Ferreira, J. A., 2003, Modelação de Sistemas Hidráulicos para Simulação com Hardware-in-the-loop. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Portugal, Maio 2003.
- [18] - Go-Gyoon, K., Miller, M. A., Kenneth, A. M., 2004, A fatigue damage model for de cement-bone interface, *Journal of Biomechanics* 37, pp: 1505-1512.
- [19] - Go-Gyoon, K., Miller, M. A., Kenneth, A. M., 2004, Creep dominates tensile fatigue damage of the cement-bone interface, *Journal of Orthopedics Research* 22, pp: 633-640.
- [20] – Grupp, T. M., Volkwann, R., Wallstein, S., Fritzsche, J., Hermle, J., Hermle, T., Blomer, W., 2002, Method for evaluation of the long term behavior of modular revision hip joint components in regard to fatigue and different interface phenomena. Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 267-268.
- [21] – Heller, M. O., Bergmann, G., Kassi, J.P., Claes, L., Hass, N. P., Duda, G. N., 2005, Determination of a muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *Journal of Biomechanics* 28, pp: 1155-1163.
- [22] – Hung, Jui-Pin, Chen, J., Chiang, H., Wu, J., S., 2004, Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 76, pp: 103-113.
- [23] - Huiskes, R., 2000, The effects of assumed muscle loading on pre-clinical testing results of hip prostheses, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February.
- [24] – Janssen, D., Stolk, J., Verdonchot, N., 2005, Why would cement porosity reduction be clinical irrelevant, while experimental data show the contrary, *Journal of Orthopaedic Research* 23, pp: 691-697.
- [25] – Kassi, J-P., Markus, O. H., Stoeckle, U. Carsten, P., Duda, G. N., 2005, Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro. *Journal of Biomechanics*, 38, pp: 1143-1154.
- [26] - Kassi, J. P., Heller, M. O. W., Stoeckle, U., Perka, C., Duda, G. N., 2002, Muscle activity is essential for a realistic pre-clinical evaluation of primary stability in THA Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics, Poland,, Vol. 4 supplement 1, pp: 47.

- [27] - Lu, Z. and McKellop, H., 1997, Effects of cement creep on stem subsidence and stress in the cement mantle of a total hip replacement, *Journal of Biomedical Materials Research*, 34, pp: 221-226.
- [28] – Maher, S. A., Prendergast, P. J., Reid, A. J., Waide, D. V., Toni, A., 2000, Design and validation of a machine for reproduction precision insertion of femoral hip prostheses of preclinical testing. *Journal Biomechanics engineering*, 122, pp: 203-207.
- [29] – McCormark, B. A. O. and Prendergast, P. J., 1999, Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading, *Journal of Biomechanics*, 32, pp: 467-475.
- [30] – McCormark, B. A. O., Walsh, C. D., Wilson, S. P., Prendergast, P. J., 1998, A statistical analysis of microcrack accumulation in PMMA under fatigue loading: applications to orthopaedic implant fixation, *International Journal of Fatigue*, 20 (3), pp: 581-593.
- [31] – Moontanah, R., Allen, Ingle, P., 2004, Comparison of performance of different cement restrictors by finite element method, CMBBE, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid, Spain.
- [32] - Morlock, M. M., Nassutt, R., Bergmann, G., Honl, M., Schneider, E., 2000, Quantification of total hip arthroplasty patient activities and hip joint resting periods, *International Symposium on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice*, February, Berlin.
- [33] - Morlock, M., Bergmann, G., Honl, M., 2004, Hip joint loading modes and loading frequencies of total hip arthroplasty patients – implications for pre-clinical testing. *ESB 2004*, 4 – 7 July, Den Borch, The Netherlands.
- [34] – Pérez, M. A., Aznar, J. M., Bea, J. A., Doblaré, M., 2005, Simulation Y comparación del aflojamiento de la interfaz cemento-vástago y del deterioro del cimentos en prótesis de cadera, *Métodos Numéricos en Ingeniería 2005*, Granada, Spain.
- [35] – Pérez, M. A., Grasa, J., García, J. M., Bea, J. A., Doblaré, M., 2004, A computational probabilistic analysis of damage accumulation in cemented hip prostheses, CMBBE, 6th International Symposium, February 25-28, Madrid, Spain.
- [36] - Prendergast, P. J. and Maher, S. A., 2002, Discriminating the loosening behavior of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement, *Journal of Biomechanics* 35, pp: 257-265.
- [37] - Pérez, M. A., Grasa, J., Ferrer, R., Bea, J. A., García, J. M., Doblaré, M., 2003, Probabilistic damage model for life prediction of cemented total hip arthroplasty , *International Congress in Computational Bioengineering*, 1, Espana, pp: 51-60.
- [38] - Race, E., Miller, M. A., Ayers, D. C., Mann, K. A., 2003, Early cement damage a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface, , *Journal of Biomechanics*, 36, pp: 489-496.
- [39] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonschort, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results?, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 147-148.
- [40] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2001, Hip Joint and Abductor-Muscle Forces Adequately Represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, *Journal of Biomechanics* 34, pp: 917-926.
- [41] - Stolk, J, Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair Climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than Walking, *Clinic Orthopedic Related Research* 405, pp: 294-305.

- [42] - Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R., 2002, Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can procedure similar bone and cement strains in pré-clinical testes, *Journal of Biomechanics* 35, pp: 499-510.
- [43] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Based Pre-Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates?, *Proceedings of the 14th conference of European Society of Biomechanics*, Den Borch, The Netherlands.
- [44] – Szivek, J. A., Benjaminn, J. B., Anderson, P. L., 2000, An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions, *Medical Engineering & Physics* 22, pp: 109-116.
- [45] - Talaia, P., Rocha, A. Ferreira, J., 2002, Suspension Analysing Equipment Based on a Hydraulic Servo-Cylinder. In proceedings of CONTROLO 2002 - 5th Portuguese Conference on Automatic Control University of Aveiro, September.
- [46] - Verdonschot, N., 2004, Preclinical testing of cemented THR implants: pre-normative research for European standard, *Proceedings of the 14th conference of European Society of Biomechanics*, The Netherlands.
- [47] - Verdonschot, N., Barrink, M., Stolk, J., Gardeniers, J., Schreus, W., 2002, In-Vitro tests on cemented femoral components should include resisting periods to obtain realistic migration characteristics. *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 274-275.
- [48] - Verdonschot, N., Huiques, R., 1997, Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79-B, pp: 665-9.
- [49] - Verdonschot, N., Huiques, R., 1997, The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of damage, *The Journal of Biomechanics*, 30 (8), pp: 795-802.
- [50] – Viceconti, M., Cavalloti, G., Andrisano, A. O., Toni, A, 1995, Discussion on the design of a hip joint simulator, *Medical Engineering & Physics*, 18 (3), pp: 234-240.
- [51] - Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodeling using composite femurs, *Clinical Biomechanics* 18, pp: 523-536.
- [52] - Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A. , 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *Journal of Biomechanics* 37, pp: 13 - 26.
- [53] - Wlodarski, J., 2002, Mechanical conditions of endurance of the joint: bone cement implant, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 294-295.
- [54] – Writton, J. R., Walsh, L. A., Prendergast, P. J., 2002, In vitro measurement of migration and inducible displacement of 4 cemented hip femoral components – results include cyclic muscle forces, *Proceedings of the 13th conference of European Society of Biomechanics*, Poland, Vol. 4 supplement 1, pp: 284-285.

Conclusões

Esta tese teve como objectivo principal o desenvolvimento de uma nova componente femoral de uma prótese de anca cimentada. Para a sua concepção e desenvolvimento, diversos estudos, numéricos e experimentais, foram realizados e os resultados foram comparados entre a nova prótese e as quatro convencionais disponíveis no mercado. Os trabalhos foram concluídos fazendo testes de fadiga, em que se sujeitou 3 próteses de cada uma das analisadas neste trabalho a um milhão de ciclos.

O estudo da artroplastia da anca é globalmente complexo, assim como qualquer problema biomecânico que envolva um implante em contacto com tecidos vivos. No que diz respeito à artroplastia da anca cimentada, a complexidade do estudo reside no conhecimento científico dos mecanismos de resposta do tecido ósseo ao hospedeiro, assim como as próprias características do portador de um implante. O seu estudo envolve muitas variáveis, muitas delas estudadas e apresentadas nesta tese, outras de difícil quantificação. O estudo teve uma estratégia subjacente ao desenvolvimento da nova geometria de haste femoral que consistiu em analisar biomecanicamente a proposta com outras próteses convencionais actualmente comercializadas e de elevadas taxas de sucesso. As conclusões sobre os estudos realizados conducentes à proposta de prótese femoral foram sendo apresentadas oportunamente. Contudo, apresentaremos o resumo das mesmas.

I) Os materiais utilizados nas artroplastias apresentam um papel importante, pois a rigidez do material da haste, o tipo de textura superficial da mesma e as propriedades do cimento podem ser factores que determinam a taxa de sucesso da artroplastia. A porosidade do cimento pode desempenhar em termos mecânicos efeitos que podem ser benéficos ou não. A existência de poros pode evitar a propagação de fendas no manto de cimento, mas pode ser foco de iniciação das mesmas por provocarem concentração de tensões. O cimento na artroplastia cimentada é um dos elementos com maior relevância porque permite a estabilidade do implante pós-operatório e a longo prazo. A maior ou menor propensão para a libertação de partículas de cimento pode ditar o insucesso prematuro de uma prótese, que dependerá também da geometria e material desta última.

II) Os registos ortopédicos desempenham um papel relevante porque é possível extrair evidências científicas entre factores como tipologia dos pacientes, patologias, tipo de próteses e cirurgias com as taxas de sucesso de uma prótese de anca. Este tipo de resultados é de qualidade superior aos experimentais *in vitro* e numéricos. Contudo, as simulações numéricas são actualmente a única ferramenta de projecto possível de usar na concepção de novas próteses de anca.

III) Os resultados numéricos referentes às simulações com os modelos numéricos simplificados da prótese cimentada mostraram que secções orgânicas provocam menores tensões, quer no manto de cimento, quer nas interfaces do manto de cimento com o implante e o tecido ósseo. Verificou-se que uma maior área resistente da secção da haste não é sinónimo de tensões inferiores, ao contrário da geometria que parece ser um dos factores responsáveis pela caracterização dos campos de tensões.

IV) O raio de curvatura no aspecto medial da prótese também é um factor importante nos níveis de tensões no manto de cimento e na uniformização destas em torno da prótese. Um raio pequeno provoca tensões de compressão elevadas no aspecto medial; por outro lado, um raio maior pode fazer com que não seja possível a formação de uma camada de cimento no aspecto medial, provocando o contacto da haste com o osso.

V) O sistema biomecânico das forças na anca é responsável pelo carregamento do fémur e um parâmetro importante para a geração de estados de tensão-deformação fisiológicos. É necessário incluir determinados músculos, entre outros os tensores de fasciae latea proximal e distal para gerar níveis de esforço em flexão e compressão do fémur para conceber próteses de anca funcionalmente mais adequadas.

VI) A intensidade e direcção das forças de reacção no contacto tribológico e dos abdutores para o fémur intacto é naturalmente diferente para o fémur com prótese e difere de prótese para prótese. Neste sentido, é necessário fazer o equilíbrio do sistema de forças, que depende das características geométricas da prótese, de modo que as reacções no joelho sejam iguais para o fémur com ou sem prótese. Caso a correcção do sistema de cargas não seja feita, poder-se-à correr o risco de fazer comparações de desempenho entre diferentes próteses de forma errónea, mascarando o verdadeiro desempenho das mesmas e entre elas. Este aspecto da simulação de próteses de anca tem sido ignorado em muitos estudos publicados.

VII) Para a nova geometria femoral da prótese de anca propõe-se uma geometria anatómica e modular, podendo usar vários tamanhos de cabeças. Todavia, sugere-se o diâmetro de 28 mm que aparece assumir o compromisso entre o desgaste do material e as luxações. Sugere-se ainda o uso de centralizador, já que todas as simulações numéricas partiram do pressuposto que a haste está centrada no canal femoral. O centralizador deve conter uma rosca tipo “macho” para não quebrar aquando da colocação da haste.

VIII) Observou-se que a zona mais crítica para todas as artroplastias situa-se na sua ponta distal, onde se observou a concentração de elevadas tensões no quadrante medial-posterior das próteses. Na análise realizada sobre a intensidade das tensões nesta zona da prótese, verificou-se que as que induziram as mais baixas foram a Stanmore e o protótipo concebido.

IX) Como um dos factores importantes para o sucesso da artroplastia da anca é a forma de abertura do canal femoral no que se refere à geometria, pois este vai definir o tipo de alojamento e posição da prótese. Foi concebido e desenvolvido um novo instrumental para guiar as raspas. As cirurgias *in vitro* com a prótese protótipo mostraram excelente reprodutibilidade de posicionamento dos 3 protótipos colocados.

X) O corte realizado na região do colo do fémur é também relevante, devendo este ser feito de forma que o colar da prótese possa transmitir as cargas normais ao fémur.

XI) As propriedades do cimento dependem do método de misturação. Nas cirurgias *in vitro* realizadas observou-se elevada porosidade em algumas. A colocação do cimento deve ser cuidadosamente feita, pois verificou-se alguns defeitos, como bolhas e inexistência de cimento em determinadas zonas da prótese. A viscosidade do cimento é também parâmetro importante na formação de poros.

XII) O ensaio segundo a norma ISO7206 é um ensaio extremamente “agressivo”, devendo este ser adaptado para próteses do tipo anatómico.

XIII) As fissuras tanto ocorreram na interface prótese-cimento como na interface osso-cimento, dependendo da geometria da haste, embora não seja possível, com o trabalho realizado, apresentar cientificamente os mecanismos de fissuração em função do cimento e do tipo de prótese, que se sugere para futuros desenvolvimentos.

Uma pergunta que este trabalho naturalmente suscita é: Qual é a melhor prótese cimentada das estudadas nesta tese? É obvio que seria desonesto responder de forma convincente a tal pergunta, porque não há uma evidência científica clara para o fazer. Podemos dizer claramente que a prótese Müller Straight é certamente a prótese de menor desempenho, porque apresentou níveis de tensões, em todos os aspectos, mais elevados. Relativamente às outras próteses, tal já não é tão claro,

embora de uma forma global a prótese Stanmore apresentou-se com excelente desempenho numérico e experimental sob fadiga. Convém lembrar que a prótese Lubinus SPII apresentou níveis de tensões aceitáveis se tivermos em atenção o limite de resistência à fadiga do cimento, mas tal não evitou que as duas próteses provocassem a fractura do fémur numa região próxima da ponta da haste da prótese quando sujeita aos ensaios de fadiga. A prótese Stanmore foi de todas as próteses a que apresentou um número de fissuras inferior e com descolamentos pouco visíveis.

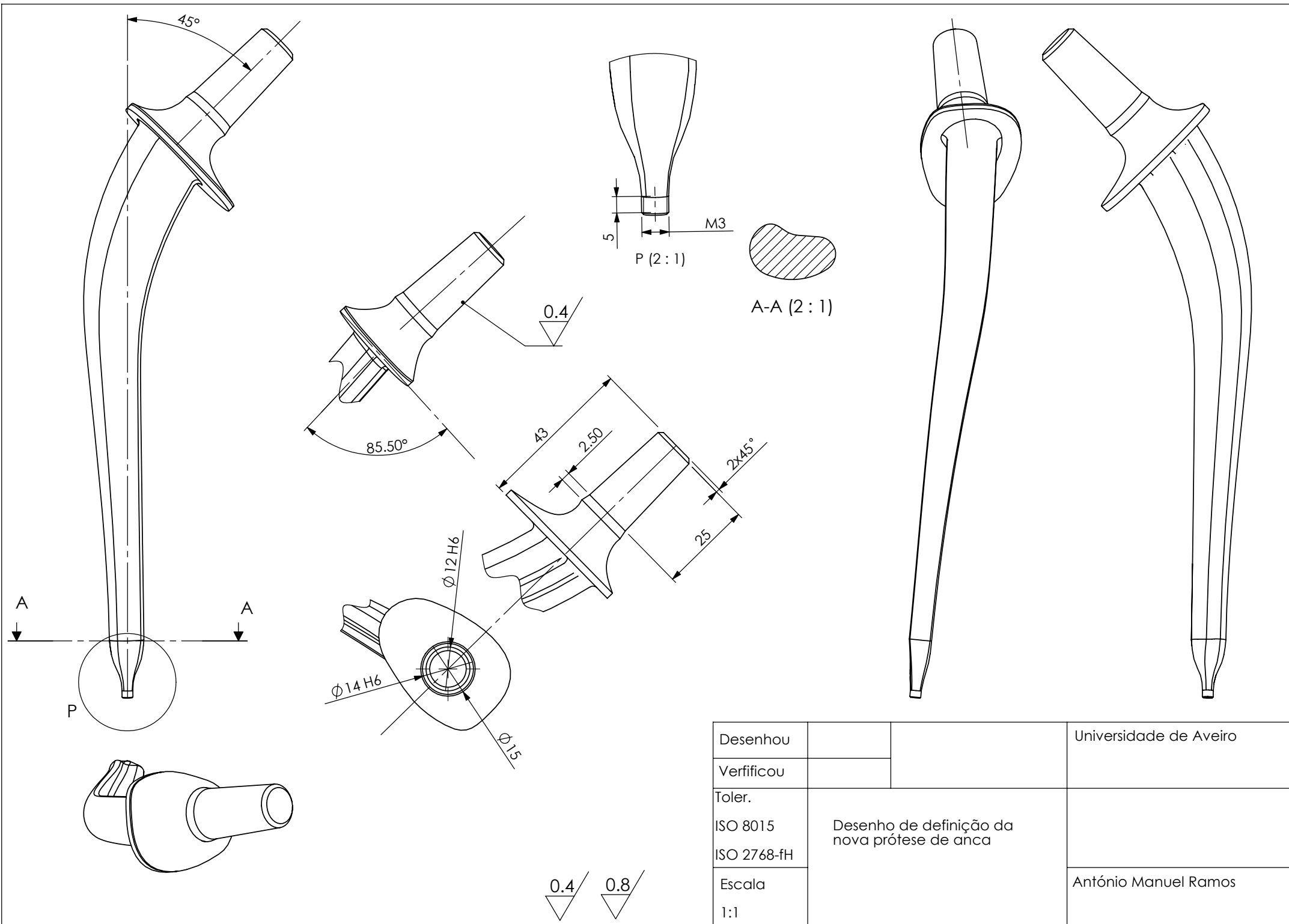
A prótese protótipo, relativamente às simulações numéricas, foi a que apresentou globalmente os melhores resultados, tensões muito uniformes em todos os aspectos e de baixa intensidade. Relativamente aos ensaios de fadiga, os resultados evidenciaram uma prótese de comportamento semelhante à Charnley Roundback e Stanmore, mas convém lembrar que estes resultados advêm de somente 3 ensaios, não sendo estatisticamente significativo.

Futuros desenvolvimentos

O trabalho aqui apresentado, devido à sua natureza, não se pode considerar completo, e foi assumido como tal desde do seu início. Assim, futuros desenvolvimentos serão necessários, não só para clarificar alguns aspectos biomecânicos relativos ao desempenho numérico e experimental da nova prótese, mas também para finalizar o seu ciclo de desenvolvimento que deverá culminar na experimentação clínica, mesmo tendo consciência das dificuldades que um processo deste tipo sempre acarreta e do tempo necessário para o encerrar. Assim, os futuros desenvolvimentos que se sugerem prendem-se exclusivamente com a prótese desenvolvida e deverá contemplar:

- O estudo biomecânico do sistema de cargas (reação no contacto tribológico e forças musculares) e de que modo estas podem influenciar o campo de tensões-deformações;
- A análise da influência do colar (direções medial-lateral e anterior-posterior) deve permitir resultados mais conclusivos sobre os respectivos ângulos de inclinação, visando a sua optimização no modo de transferência de carga. É conveniente lembrar que a proposta do colar tem implicações significativas em termos de custos de fabrico de uma prótese com estas características e neste sentido é necessário aferir as reais vantagens do tipo de colar sugerido;
- O instrumental desenvolvido para a colocação dos protótipos carece de re-design e neste sentido deverá ser investido algum tempo de investigação no desenvolvimento do instrumental específico para esta prótese, maximizando tanto quanto possível a simplicidade da sua utilização;
- Neste trabalho observou-se a formação significativa de micro-bolhas, que foi diferente de prótese para prótese. Assim, propõe-se a investigação de diferentes métodos de misturação e cimentos de viscosidades diferentes para a colocação da prótese protótipo para avaliar a sua influência na qualidade do manto gerado e nas fissuras provocadas pelo processo de polimerização do cimento;
- Avaliação do comportamento da prótese protótipo sob fadiga, analisando os efeitos de inclusão das forças musculares, nomeadamente a dos abdutores;
- Avaliação da prótese protótipo de acordo com os ensaios especificados na norma ISO 7206;
- Analisar a prótese relativamente ao seu comportamento a longo prazo através de modelos numéricos e experimentais que incluam um mecanismo de dano acumulado.

Anexo



Desenhou		Universidade de Aveiro
Verificou		
Toler. ISO 8015 ISO 2768-fH	Desenho de definição da nova prótese de anca	
Escala 1:1		António Manuel Ramos